HAL open science

Approche dynamique de l'utilisation d'un cheval mécanique au service de la rééducation posturale de patients cérébrolésés

Héloïse Baillet

▶ To cite this version:

Héloïse Baillet. Approche dynamique de l'utilisation d'un cheval mécanique au service de la rééducation posturale de patients cérébrolésés. Education. Normandie Université, 2018. Français. NNT : 2018NORMR078 . tel-01981662

HAL Id: tel-01981662

https://theses.hal.science/tel-01981662

Submitted on 15 Jan 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité
Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, Section 74

Préparée au sein de l'Université de Rouen Normandie

Approche dynamique de l'utilisation d'un cheval mécanique au service de la rééducation posturale de patients cérébrolésés

Présentée et soutenue par
Héloïse BAILLET

Thèse soutenue publiquement le 5 octobre 2018 devant le jury composé de		
Nicolas BENGUIGUI	Professeur des université, Université de Caen Normandie, France	Co-directeur de thèse
Christophe BOURDIN	Professeur des universités, Université Aix-Marseille, France	Rapporteur
David LEROY	Maître de conférences, Université de Rouen Normandie, France	Co-encadrant de thèse
Julien LAGARDE	Maître de conférences habilité à diriger des recherches, Université de Montpellier, France	Rapporteur
Isabelle SIEGLER	Professeur des universités, Université Paris-Sud, France	Examinatrice
Régis THOUVARECQ	Professeur des universités, Université de Rouen Normandie, France	Co-directeur de thèse

Thèse dirigée par **Pr Régis THOUVARECQ, Directeur de thèse, Laboratoire CETAPS (EA 3832)**
Pr Nicolas BENGUIGUI, Co-directeur de thèse, Laboratoire CESAMS (EA 4260)
Dr David LEROY, Co-encadrant, Laboratoire CETAPS (EA 3832)

UNIVERSITÉ DE ROUEN NORMANDIE

ÉCOLE DOCTORALE 556 HSRT
Normandie Université

CETAPS

— Sommaire —

Introduction générale **1**

Partie I. Cadre théorique **7**

Chapitre 1. L'approche dynamique du contrôle moteur **8**
I. Le contrôle moteur *9*
1. Positionnement de cette thèse 9
1.1. L'approche dynamique 9
2. Interactions, contraintes et auto-organisation d'un système sensori-moteur 10
3. La coordination, un comportement auto-organisé 12
4. Etat d'équilibre et dynamique intrinsèque d'un système non-linéaire 13
4.1. Définition et représentations des attracteurs 13
4.2. Définition de la dynamique intrinsèque 16
4.2.1. La variable collective 16
4.2.2. La variable non-spécifique 19
4.3. Identification des modes de coordination bi-manuelle spontanés 19
5. Modéliser la dynamique intrinsèque : le modèle HKB 20
6. Synthèse 23
II. L'approche dynamique des coordinations posturales *24*
1. Equilibre et stratégies posturales 24
2. Modes de coordinations posturales préférentiels et transitions 26
3. Influence des contraintes sur la coordination posturale 29
3.1. En position érigée 29
3.2. En position assise 30
4. Synthèse 32
III. L'apprentissage moteur *33*
1. L'approche dynamique de l'apprentissage moteur 33
2. L'apprentissage par exploration : de la coordination débutante à la coordination experte 34
3. L'apprentissage guidé par la tâche 36
3.1. Le biofeedback : une aide à l'apprentissage 37
3.1.1. Les coordinations bi-manuelles 37
3.1.2. Les coordinations posturales 40
4. Synthèse 43

Chapitre 2. Lésions cérébrales et coordination posturale **44**
I. Impact d'une pathologie sur la dynamique posturale *45*
1. La pathologie : une contrainte intrinsèque ? 46
1.1. Modifications de la coordination dynamique : exemples de la locomotion 48
1.2. Marche et équitation : deux activités cycliques 51
2. Approche dynamique et rééducation 53
2.1. Rééduquer en manipulant les contraintes 54
2.2. Rééduquer en guidant 55
2.2.1. Le biofeedback : une aide à la rééducation 57
3. Synthèse 61
II. Les lésions cérébrales *63*
1. Définition générale, causes et facteurs de la lésion 63
1.1. L'Accident Vasculaire Cérébral 64
1.1.1. Mécanismes de la lésion et physiopathologie d'un AVC 64
1.1.2. Les conséquences neurologiques et fonctionnelles 66
1.1.2.1. Suite à un AVC ischémique 66
a. Le territoire carotidien 66
b. Le territoire vertébro-basilaire 68
1.1.2.2. Suite à un AVC hémorragique 69
1.1.3. Evaluer la gravité d'un AVC 70
1.2. Le traumatisme crânien (TC) 72

1.2.1. Mécanismes de la lésion et physiopathologie d'un TC 72
1.2.1.1. Les lésions intracrâniennes traumatiques 73
a. Les lésions diffuses 73
b. Les lésions focales 74
c. Autres lésions 75
1.2.2. Evaluer la gravité d'un TC 75
1.2.3. Les conséquences fonctionnelles d'un TC 77
2. Synthèse 77
III. Rééducation posturale et plasticité cérébrale 79
1. La plasticité cérébrale 79
1.1. Evolution du concept de rééducation motrice 81
1.2. Prise en compte de la plasticité cérébrale dans la rééducation 82
2. Synthèse 83

Chapitre 3. Une rééducation par le cheval : l'équithérapie 85
I. L'équithérapie 86
1. Différentes terminologies 86
1.1. Définitions 86
1.2. Histoire des bienfaits de l'équithérapie 87
2. Intérêts de l'équithérapie au sein de la rééducation 89
2.1. Mouvements de l'animal et posture du cavalier 90
II. Synthèse 93

Chapitre 4. Une nouvelle forme d'équithérapie : l'équithérapie simulée 95
I. Le simulateur équestre 96
1. Outil de rééducation : cheval mécanique « Peteris Klavins » 97
1.1. Caractéristiques 97
1.2. Intérêts 99
II. Synthèse 100

Problématique et objectifs 101

Partie II. Cadre expérimental 105

Chapitre 5. Analyse des coordinations posturales et du coût énergétique des sujets sains 106
I. Etude 1 108
1. Introduction 108
2. Matériel et méthodes 111
2.1. Population 111
2.2. Dispositifs 112
2.2.1. Mesure des échanges gazeux respiratoires 112
2.2.2. Mesure de la coordination posturale 113
2.3. 116
2.3. Procédure 116
2.4. Statistiques 116
2.4.1. Les échanges respiratoires 117
2.4.2. Les coordinations posturales 117
2.4.3. Les corrélations 118
2.4.4. Les cross-corrélations 119
3. Résultats 119
3.1. Les échanges gazeux respiratoires 119
3.1.1. Consommation d'oxygène VO_2 119
3.1.2. Production de dioxyde de carbone VCO_2 120
3.1.3. Fréquence Cardiaque FC 122
3.1.4. Quotient Respiratoire QR 122
3.2. La coordination posturale 123
4. Discussion 134

II. Synthèse et résumé de l'expérimentation 1 *140*

Chapitre 6. Coordination spontanée et apprentissage de nouveaux patterns posturaux **142**
I. Etude 2 *144*
1. Introduction 144
2. Matériel et méthodes 148
2.1. Population 148
2.2. Conditions expérimentales 148
2.3. Procédure 151
2.4. Statistiques 153
3. Résultats 154
3.1. Coordination tronc/cheval 155
3.2. Variabilité de la coordination tronc/cheval 162
3.3. Evolution des coordinations tronc/cheval et de leur variabilité en fonction des séances pour chacun des groupes 165
4. Discussion 168
II. Synthèse et résumé de l'expérimentation 2 *173*

Chapitre 7. Rééducation posturale de patients cérébrolésés **175**
I. Etude 3 *177*
1. Comité d'éthique 177
2. Introduction 177
3. Matériel et méthodes 180
3.1. Population 180
3.1.1. Groupe témoin 180
3.1.2. Groupe cheval mécanique 182
3.2. Conditions expérimentales 183
3.3. Procédure 184
3.4. Recueil des données 185
3.5. Statistiques 186
4. Résultats 187
4.1. Coordinations posturales : tronc/cheval, tête/cheval 189
4.1.1. Phases relatives tronc/cheval 189
4.1.2. Phases relatives tête/cheval 192
4.2. Evolution des coordinations posturales (post-test—pré-test) : tronc/cheval, tête/cheval 196
4.2.1. Evolution des PR tronc/cheval 196
4.2.2. Evolution des PR tête/cheval 198
4.3. Variabilités des coordinations posturales 200
4.3.1. Variance des phases relatives tronc/cheval 200
4.3.2. Variance des phases relatives tête/cheval 201
4.3.3. Evolution de la variabilité posturale (post-pré) 203
4.3.3.1. Variance de l'évolution des PR tronc/cheval 203
4.3.3.2. Variance de l'évolution des PR tête/cheval 203
5. Discussion 204
5.1. Modification des coordinations tronc/cheval et tête/cheval 204
5.2. Modification des coordinations en fonction des fréquences d'oscillation du cheval mécanique 205
5.3. Modification des coordinations selon le groupe et les fréquences d'oscillation 207
5.4. Evolution des coordinations posturales 208
5.5. Variabilité de ces coordinations et évolution de cette variabilité 209
5.6. Profils individuels et coordinations posturales 210
II. Synthèse et résumé de l'expérimentation 3 *211*

Discussion générale et perspectives **213**
I. Discussion générale *214*
1. Caractérisation de la dynamique posturale d'individus sains et pathologiques sur un cheval mécanique 215
2. Apport d'une méthode de biofeedback visuel dans l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale sur le cheval mécanique 216

3. Intérêt de l'utilisation de cet outil pour la rééducation posturale de patients cérébrolésés 218
4. Réflexions critiques et perspectives 223
4.1. Réflexions critiques 223
4.2. Perspectives 224
II. Apports techniques *226*

Conclusions **228**

Bibliographie **232**

Annexes **255**

— Table des illustrations —

Figures

Figure 1. Le comportement moteur émergeant d'un réseau de contraintes, selon Newell (1985, 1986) 10
Figure 2. Evolution du pattern de coordination de la locomotion du cheval en fonction de la vitesse (d'après Hoyt & Taylor, 1981) 11
Figure 3. Le modèle de Kugler et Turvey (1987) mettant en relation les périodes prédites par un modèle pendulaire oscillant et les périodes réellement observées de plusieurs espèces 12
Figure 4. Représentation d'un attracteur fixe. P : position du pendule. V : vitesse du pendule. 14
Figure 5. Représentation d'un attracteur cyclique. P : position du pendule. V : vitesse du pendule 15
Figure 6. Représentation d'un attracteur étrange (d'après Lorenz (1963)). 15
Figure 7. Représentation schématique d'un paysage d'attracteurs. Les billes au fond des vallées représentent un état attracteur où la stabilité est maximale et la dépense énergétique minimale (Delignières, 2004) 16
Figure 8. Coordination de deux oscillateurs (a et b) à l'instant T, dans l'espace des phases : X correspondant à la vitesse et X à la position. Cette représentation montre une coordination en antiphase de ces deux oscillateurs ($\phi_{rel} \approx 180°$) 18
Figure 9. Représentation des coordinations bi-manuelles d'après Kelso (1981). (A) Mode de coordination en phase (B) Mode de coordination en antiphase 20
Figure 10. Représentation de l'évolution de la fonction potentielle du modèle HKB approfondi par Kelso et al. (1990). Les billes noires symbolisent les comportements coordonnés stables et les billes blanches correspondent aux états de coordination instables 22
Figure 11. Les stratégies posturales (cheville, hanche et verticale) d'après Nashner et McCollum (1985) 25
Figure 12. Dispositif expérimental de l'étude réalisée par Bardy et al. (1999) 27
Figure 13. Représentation du point de transition de la coordination hanche/cheville (ϕ_{rel}) lorsque la fréquence d'oscillation de la cible augmente, d'après l'étude de Bardy et al. (2002). LF : basses fréquences ; HF : hautes fréquences 28
Figure 14. Coordination débutante (en haut, à gauche) et experte (en haut, à droite) lors du processus d'apprentissage sur un simulateur de ski (d'après Vereijken et al. (1997) et modifié par Temprado (2005)). 36
Figure 15. Evolution de la performance des sujets (d'une dynamique bi-stable à une dynamique tri-stable) lorsqu'ils réalisent un pattern de coordination 90°, d'après Zanone & Kelso (1992) 38
Figure 16. Dispositif expérimental utilisé par Wenderoth & Bock (2001) 39
Figure 17. Représentation d'une figure de Lissajous (cercle rouge), caractérisée par une phase relative de 90° entre les hanches et les chevilles, et d'un biofeedback en temps réel (trait bleu) informant le sujet sur sa propre coordination. Dispositif utilisé par Faugloire et al. (2005, 2006). 42
Figure 18. Selon l'approche dynamique du contrôle moteur, classification (proposée par Holt et al. (2010)) de la relation entre la pathologie et les activités motrices, selon les contraintes (prenant en considération les modèles de Nagi et de l'ICF). 46
Figure 19. Représentation d'un cycle de marche chez l'Homme (www.allomonpied.com), composé d'une phase d'appui et d'une phase oscillante 49
Figure 20. Mouvements du bassin d'un individu lors de la marche (non-pathologique) 53
Figure 21. Représentation d'un biofeedback "statique", à gauche (le but pour le patient étant de maintenir son centre de pression à l'intérieur du cercle gris), et "dynamique", à droite (faire passer son centre de pression dans chacun des carrés noirs), adaptée selon l'étude de Nichols (1997). Chaque pointillé représente le centre de pression de l'individu. 58
Figure 22. Représentation de la méthode de Biofeedback visuel utilisée par Varoqui et al. (2010), chez des patients hémiplégiques. Le but pour le patient est de se rapprocher, grâce à sa propre coordination (trait gris fin), du pattern de coordination prescrit (trait gras) 60
Figure 23. Vue latérale externe gauche du cerveau humain (© Wikimedia). 63
Figure 24. Représentations d'un AVC ischémique (à gauche) et d'un AVC hémorragique (à droite) (www.docteurclic.com). 65
Figure 25. Représentation schématique de la circulation et vascularisation du cerveau. Vue sagittale (A) et frontale (B). (www.smartfiches.fr) 67
Figure 26. Vascularisation du territoire vertébro-basilaire 69
Figure 27. Scanner d'un cerveau ayant subi un AVC hémorragique © James Heilman, Wikipédia 70
Figure 28. Mécanisme d'un traumatisme crânien. (a) effet de contact (b) effet de contrecoup (d'après Heegaard & Biros (2007)). 73

Figure 29. Représentation schématique (coupe transversale) des possibles lésions focales lors d'un traumatisme crânien : hématome extra-dural ; hématome sous-dural ; hématome intracérébral. (www.opthalmologie.pro). 75
Figure 30. Echelle du score de Glasgow (pour bébés, enfants et adultes) permettant d'interpréter la gravité du traumatisme (Moore et al., 2006 ; Teasdale & Jennett, 1974). 76
Figure 31. Liz Hartel aux Jeux Olympiques d'Helsinki en 1952. 88
Figure 32. Schéma représentant l'allure du cheval au pas 91
Figure 33. Postures du cavalier : position idéale (A), "rein voussé" (B), "rein creux" (C), d'après Dietze (2004) 93
Figure 34. Simulateur équestre du programme Persival 96
Figure 35. Le cheval mécanique présent au CRMPR Les Herbiers 97
Figure 36. Le système K_4b^2 112
Figure 37. Le système OptiTrack (© www.optitrack.com) 113
Figure 38. Représentation schématique du positionnement des marqueurs sur le sujet 114
Figure 39. Calcul de la phase relative discrète (d'après Zanone & Kelso, 1992). t1 : pic de revirement d'un oscillateur ; t2 : pic de revirement du cheval mécanique ; T : période d'oscillation du cheval mécanique 115
Figure 40. Représentation schématisée des périodes P1, P2 et P3. 116
Figure 41. Valeurs moyennes (± écart-types) de VO_2 pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences d'oscillation. 120
Figure 42. Valeurs moyennes (± écart-types) de VCO_2 pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences d'oscillation. 121
Figure 43. Valeurs moyennes (± écart-types) de FC pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences d'oscillation. 122
Figure 44. Valeurs moyennes (± écart-types) du QR pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise). 123
Figure 45. Moyennes et écart-types des phases relatives Tronc/Cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise), à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1, P2, P3 ; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences ou entre les périodes. L'étoile indique des différences significatives (p<0,05) entre les groupes. 124
Figure 46. Phases relatives tronc/cheval à la fréquence maximale (à chaque période) représentant le groupe non-cavaliers. Exemple du sujet 1 (non-cavalier). 125
Figure 47. Moyennes et écart-types des phases relatives Tête/Cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise), à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1, P2, P3 ; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences ou entre les périodes. Les étoiles indiquent des différences significatives (p<0,05) entre les groupes. 126
Figure 48. Moyennes et écart-types des phases relatives Coude/Cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise), à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1, P2, P3 ; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences ou entre les périodes. Les étoiles indiquent des différences significatives (p<0,05) entre les groupes. 127
Figure 49. Phases relatives coude/cheval à la fréquence maximale (à chaque période) représentant le groupe non-cavaliers. Exemple du sujet 1 (non-cavalier). 128
Figure 50. Variabilité de la coordination tronc/cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et le groupe non-cavaliers (ligne grise) à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1; P2; P3; figure droite). 129
Figure 51. Variabilité de la coordination coude/cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et le groupe non-cavaliers (ligne grise) à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1; P2; P3; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0.05) en fonction des fréquences et des périodes. 130
Figure 52. Variabilité de la coordination tête/cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et le groupe non-cavaliers (ligne grise) à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1; P2; P3; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0.05) entre les fréquences et les périodes. Les étoiles indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les groupes. 131

Figure 53. Analyse discriminante pour le groupe cavaliers (cheval dans un carré rouge) et le groupe non-cavaliers (joggeur dans un cercle noir) à V1, V2 et V3 134
Figure 54. Configuration de l'expérimentation. Un biofeedback visuel est donné en temps réel aux sujets (bille bleue). 150
Figure 55. Protocole de l'étude 151
Figure 56. Pourcentage de participants ayant réussi à effectuer la coordination demandée selon le groupe d'apprentissage et selon les fréquences d'oscillation (50%, 70% et 80%). 155
Figure 57. Moyennes (±ES) des coordinations posturales tronc/cheval aux pré- et post-tests. L'étoile correspond à la différence significative existante entre les deux moments. 156
Figure 58. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval mesurées aux différents patterns de coordination prescrits. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives entre ces patterns. 157
Figure 59. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives entre ces patterns. 157
Figure 60. Moyennes (±ES) des phases relatives tronc/cheval pour chaque groupe (quelque soit le pattern demandé), au pré- et au post-tests. Les différences significatives sont indiquées par les étoiles. 158
Figure 61. Moyennes (±ES) des phases relatives tronc/cheval pour chaque groupe d'apprentissage lors de chaque pattern demandé. 159
Figure 62. Moyennes (±ES) de la coordination tronc/cheval aux pré- et post-tests, à chaque pattern demandé. Les différences significatives sont indiquées par les étoiles. 160
Figure 63. Moyennes (± ES) des coordinations tronc/cheval mesurées lors de chaque pattern de coordination prescrits et pour chaque fréquence. Les barres verticales correspondent aux différences significatives entre les patterns. 161
Figure 64. Variance (moyenne±ES) mesurée pour chaque pattern de coordination demandé. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives entre ces patterns. 162
Figure 65. Variance (moyenne±ES) mesurée à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives. 163
Figure 66. Variance (moyenne±ES) mesurée à chaque pattern de coordination prescrit lors des pré- et post-tests. L'étoile correspond à une différence significative. 163
Figure 67. Variance (moyenne±ES) mesurée aux quatre patterns de coordination demandés et à chaque fréquence d'oscillation du cheval. 164
Figure 68. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval réalisées aux 3 séances d'apprentissage, pour chaque groupe (témoin, 0°, 90° et 180°). Les différences significatives sont représentées par les barres horizontales. 167
Figure 69. Variabilité (±ES) posturale mesurée à chaque séance d'apprentissage et pour chaque groupe. Les différences significatives sont représentées par les barres horizontales. 167
Figure 70. Représentation schématique du protocole d'étude 185
Figure 71. Représentation des modes de coordination tronc/cheval (PR : phases relatives) mesurés aux différentes fréquences d'oscillation du cheval, aux pré- et post-tests, pour un patient (patient 9) du groupe cheval. Les encarts gris représentent les 3 patterns de coordination±30° (antiphase, décalage de phase et phase). 188
Figure 72. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval pour tous les patients aux pré- et post-tests. La différence significative est symbolisée par l'étoile. 189
Figure 73. Moyennes (±ES) des phases relatives tronc/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives. 190
Figure 74. Moyennes (±ES) des coordinations posturales tronc/cheval aux pré- et post-tests, selon la fréquence d'oscillation du cheval. Les étoiles symbolisent les différences significatives. 191
Figure 75. Représentation des PR (moyenne±erreur-standard) de la coordination tronc/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein). Les différences significatives entre les groupes sont représentées par les étoiles. 191
Figure 76. Phases relatives (un point par patient ; moyenne±écart-types) de la coordination tronc/cheval, pour le groupe témoin (à gauche) et le groupe cheval (à droite) lors du pré- (en noir) et du post-tests (en gris) à chaque fréquence d'oscillation. Les différences significatives sont symbolisées par les étoiles. 192
Figure 77. Moyennes (±ES) des phases relatives tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives. 193
Figure 78. Moyennes (±ES) des coordinations posturales tête/cheval aux pré- et post-tests, selon la fréquence d'oscillation du cheval. Les étoiles symbolisent les différences significatives. 194
Figure 79. Représentation des PR (moyenne±erreur-standard) de la coordination tête/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein). L'étoile représente les différences significatives. 194

Figure 80. Phases relatives (un point par patient ; moyenne±écart-types) de la coordination tête/cheval, pour le groupe témoin (à gauche) et le groupe cheval (à droite) lors du pré- (en noir) et du post-tests (en gris) à chaque fréquence d'oscillation. Les différences significatives sont symbolisées par les étoiles._____ 195
Figure 81. Evolution moyenne (post-pré ; ±ES) de la coordination tronc/cheval pour le groupe témoin et le groupe cheval. L'étoile représente une différence significative entre les deux groupes._____ 196
Figure 82. Evolution moyenne (±ES) des coordinations tronc/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives._____ 197
Figure 83. Progression (post-pré) des phases relatives (moyenne±ES) de la coordination tronc/cheval, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein) à chaque fréquence d'oscillation._____ 197
Figure 84. Evolution moyenne (±ES) des coordinations tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives._____ 198
Figure 85. Progression (post-pré) des phases relatives (moyenne±ES) de la coordination tête/cheval, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein) à chaque fréquence d'oscillation. L'étoile correspond à la différence significative entre les groupes. _____ 199
Figure 86. Variabilité posturale (±ES) de la coordination tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives._____ 200
Figure 87. Représentation de la variance des PR (moyenne±erreur standard) de la coordination tronc/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein). _____ 201
Figure 88. Variabilité posturale (±ES) de la coordination tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives._____ 201
Figure 89. Représentation de la variance des PR (moyenne±erreur standard) de la coordination tête/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein). _ 202
Figure 90. Variance des phases relatives (un point par patient ; moyenne±écart-types) de la coordination tronc/cheval (en haut) et tête/cheval (en bas), pour le groupe témoin (à gauche) et le groupe cheval (à droite) lors du pré- (en noir) et du post-tests (en gris) à chaque fréquence d'oscillation. _____ 202
Figure 91. Représentation de l'évolution (post-pré) de la variance des PR (moyenne±erreur standard) de la coordination tronc/cheval (à gauche) et tête/cheval (à droite), pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein)._____ 203
Figure 92. Profil individuel représentant les coordinations (1point = 1PR) tronc/cheval et tête/cheval du patient 3 (groupe cheval), au pré-test (noir) et au post-test (gris). _____ 211
Figure 93. Illustration schématique des modes de coordination tronc/cheval utilisés lors des différentes fréquences d'oscillation (30%, 40%, 50% et 60%), par les patients du groupe cheval (trait plein, bille bleue) et du groupe témoin (trait pointillé, bille orange). Les billes représentent l'état attracteur de la coordination, soit proche du décalage de phase ou de l'antiphase. Plus elle se situe dans une vallée profonde et étroite, plus la stabilité de ce mode est importante et plus la coordination est maîtrisée. _ 220
Figure 94. Représentation schématique de la posture d'un patient du groupe Cheval, à la fréquence 50%, au pré-test (à gauche) et au post-test (à droite), lors du revirement du cheval (de l'arrière vers l'avant). 221

Tableaux

Tableau 1. Fréquences d'oscillation du cheval mécanique présent au sein du centre des Herbiers _____ *98*

Equations

Équation 1 _____ *17*
Équation 2 _____ *18*
Équation 3 _____ *21*
Équation 4 _____ *21*

Annexes

Annexe 1. Les coefficients de Pearson (p=0,05) entre les données VO2 et les phases relatives tronc/cheval pour 11 cavalières et 11 non-cavalières à V1, V2 et V3 ..... *256*
Annexe 2. Les coefficients de Pearson (p=0,05) entre les données VO2 et les phases relatives tête/cheval pour 11 cavalières et 11 non-cavalières à V1, V2 et V3 ..... *257*
Annexe 3. Les cross-corrélations (p=0,05) entre les variables : tronc/cheval et tête/cheval avec un décalage, pour 11 cavalières et 11 non-cavalières *258*
Annexe 4. Consentement expérimentation feedback *259*
Annexe 5. Articles dans des revues à comités de lecture *260*
Annexe 6. Article de vulgarisation *279*
Annexe 7. Communications *285*
Annexe 8. Profils individuels des participants FB *302*
Annexe 9. Comité d'éthique *311*
Annexe 10. Dossiers des patients après abandon de l'étude *315*
Annexe 11. Analyse clinique de certains patients *317*

— Remerciements —

Maintenant qu'un point final peut être appliqué à ce manuscrit, une nouvelle page va être ouverte permettant ainsi de clore ces quatre années de doctorat. Ces quelques lignes servent non seulement à remercier les personnes qui ont joué un rôle dans ce travail mais également à prouver que rien n'est possible et réalisable tout seul.
En effet, ***vous*** avez tous été, quel que soit le domaine d'activité, essentiels à la réussite de ce travail. C'est pourquoi, ces remerciements vous sont consacrés…

Il semble ainsi primordial de commencer par remercier le plus chaleureusement possible mes trois directeurs de thèse : le Pr R. *Thouvarecq*, le Dr D. *Leroy* et le Pr N. *Benguigui*, pour leur présence, leur disponibilité et leur aide durant ces années de doctorat. Je profite donc de cette occasion pour vous remercier chacun personnellement. *Régis*, merci pour tout le temps que tu n'as cessé de m'accorder, souvent quotidiennement, aussi bien lors de nos rendez-vous mais également lors de nos échanges interposés, notamment par mails (se révélant, surtout à tes yeux, compliqués entre les systèmes d'exploitation IOS et Linux). Chacune de nos discussions se sont révélées constructives et m'ont toujours permis d'avancer sereinement et dans la bonne direction. *David*, merci d'avoir cru en moi depuis de nombreuses années maintenant. Les différents projets sur lesquels nous avons travaillés ensemble m'ont donné goût à la recherche, bien avant le début de cette thèse, et je te remercie pour tout cela (Sport-elec, master, thèse…). Je tiens également à te remercier pour ta disponibilité, malgré tes nombreuses obligations professionnelles, tu as toujours réussi à m'accorder du temps pour mener à bien ce projet. *Nicolas*, malgré la distance, tu as toujours répondu présent lorsque nous devions avoir un regard avisé sur les choses et je t'en remercie.

A présent, je tiens à remercier chaleureusement le Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation les Herbiers et toutes les équipes médicales, paramédicales et techniques, avec qui j'ai pu collaborer durant ces quatre années et qui m'ont accueilli les bras ouverts au sein de leur structure afin de réaliser ce projet commun.
Je remercie tout particulièrement le Pr E. *Vérin* qui est à l'origine de ce grand projet pluridisciplinaire mêlant à la fois la médecine, la rééducation, la recherche et l'équitation. Ce fut un plaisir de travailler avec vous sur cette étude, et nos collaborations ne sont, je pense, pas terminées.

Merci également au Dr C. *Delpouve* pour la mise en place de l'étude et l'inclusion de nos patients. Je pense que nous avons formé et que nous formons encore une bonne équipe. J'espère pouvoir continuer cette collaboration avec toi encore pendant longtemps. Merci *Claire*. De plus, j'adresse un énorme merci à mes deux passionnées de chevaux : *Magali* et *Juliette*. Merci pour votre bonne humeur, votre gentillesse, votre savoir-faire et votre professionnalisme… Partager toutes ces séances avec vous, a été pour moi un vrai plaisir.

Mes remerciements se tournent maintenant vers le laboratoire CETAPS et tous ses membres, avec qui j'ai pu échanger, discuter mais aussi beaucoup rigoler.

Tout d'abord je souhaite remercier l'ensemble du bureau des doctorants, synonyme de travail, oui, mais également et surtout d'une ambiance conviviale. Pour preuve, à l'intérieur, en plus d'y trouver des bureaux, des ordinateurs, nous pouvons également tomber sur une table de ping-pong, sur des ballons, des vélos… Et bien entendu, la thèse aurait été bien différente sans les résidents de ce bureau, des personnes extraordinaires, qui sont depuis, devenus des amis.

Brice, ces quatre années n'auraient pas été les mêmes sans toi. Ensemble dans les bons comme dans les mauvais moments, j'ai pu compter sur toi à chaque instant. Cette amitié nous a d'ailleurs value un joli surnom (merci *Ingrid* et *Barbara*) : Chapi pour moi, Chapo pour toi. Ainsi, je tiens à te dire merci pour tout, merci pour ta bonne humeur (pas non plus au quotidien), merci pour ton humour, ta gentillesse, merci aussi pour ton aide précieuse à de nombreux moments. Partager tout ça (et je ne parle pas uniquement de la thèse) avec toi a été, pour moi, une réelle chance… Merci Chapo !

Romain, ou papi pour les intimes depuis que le petit *Wiwi* est arrivé dans *nos* vies, merci d'avoir développer ma culture musicale et cinématographique durant ces années. Merci également pour tes blagues, pas toujours drôles, pour les parties de ping-pong (souvent la victoire me revenait), et pour les tasses à café cassées grâce à ta maitrise inconditionnelle du football. En tout cas, un souvenir restera : notre photo avec Nelson.

Dans ce bureau s'est glissé un intrus depuis quelques temps maintenant, sans doute dû à la très bonne ambiance qui règne ici. *John*, je te remercie tout d'abord pour ton aide et ton regard critique concernant plusieurs expérimentations sur lesquelles nous avons travaillées. Merci aussi de m'avoir volé toutes mes musiques et de te les approprier quand tu en parles aux autres… Merci enfin pour toutes ces soirées que nous avons partagées. Bon vent à Singapour et à très vite.

Clément, notre MADT national (oups, le nouveau PRAG pardon), merci pour toutes ces histoires, qui n'arrivent qu'à toi. Merci pour tes nombreuses photos que tu nous as fait partager (ou pas !). J'attends avec impatience de visiter ta nouvelle maison, actuellement en construction (j'ai d'ailleurs participé aux plans).
Guigui, merci pour ton écoute, ta gentillesse, les sorties running, l'escalade et tous les moments de « rigolade » avec toi. Merci aussi et surtout pour l'aide que tu as pu me donner lors de mes manips.
Certains viennent aussi de plus loin pour travailler avec nous ; je pense notamment à notre *Willem* (le golfeur professionnel) et à notre *David* (la torpille équatorienne), votre bonne humeur est communicative.
Je n'oublie pas non plus les petits nouveaux du bureau, *Antoine*, *Damien* et *Nadège* ; merci à vous. Nadège, merci pour les bons moments passés sur cette dernière expérimentation pleine de rebondissements !
Mes pensées se tournent vers les anciens du bureau, *Costa* et *Flo*, avec qui j'ai pu partager de bons moments également.
En dehors du bureau des doctorants, je souhaite bien sûr remercier l'ensemble du laboratoire, et notamment *Caroline*, *Ludovic*, *Barbara* et *Ingrid* avec qui j'ai pu discuter de choses parfois extérieures à la thèse et ça fait du bien.
Pour terminer sur le CETAPS, un ancien de la maison a sa place dans ces remerciements. En effet, grâce à toi *Jérémie* (Dr *Boulanger*), j'ai pu réaliser ma dernière expérimentation de thèse et je te remercie pour ta disponibilité et ton savoir faire en ce qui concerne le traitement du signal.

Enfin, je tiens à remercier toutes les personnes qui sont chères à mon cœur, sans qui je n'aurai pu être ici aujourd'hui. Je pense en premier à ma famille mais également à mes amis.
Merci *Mel'*, tu as su être présente à chaque instant. Ton soutien sans faille m'a permis de ne pas baisser les bras à certains moments parfois plus difficiles que d'autres (et c'est peu dire). Une nouvelle page se tourne aujourd'hui et nous écrirons la suite ensemble. Merci pour tout !
Maman, merci aussi pour ta présence chaque jour (et pas que depuis la thèse). Je ne m'étends pas souvent sur mon travail mais je sais combien tu es fière de moi. Merci beaucoup maman.
Pépé, *mémé*, merci également pour l'intérêt que vous avez porté à mon travail et pour votre soutien.
Mes pensées vont aussi à l'ensemble de ma famille : *Dominique*, *Isabelle*, *Benoit*, *Anita*, *Blanche*, *Clément*, *Louis* et *Gillian*. Parmi eux, deux personnes comprennent réellement ce

que j'ai vécu pendant ces quatre ans : Benoit et Anita, les thésards de la famille. Attention je rejoins le clan !
J'ajoute également à ces remerciements, *Nathalie* et *Bob'*, qui se sont intéressés à mon travail pendant ces 4 années. Vos bons petits plats et les parties de jeu enflammées ont contribué à cette réussite ^^. Merci aussi à *Stéphane* et *Laurence*.
Je ne serai pas non plus la même personne sans mes amis. D'ailleurs les plus fidèles se reconnaitrons… Merci les filles pour votre présence, *Marlène*, *Adèle*, vous êtes et resterez mes plus fidèles alliées.
Je remercie aussi *Fabien*, *Manon*, *Mathieu*, *Faustine*, *Jessica*, *Doriane*, *Karim*, *Gauthier*, *Pierre-Alain*, *Anne-Laure*… pour toutes ces soirées plus ou moins organisées, que nous avons partagées et qui m'ont permis de penser à autre chose et de prendre du bon temps (surtout lors de la fin de thèse).

Ces remerciements sont aussi l'occasion de remercier les participants et les patients qui ont réalisé les différentes études menées pendant ce doctorat. ***Merci à vous !***

Pour finir, je remercie mon jury de thèse d'avoir accepté d'expertiser ce document. Merci Christophe Bourdin, Julien Lagarde, Isabelle Siegler et Eric Vérin pour votre lecture et votre expertise de ce manuscrit.

Merci à tous…

« Les cinq sens des handicapés sont touchés mais c'est un sixième qui les délivre ; bien au-delà de la volonté, plus fort que tout, sans restriction, ce sixième sens qui apparaît, c'est simplement l'envie de vivre »

Grand Corps Malade, Sixième sens.

Introduction générale

Chacun d'entre nous dispose d'un répertoire moteur, nous permettant de nous mouvoir et de nous coordonner au sein d'un environnement. Le simple fait de se maintenir en position érigée semble être d'une simplicité absolue pour l'Homme sain (*i.e.* en bonne santé). En effet, dans la vie quotidienne, de nombreuses situations imposent à l'Homme de se tenir en position debout, sans aucune attention particulière de sa part, contrairement à une personne atteinte de handicap (*e.g.* patients cérébrolésés). Ainsi prendre les transports en commun, marcher, ou simplement discuter avec quelqu'un sont des exemples d'actions qui ne sont pas appréhendées de la même manière selon les individus. Il s'avère que maintenir cette position implique en réalité des processus sous-jacents infiniment complexes. En effet, le système sensori-moteur présente une multitude de degrés de liberté (*i.e.* nombreuses articulations : 10^2 et muscles : 10^3) offrant un nombre considérable de possibilités d'actions (Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999). L'approche dynamique du contrôle moteur, dans laquelle s'inscrit cette thèse, a notamment pour but de caractériser le comportement de ce système (Kelso, 1995). Dans ce cadre, il est considéré que la coordination émerge d'un ensemble de contraintes (de tâche, d'organisme et d'environnement) (Newell, 1985, 1986) interagissant continuellement entre elles. Celles-ci limitent les possibilités d'actions du système et réduisent les degrés de liberté, permettant ainsi de restreindre l'étendue des coordinations disponibles (Bernstein, 1967).

Au sein de ce courant théorique, la coordination posturale érigée, considérée comme un cas particulier de la coordination motrice, est souvent envisagée à travers le couplage existant entre l'articulation de la hanche et celle de la cheville (*i.e.* phase relative hanche-cheville) (Bardy, 2004 ; Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999). En ce sens, chez les sujets sains, Bardy et al. (1999) ont étudié ces coordinations posturales en manipulant les trois types de contraintes. Ainsi, il a pu être démontré que la coordination posturale érigée de l'Homme sain est caractérisée par l'adoption spontanée de deux modes de coordination préférentiels (*i.e. en phase* et *en antiphase*). De plus, l'évolution des contraintes peut s'accompagner de modifications des états stables du système sensori-moteur (*e.g.* transition, bifurcation, hystérésis). Il s'avère donc que la coordination posturale érigée de l'Homme, émerge, se modifie et évolue au cours du temps, en fonction des contraintes de tâche, d'organisme et d'environnement (dans ce cas présent, contraintes de surface), qui s'appliquent sur elle (Riccio & Stoffregen, 1988, 1990).

En revanche, chez un patient cérébrolésé (*i.e.* pathologie définie comme une atteinte du cerveau, voir chapitre 2, section II), la lésion peut induire des modifications au niveau sensitif et/ou au niveau moteur. De ce fait, selon les concepts de la dynamique, la pathologie peut donc être considérée comme une contrainte intrinsèque à l'organisme, entrainant ainsi des modifications dans la dynamique du système, notamment au niveau de la coordination posturale. Il en résulte donc des conséquences, impactant directement la qualité de vie et l'autonomie de ces patients (Pérennou & Lacour, 2006). Les lésions cérébrales — traumatismes crâniens et accidents vasculaires cérébraux— sont aujourd'hui un véritable enjeu de santé publique, liées à une constante augmentation de l'espérance de vie de la population (*i.e.* dégénérescence cérébrale, pouvant être responsable d'un accident vasculaire cérébral), à la sédentarité, mais également à la hausse du nombre d'accidents (*i.e.* domestique, voie publique, etc., impliquant dans certains cas un traumatisme crânien) (Mathé, Richard, & Rome, 2005). C'est pourquoi il semble important d'améliorer ou de proposer des protocoles de rééducation adaptés à ce type de population, dont le but est de réduire les effets du handicap, ce qui constitue l'objet même de cette thèse. De ce fait, suite aux études de Bardy (2004) ; Faugloire, Bardy, Merhi, & Stoffregen (2005) ; Marin & Bardy (2011), caractérisant la dynamique posturale des sujets sains, des chercheurs se sont focalisés sur l'analyse des coordinations posturales de sujets atteints de handicap avec pour principal objectif d'améliorer la qualité de vie de ces patients (Pérennou, Pélissier, & Amblard, 1996 ; van Emmerik & van Wegen, 2002 ; Varoqui, Bardy, Froger, & Pélissier, 2007 ; Varoqui, Bardy, Lagarde, & Pélissier, 2006 ; Varoqui, Froger, Lagarde, Pélissier, & Bardy, 2010 ; Varoqui, Bardy, & Pélissier, 2011 ; Varoqui, Froger, Pélissier, & Bardy, 2011 ; Varoqui, 2010). Les études de Varoqui et de ses collaborateurs apportent une nouvelle dimension dans ce domaine en explorant la dynamique posturale, et en utilisant l'apprentissage ou le réapprentissage de patrons de coordination permettant ainsi de pallier ces déficits, chez des patients ayant subi un Accident Vasculaire Cérébral (AVC) (Varoqui et al., 2007, 2010 ; Varoqui, Froger, et al., 2011). L'objectif de ces études est de faire réapprendre, par la propre action du patient, des patrons de coordination (entre l'articulation de la hanche et de la cheville) —perdus suite à la lésion— par la mise en place d'un protocole basé sur la méthode de Faugloire et al. (2005) et utilisant un *biofeedback* visuel en temps réel (phase relative hanche-cheville). Cette méthode consiste à apporter une aide à l'apprentissage pour le participant, lui permettant d'avoir un retour sur sa propre activité posturale. Le but de ce système est également de contraindre (par l'ajout d'informations supplémentaires) la coordination vers le patron à apprendre.

La coordination posturale se révèle être majoritairement étudiée en position érigée, permettant ainsi de connaître et de comprendre l'ensemble des stratégies sensori-motrices mises en place par le système. Jusqu'à aujourd'hui, peu d'analyses de la dynamique posturale ont été réalisées en position assise. Mais, selon Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier (2006), il existe des caractéristiques similaires entre la posture érigée et la posture assise (*e.g.* effecteurs musculaires communs dans le plan frontal). Chez des patients cérébrolésés, les capacités musculaires, notamment au niveau du tronc, sont altérées, entrainant ainsi une perte de force musculaire, parfois associée à des déficiences cognitives, motrices et sensorielles (*i.e.* visuelles, vestibulaires, proprioceptives). Ces déficiences induisent des erreurs tant au niveau de la perception du corps dans l'espace, qu'au niveau de la représentation mentale de celui-ci (Pérennou & Lacour, 2006). Ces déficits, associés à l'interaction des différentes contraintes, peuvent ainsi être à l'origine d'une perturbation de la coordination posturale assise (Mayo, Korner-Bitensky, & Becker, 1991) et érigée (Dault & Dugas, 2002). Le contrôle de la station assise étant dégradé par la lésion, il semble primordial de se focaliser sur une rééducation dans cette position, pour cette population. Par conséquent, ce travail de thèse tente d'apporter des réponses, à la fois épistémiques et pragmatiques, quant à l'utilisation d'une activité rééducative permettant de pallier les déficits induits par une lésion cérébrale (contrainte intrinsèque) sur la dynamique posturale assise des patients.

En effet, la connaissance scientifique des déficits posturaux de ces patients (différents selon l'atteinte et la lésion du sujet) a permis le développement de nombreuses techniques de rééducation, notamment de l'équilibre et de la coordination posturale, qu'elle soit érigée (*e.g.* entrainement de danse (Dault & Dugas, 2002)), ou assise (Van Nes, Nienhuis, Latour, & Geurts, 2008). Elles permettent ainsi de limiter les complications, de récupérer, souvent partiellement, les fonctions altérées et de compenser les déficits et les incapacités des patients. « *L'objectif n'est pas de redevenir comme avant mais de devenir comme après* » ("Centre ressources pour personnes cérébrolésées", 2012). Autrement dit, le but de la rééducation pour chaque patient, n'est pas de retrouver toutes les fonctions motrices présentes avant l'accident mais bien de réduire ces incapacités et ainsi améliorer leur quotidien.

Dans ce domaine, l'équithérapie sur le cheval a déjà montré son efficacité depuis de nombreuses années (Angoules, Koukoulas, Balakatounis, Kapari, & Matsouki, 2015 ; Hammer et al., 2005 ; Pantera, Vernay, Gautheron, Laffont, & Gaviria, 2015 ; Silkwood-Sherer & Warmbier, 2007) notamment grâce au contact entre l'Homme et l'animal

(Giagazoglou et al., 2013 ; McGibbon, Benda, Duncan, & Silkwood-Sherer, 2009), mais également grâce à une pratique à différentes allures, qui influencent nécessairement la dynamique posturale du cavalier (Beinotti, Christofoletti, Correia, & Borges, 2013 ; Lechner et al., 2003 ; Lechner, Kakebeeke, Hegemann, & Baumberger, 2007). La Société Française d'Equithérapie a donné une définition de cette technique en 2005, comme *« un soin psychique médiatisé par le cheval et dispensé à une personne dans ses dimensions psychique et corporelle ».* La littérature montre, au delà des effets « psychiques », des bénéfices moteurs apportés à différents types de populations (*e.g.* chez les blessés médullaires (Lechner et al., 2003) ou chez les patients post-AVC (Beinotti et al., 2013)).

Toutefois, le cheval est un animal qui peut présenter des réactions, parfois, inattendues. Afin de réduire les risques liés à la nature imprévisible de l'animal, un nouvel outil est apparu au sein des centres de rééducation : le cheval mécanique. Si peu d'études se sont intéressées à caractériser les effets de cet outil, quelques auteurs ont montré une similitude concernant les effets induits par l'équithérapie et ceux induits par le cheval mécanique (Borges, Werneck, Silva, Gandolfi, & Pratesi, 2011 ; Lee, Kim, & Na, 2014 ; Park et al., 2014 ; Sintim, 2014). L'utilisation de cet outil permettant d'étudier les coordinations posturales assises des sujets sains et des patients cérébrolésés lors d'un protocole de rééducation, constitue ainsi le support principal pour la mise en œuvre de notre démarche empirique.

Ce travail de thèse présente donc deux objectifs : le premier, expérimental, permet d'alimenter scientifiquement des questions plus épistémiques quant à l'étude des coordinations posturales en position assise, de l'Homme sain et cérébrolésé, sous l'effet d'une contrainte environnementale particulière (*i.e.* le cheval mécanique en mouvement). Après caractérisation de la dynamique posturale assise du sujet cérébrolésé, le second objectif est plus pragmatique et consiste en l'élaboration de protocoles de rééducation adaptés sur ce nouvel outil pour ce type de population.

Ce manuscrit s'organise en deux parties, constituées par le cadre théorique d'une part et le cadre expérimental d'autre part. Le **premier chapitre** de ce cadre théorique revient sur les **travaux fondamentaux et caractéristiques de l'approche dynamique du contrôle moteur**. Les **chapitres suivants** se focalisent d'une part sur **l'analyse de la dynamique posturale** liée à une contrainte, la lésion cérébrale, et d'autre part sur **les techniques de rééducation**

permettant d'améliorer ces coordinations posturales, notamment celle de **l'équithérapie** et plus spécifiquement **de l'équithérapie simulée**. Le cadre expérimental est quant à lui, composé de **trois chapitres**. Le **chapitre initial** présente une **première expérimentation (étude 1) se centrant sur les coordinations posturales (en position assise sur un cheval mécanique) des sujets non-porteurs de handicap.** Cette étude caractérise ainsi les coordinations mais aussi la dépense énergétique des sujets lorsqu'ils évoluent sur cet outil à plusieurs fréquences d'oscillation. Le **second chapitre** présentant **l'étude 2 de cette thèse**, poursuit cette première investigation en **analysant les modes de coordination des sujets sur le cheval, après apprentissage de nouveaux patrons de coordination grâce à l'utilisation d'un *biofeedback* visuel en temps réel.** Le **dernier chapitre**, caractérisé par la **troisième étude** de cette thèse, **analyse l'impact d'un nouveau protocole de rééducation, utilisant le cheval mécanique, sur la dynamique posturale de sujets cérébrolésés**. L'objectif final de cette dernière étude consiste à **mettre en évidence le réel intérêt du cheval mécanique en tant que nouvelle méthode de rééducation pour cette population.**

Partie I. Cadre théorique

Le premier chapitre de ce cadre théorique est consacré à la présentation de l'approche dynamique des coordinations motrices permettant de revenir sur les caractéristiques principales de cette approche, étayée par des travaux scientifiques. Le chapitre suivant présente quant à lui l'analyse des coordinations posturales de sujets ayant subi une lésion cérébrale. Enfin, les chapitres trois et quatre visent à caractériser et à expliquer, dans un premier temps, l'importance de l'équithérapie dans le domaine de la rééducation, et dans un second temps, l'utilisation d'un nouvel outil, un cheval mécanique, au service de la rééducation posturale pour ce type de population de patients.

Chapitre 1. L'approche dynamique du contrôle moteur

I. Le contrôle moteur

1. Positionnement de cette thèse

Dans le domaine du contrôle moteur, il existe actuellement deux grandes approches théoriques et conceptuelles qui s'opposent depuis plusieurs années : les théories cognitivistes, d'une part, et les approches complexes, d'autre part (Newell, 2003). En effet, la divergence de ces approches scientifiques du contrôle moteur provoque leur incompatibilité épistémologique. Dans le cadre de ce doctorat, nous avons fait le choix de nous appuyer uniquement sur les modèles dynamiques, notamment en raison de leur portée explicative concernant le maintien de la posture et les activités cycliques. Ainsi afin de ne pas alourdir le cadre théorique, nous ne présenterons pas les modèles théoriques cognitivistes du contrôle moteur (Adams, 1971 ; Keele, 1968 ; Schmidt, 1975 ; Wolpert, Ghahramani, & Jordan, 1995). Nous considérons ainsi la coordination comme un processus auto-organisé en fonction de l'interaction d'un ensemble de contraintes (selon Newell), et émergeant du couplage perception-action. En effet, l'étude d'un système neuro-musculo-squelettique ne peut se résumer à l'unique observation de ce système mais doit prendre en considération ce système au sein de son environnement et des différentes contraintes qui s'appliquent sur lui. Par conséquent, afin d'étudier la coordination d'individus évoluant sur un cheval mécanique, ces présents travaux s'inscrivent dans une approche dynamique du contrôle moteur.

1.1. L'approche dynamique

À partir de la seconde moitié du 20ème siècle, certains scientifiques se sont intéressés à la complexité en posant de nouvelles bases pour son approche (Newell, 1985, 1986) (voir section I.2.). Parmi elles (*i.e.* approches complexes), plusieurs théories distinctes peuvent être détaillées. D'une part, la théorie écologique, qui s'intéresse à la relation sujet/environnement (Gibson, 1950, 1960, 1966, 1977). Au sein de cette théorie, le cerveau n'est pas comparé à un ordinateur permettant de traiter l'information mais c'est l'information issue de l'environnement, et disponible directement pour le sujet, qui stimule la perception émergeant des interactions permanentes entre le sujet et l'environnement. D'autre part, le courant des systèmes dynamiques inspiré par Bernstein (1967) et développé par Kelso (1981) ; Kelso, Tuller, & Harris (1983) ; Newell, Challis, & Morrison (2000) ; Newell (1986) ; Stoffregen &

Bardy (2001) ; Stoffregen, James, Bardy, & Pagulayan (1999), s'intéresse spécifiquement à l'analyse des coordinations inter-segmentaires. Cette théorie est basée sur la description, au niveau macroscopique, des systèmes complexes (*i.e.* ensemble composé de plusieurs éléments en interaction), et permet de répondre aux problèmes de la programmation et du contrôle des degrés de liberté du système.

2. Interactions, contraintes et auto-organisation d'un système sensori-moteur

L'approche dynamique du contrôle moteur considère la production motrice comme étant *auto-organisée* (Haken, 1977, 1983). C'est alors *l'interaction* des divers composants constituant un système neuro-musculo-squelettique qui permet *l'émergence* d'une coordination stable sous l'effet d'un ensemble de *contraintes* (Newell, 1985, 1986). Les contraintes sont, quant à elles, définies comme des facteurs limitant mais aussi guidant les possibilités d'action du système, généralement liées à une réduction des degrés de liberté permettant ainsi de restreindre l'étendue des coordinations possibles. Newell (1985, 1986) propose et caractérise 3 types de contraintes particulières : les contraintes de tâche, les contraintes d'organisme et les contraintes environnementales (Figure 1).

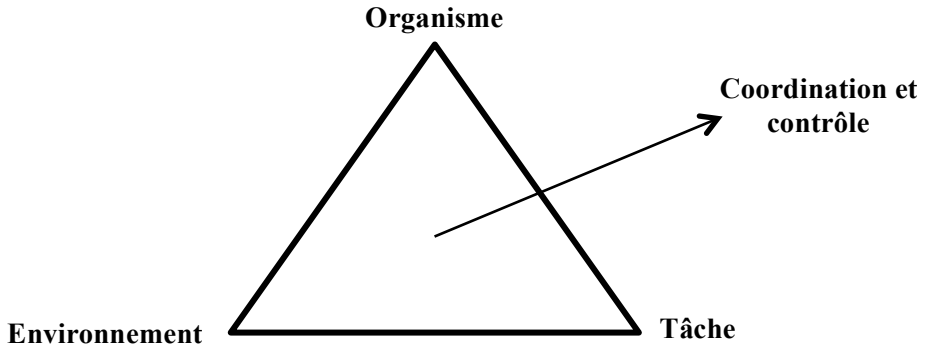


Figure 1. Le comportement moteur émergeant d'un réseau de contraintes, selon Newell (1985, 1986)

Dans ce domaine, plusieurs publications ont été réalisées, aussi bien sur l'être humain que sur l'animal. Nombre d'entre elles ont porté sur la locomotion et leurs modes de coordination selon l'augmentation de la vitesse de déplacement (Beuter & Lefebvre, 1988 ; Diedrich & Warren, 1995 ; Hoyt & Taylor, 1981 ; Seay, Haddad, van Emmerik, & Hamill, 2006). Diedrich & Warren (1995) ont par exemple montré que l'homme passait de la marche à la

course lorsque la vitesse de déplacement augmentait, caractérisant ainsi deux modes de coordination distincts. Il en est de même chez l'équidé. C'est ce qu'ont montré Hoyt & Taylor (1981), en plaçant le cheval sur un tapis roulant où la vitesse était augmentée. Leur étude a permis de révéler qu'une modification de la vitesse entraine une modification du patron (ou *pattern*) de coordination, spontanément adopté par l'animal : passant du pas au trot, puis du trot au galop (Figure 2).

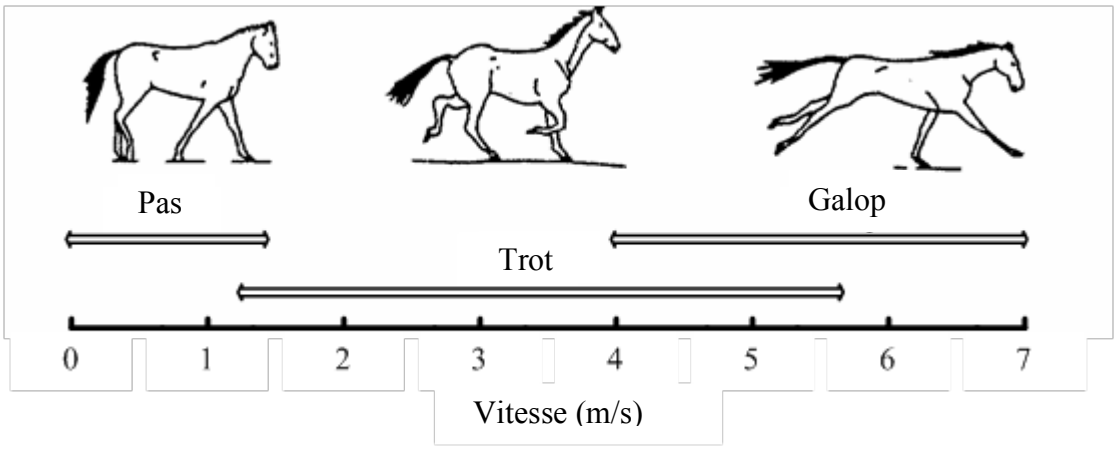


Figure 2. Evolution du pattern de coordination de la locomotion du cheval en fonction de la vitesse (d'après Hoyt & Taylor, 1981)

De façon similaire, il a été montré que la fréquence d'oscillation des membres, lors de la locomotion, était liée à la longueur des membres impliqués dans le déplacement (Delignières, 2004). À partir de ce constat, il est possible de prédire la période naturelle de marche grâce à une équation pendulaire (Holt, Hamill, & Andres, 1990). Cela permet de réaliser un modèle prédisant ainsi la fréquence d'oscillation des membres lors de la locomotion chez de nombreuses espèces animales (Kugler & Turvey, 1987) (Figure 3).

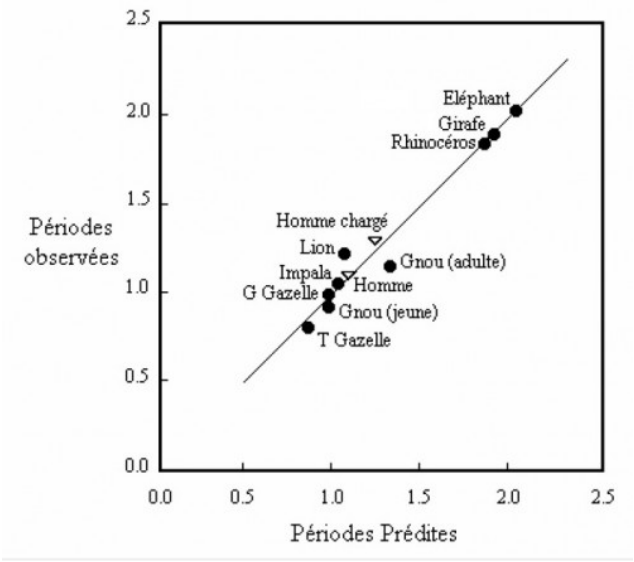


Figure 3. Le modèle de Kugler et Turvey (1987) mettant en relation les périodes prédites par un modèle pendulaire oscillant et les périodes réellement observées de plusieurs espèces

Il faut également noter que l'étude des coordinations a porté sur de nombreux domaines tels que les modes de coordinations bi-manuelles (Kelso, 1984 ; Mechsner, Kerzel, Knoblich, & Prinz, 2001 ; Smethurst & Carson, 2001 ; Zanone & Kelso, 1992), inter-articulaires (*e.g.* entre l'articulation de la hanche et de la cheville) (Bardy, 2004 ; Bardy, Faugloire, Fourcade, & Stoffregen, 2006 ; Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999 ; Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002 ; Oullier, Marin, Stoffregen, Bootsma, & Bardy, 2006 ; Stoffregen & Bardy, 2001) ou bien encore les coordinations inter-segmentaires (*e.g.* entre les deux avant-bras) (Baldissera, Cavallari, Marini, & Tassone, 1991 ; Donker, Beek, Wagenaar, & Mulder, 2001 ; Komar, Sanders, Chollet, & Seifert, 2014).

3. La coordination, un comportement auto-organisé

Lors de la réalisation d'une tâche spécifique, la coordination correspond aux relations spatio-temporelles stables mises en place entre les différents segments du système. Il est alors possible de parler de *couplage inter-segmentaire* pour caractériser ce phénomène, comme l'a montré von Holst (1954). Dans ses travaux, ce biologiste allemand a étudié la coordination des nageoires d'un poisson, le labrus. Les observations de von Holst ont permis de distinguer la façon dont les nageoires agissent ensemble. Elles peuvent parfois osciller dans une *harmonie rigide*, représentant, dans ce cas, une coordination absolue car les nageoires ont la

même fréquence d'oscillation. Mais elles peuvent également osciller avec des fréquences différentes et ne sont donc pas strictement coordonnées. Cependant, la plupart du temps les nageoires, qui possèdent une fréquence d'oscillation propre et différente entre elles, finissent par se coordonner selon une nouvelle fréquence qui résulte de l'attraction mutuelle des nageoires. Von Holst observe donc une nouvelle façon de se coordonner, différente de la coordination dite *absolue*, et représente une nouvelle organisation entre les nageoires des labrus, appelée *coordination relative*. Grâce à ces travaux, ce biologiste a défini les principes fondamentaux de coordination de deux oscillateurs ayant des fréquences d'oscillation différentes.

De ce fait, la coordination peut être définie comme un mode de couplage qui s'exerce entre les différents éléments d'un système sensori-moteur. Cependant, une question subsiste : comment les mouvements provenant d'un système sensori-moteur si complexe peuvent-ils être coordonnés ? L'explication de ce problème a été mis en avant par Bernstein (1967) en caractérisant la coordination comme la maîtrise et le contrôle des multiples degrés de liberté qui composent le corps humain. En effet, le système neuro-musculo-squelettique est un système complexe, disposant d'environ 800 muscles et 110 articulations, et par conséquent de nombreux degrés de liberté, qu'il est nécessaire de maîtriser. Suivant le niveau d'analyse utilisé, *macroscopique* (*i.e.* « *pour observer l'infiniment complexe* ») ou *microscopique* (*i.e. « pour observer l'infiniment petit »* (De Rosnay, 2014)), les degrés de liberté ne sont pas les mêmes. En effet, plus on descend dans le niveau d'analyse, plus on augmente les degrés de liberté. De ce fait, de multiples coordinations potentielles existent pour une même action. De plus, le contrôle des degrés de liberté se fait par auto-organisation qui converge vers des attracteurs (définis dans la section suivante).

4. Etat d'équilibre et dynamique intrinsèque d'un système non-linéaire

4.1. Définition et représentations des attracteurs

Lorsqu'un système dynamique est observé dans le temps, l'évolution de ce système tend, généralement, à rejoindre un état d'équilibre que l'on nomme *attracteur*, quelles que soient les conditions initiales. Un attracteur peut se définir comme un ensemble de points dans l'espace vers lequel un système non-linéaire tend et converge au cours du temps. En effet,

l'attracteur correspond à une situation stable du système. Dans la vie quotidienne, différentes situations montrent des états d'attracteurs, par exemple, *« un pendule qui s'immobilise progressivement rejoint son état attracteur »* ou bien *« le liquide chaud dont la température rejoint progressivement celle de son environnement rejoint son état attracteur »* (Prigogine & Stengers, 1979).

La représentation de ces attracteurs dans l'espace des phases (*i.e.* espace mathématique contenant, sous forme géométrique, toute l'information sur la dynamique du système étudié et construit grâce à plusieurs variables) peut prendre plusieurs formes. Trois formes principales correspondant à trois types d'attracteurs sont répertoriées et détaillées dans ce manuscrit. Le premier, représentant un point fixe ou ponctuel correspond à un état stationnaire suite à l'absence d'évolution (Figure 4). Pour cet attracteur, l'exemple du pendule est souvent utilisé : en le laissant se balancer au bout d'une ficelle, ce dernier tend, sous l'action de la pesanteur, à rejoindre sa position de repos.

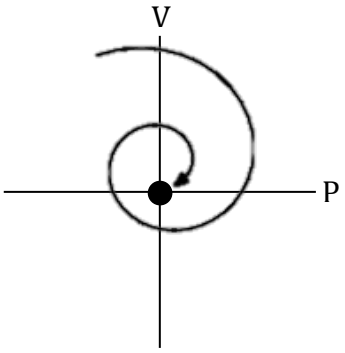


Figure 4. Représentation d'un attracteur fixe. P : position du pendule. V : vitesse du pendule.

Le second attracteur, représentant un attracteur cyclique correspond quant à lui à des oscillations sinusoïdales (Figure 5). Dans ce cas, le pendule est entretenu et tend vers un cycle limite. Un autre exemple peut être donné : le mouvement de la valve d'une roue de vélo entretenue par la vitesse produite par un cycliste.

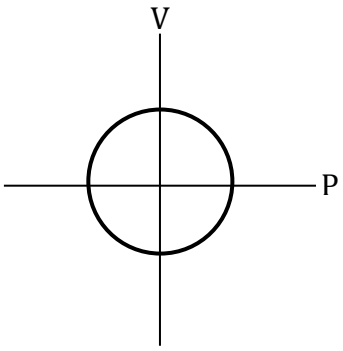


Figure 5. Représentation d'un attracteur cyclique. P : position du pendule. V : vitesse du pendule

Enfin, la dernière forme, la plus complexe, représente des attracteurs étranges, aussi appelés *chaotiques*, ou attracteurs de *Lorenz*, portant le nom du chercheur les ayant découverts (Lorenz, 1963) (Figure 6). Le météorologue E. Lorenz présente une modélisation simplifiée (en forme d'ailes de papillon) de phénomènes météorologiques, basée sur la mécanique des fluides. Il révèle alors que le chaos, à l'origine aléatoire, peut être déterminé (Lorenz, 1995).

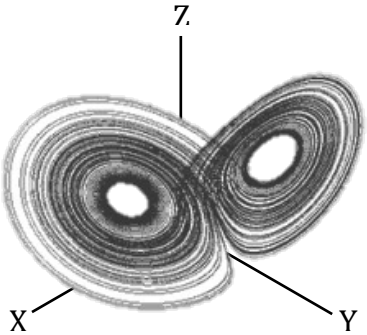


Figure 6. Représentation d'un attracteur étrange (d'après Lorenz (1963)).

Enfin, la notion d'attracteur peut également être illustrée comme un paysage particulier présentant des sommets, correspondant aux lieux d'états transitoires du système, et des vallées correspondant aux états attracteurs (Figure 7). De ce fait, la dynamique interne d'un système non-linéaire peut être symbolisée par le comportement d'une bille. Lorsque cette bille se situe au fond d'une vallée, le système est en état stable ; plus la vallée est profonde et plus le sommet est haut et la pente marquée, plus l'attracteur est stable.

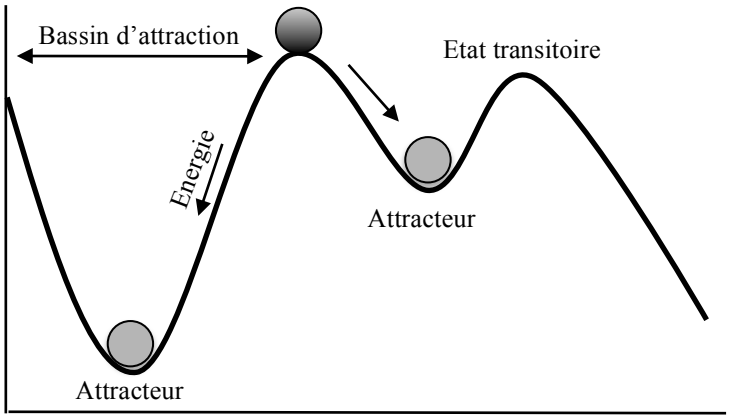


Figure 7. Représentation schématique d'un paysage d'attracteurs. Les billes au fond des vallées représentent un état attracteur où la stabilité est maximale et la dépense énergétique minimale (Delignières, 2004)

4.2. Définition de la dynamique intrinsèque

La dynamique intrinsèque d'un système non-linéaire correspond aux *tendances* de coordinations préférentielles et stables existantes à un instant donné. L'étude de cette dynamique doit tout d'abord prendre en considération une unique variable macroscopique : la variable collective, appelée *paramètre d'ordre*. Cependant, sa description complète nécessite également d'observer cette variable collective sous l'effet de contraintes particulières, correspondant à des variables non-spécifiques, appelées *paramètres de contrôle.* Ces paramètres vont être décrits dans les sections qui suivent.

4.2.1. La variable collective

Le *paramètre d'ordre* est la variable macroscopique de la dynamique du mouvement, qui résume le mieux la coordination. Il apparaît également être un indice quantitatif, tentant de rendre compte de manière globale des caractéristiques qualitatives de la coordination. De plus, ce paramètre permet de caractériser la coordination, qui émerge spontanément en fonction des contraintes qu'elle rencontre. Les différentes valeurs émanant du paramètre d'ordre indiquent des couplages ou des états stables dans la dynamique intrinsèque du système. En effet, comme précisé précédemment dans la section 4.1., le système est attiré vers ces états stables (*i.e.* attracteurs) et correspondent aux couplages spontanément adoptés par le

système, sans aucune prescription du mode de coordination à réaliser auparavant. Autrement dit, des modes de coordination dits *préférentiels* apparaissent spontanément lors d'une tâche.

Dans le domaine de la motricité, la représentation du paramètre d'ordre est principalement symbolisée par la valeur de la *phase relative* (ϕ_{rel}). Le système dynamique est lui, représenté comme un ensemble d'oscillateurs qui fonctionnent en même temps, mais aussi qui s'influencent l'un l'autre, de manière réciproque. Chaque oscillateur présente donc un mouvement sinusoïdal dont la position instantanée peut être décrite et représentée par un angle de phase. La phase relative peut alors être calculée soit dans l'espace des phases, correspondant au calcul de la phase relative continue (Hamill, van Emmerik, Heiderscheit, & Li, 1999), soit dans le domaine temporel, correspondant au calcul de la phase relative discrète (Zanone & Kelso, 1992).

Dans l'espace des phases (*i.e.* position d'un oscillateur par rapport à la vitesse), la coordination de deux oscillateurs est caractérisée en fonction du temps et en fonction de leur propre angle polaire (caractérisé par le déplacement angulaire sur l'axe *x* et la vitesse angulaire sur l'axe *y*), à un instant donné (Figure 8). La ϕ_{rel} correspond alors à la différence de phase entre les deux oscillateurs à cet instant (Équation 1). Le calcul est donc le suivant :

Équation 1

$$\phi_{rel} = \phi_{oscillateur\ 1} - \phi_{oscillateur\ 2}$$

Où $\phi_{oscillateur\ 1}$ correspond à l'angle de phase du premier oscillateur et $\phi_{oscillateur\ 2}$ correspond à celui du second oscillateur.

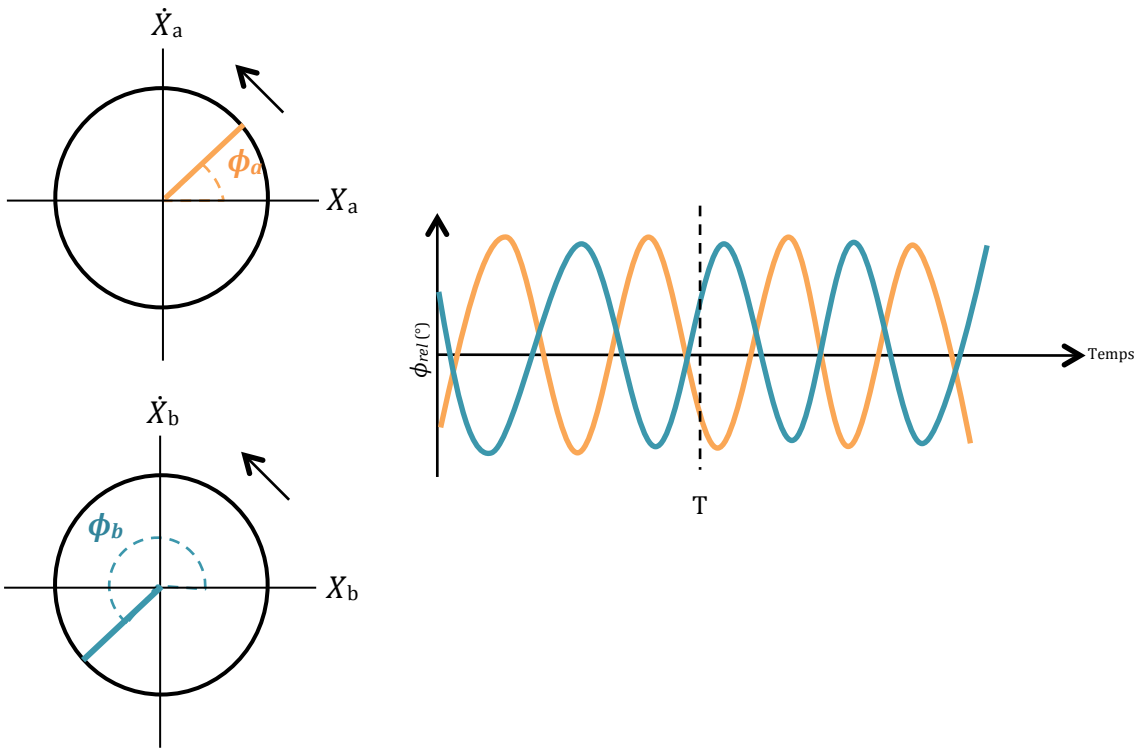


Figure 8. Coordination de deux oscillateurs (a et b) à l'instant T, dans l'espace des phases : $\dot{X}$ correspondant à la vitesse et X à la position. Cette représentation montre une coordination en antiphase de ces deux oscillateurs ($\phi_{rel} \approx 180°$)

Dans le domaine temporel, c'est la mesure du décalage temporel entre les mouvements de deux oscillateurs qui permet de calculer la phase relative (Haken, Kelso, & Bunz, 1985) (Équation 2). Elle se calcule pic (P) à pic, de la façon suivante :

Équation 2

$$\phi_{rel} = \frac{P1-P2}{T} * 360$$

Dans cette équation, P1 correspond au pic de revirement (temporel) d'un oscillateur ; P2, au pic de revirement de l'oscillateur de référence et T à la période d'oscillation de l'oscillateur référence (d'après Zanone & Kelso, 1992).

Que ce soit dans l'espace des phases ou dans le domaine temporel, la phase relative caractérise la coordination soit en terme de *phase* ($\phi_{rel} \approx 0°$), soit en terme d'*antiphase* ($\phi_{rel} \approx 180°$), ou de *décalage de phase* (les autres valeurs).

4.2.2. La variable non-spécifique

La variable non-spécifique de la dynamique intrinsèque d'un système non-linéaire correspond aux *paramètres de contrôle*. Ces derniers sont dits *non-spécifiques* car ils modifient la dynamique intrinsèque du système lorsqu'ils atteignent un *seuil critique*, sans préciser la nature de cette modification. Autrement dit, le paramètre de contrôle agit sur le paysage des attracteurs lorsqu'il évolue au-delà de cette valeur critique, entrainant ainsi une modification du paramètre d'ordre (*i.e.* le mode de coordination émergeant de cette modification n'est pas indiqué par le paramètre de contrôle).

4.3. Identification des modes de coordination bi-manuelle spontanés

Afin d'identifier et d'analyser les modifications de la dynamique intrinsèque, des manipulations du paramètre de contrôle sont possibles (Kelso, 1981, 1984 ; Kelso, Del Colle, & Schöner, 1990 ; Kelso, Holt, Rubin, & Kugler, 1981 ; Kelso, Scholz, & Schöner, 1986 ; Kelso, Southard, & Goodman, 1979 ; Kelso et al., 1983).

Dans la plupart des travaux cités ci-dessus, la tâche utilisée consistait à réaliser des mouvements simultanés d'adduction-abduction des deux index (ou des deux poignets dans certains cas ; *e.g.* Kelso, (1984) ; Kelso et al., (1979)). Le paramètre de contrôle, caractérisé par la fréquence de mouvement des deux index, était sous l'influence d'un métronome auditif (fréquence de 1 à 5 Hz), indiquant le rythme à suivre. Comme il a été mentionné ci-dessus, le calcul de la phase relative, utilisé comme paramètre d'ordre, permet de caractériser la coordination entre ces deux index. Lorsqu'ils oscillent simultanément en adduction puis en abduction, à la même fréquence, les deux index effectuent une coordination *en phase* : $\phi_{rel} = 0°$ (Figure 9 A). En revanche, si un index est en adduction lorsque le second est en abduction, autrement dit si ils effectuent un mouvement contraire (en essuie-glaces), alors la phase relative est égale à 180° et caractérise une coordination *en antiphase* (Figure 9 B).

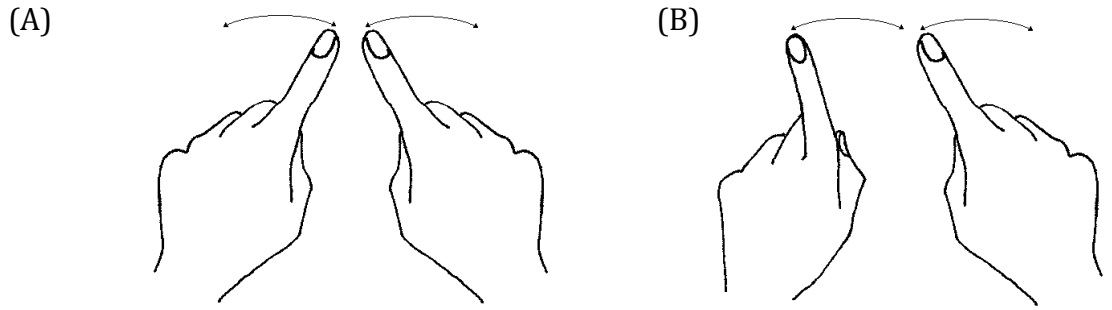


Figure 9. Représentation des coordinations bi-manuelles d'après Kelso (1981). (A) Mode de coordination en phase (B) Mode de coordination en antiphase

Kelso a analysé les coordinations bi-manuelles et a permis de mettre en évidence des modes de coordination préférentiels (attracteurs), spontanément adoptés par les participants. Tout d'abord, lorsque la fréquence d'oscillation des index (correspondant au paramètre de contrôle) est faible, deux attracteurs apparaissent : la coordination *en phase* (ϕ_{rel} = 0°) et la coordination *en antiphase* (ϕ_{rel} = 180°). De la même façon, lorsque le sujet est contraint d'effectuer un autre mode de coordination (*e.g.* ϕ_{rel} de 90°), le système tend à rejoindre l'un des deux attracteurs préférentiels : 0° et 180° (Kelso, 1981, 1984 ; Kelso et al., 1986).

Cependant, lorsque la fréquence d'oscillation demandée augmente, le mode de coordination *en antiphase* est déstabilisé (au-delà d'une certaine fréquence : seuil critique) et tend vers une coordination *en phase*. Cela révèle qu'au-delà d'une certaine fréquence critique, seul un attracteur résiste : l'attracteur *en phase*. Ce changement de patron de coordination a été expliqué par Kelso (1984) et Schöner, Haken, & Kelso (1986) en révélant l'existence d'une *bifurcation* de la dynamique *bistable* vers une dynamique *monostable* lorsque la fréquence d'oscillation augmente. De la même façon, la stabilité mesurée dans plusieurs études précise que le mode de coordination *en phase* est plus stable que le mode de coordination *en antiphase* (sans doute liée aux fluctuations du paramètre d'ordre et à la bifurcation) (Kelso, 1981, 1984 ; Kelso et al., 1986, 1979).

5. Modéliser la dynamique intrinsèque : le modèle HKB

Dans le cadre de l'approche dynamique, la variable collective d'un système (Kelso, 1981 ; Kelso, 1984) a été modélisée par Haken et al. (1985). Ce modèle, appelé modèle HKB (du nom de ses auteurs : Haken, Kelso et Bunz), est basé sur une fonction potentielle $V(\phi)$

représentant la dynamique de la phase relative en fonction des contraintes appliquées, modélisées sous la forme d'une somme de fonctions harmoniques. Cette fonction prend en considération les propriétés fonctionnelles des oscillateurs non-linéaires auto-entretenus impliqués dans la coordination, mais aussi du couplage entre les oscillateurs, et la fréquence d'oscillation (Équation 3).

Équation 3

$$V(\phi) = -a\cos(\phi) - b\cos(2\phi)$$

Dans cette fonction, a et b correspondent à la valeur d'un paramètre de contrôle (dans le cas des coordinations bi-manuelles : la fréquence d'oscillation des mouvements) et ϕ à la valeur de la phase relative entre les oscillateurs (*e.g.* entre les index pour les coordinations bi-manuelles).

Cette première modélisation se révèle être incomplète car le modèle proposé HKB suppose que les segments qui interagissent dans la coordination aient tous les mêmes caractéristiques (*e.g.* la même fréquence). Ce qui n'est pas toujours le cas. Afin de pallier ce problème, le modèle HKB a été approfondi par Kelso et al. (1990) permettant de prendre en considération des segments n'ayant pas la même fréquence propre d'oscillation. En effet, au vu de la nature asymétrique du système, cette nouvelle version du modèle était nécessaire (Équation 4).

Équation 4

$$V(\phi) = \Delta\omega - a\cos(\phi) - b\cos(2\phi) + \sqrt{Q\xi_t}$$

Dans cette version, $\Delta\omega$ correspond à la différence de fréquence propre entre les oscillateurs, ξ au bruit de type gaussien (pouvant résulter de l'interaction entre les divers éléments du système et le perturber), en fonction du temps t et de la puissance Q (>0) (Schoner & Kelso, 1988).

Une représentation graphique de cette équation a été réalisée par Kelso et al. (1990) afin de mieux comprendre les différents comportements qu'un système peut adopter suivant les contraintes qui lui sont imposées (Figure 10), notamment concernant les coordinations bi-

manuelles (Kelso, 1981, 1984). L'observation de cette modélisation rend compte de la *multi-stabilité* du système, de la *transition* entre deux modes de coordination et du phénomène d'*hystérésis* (retour retardé du nouvel état adopté au précédent lors de la diminution continue de la valeur du paramètre d'ordre).

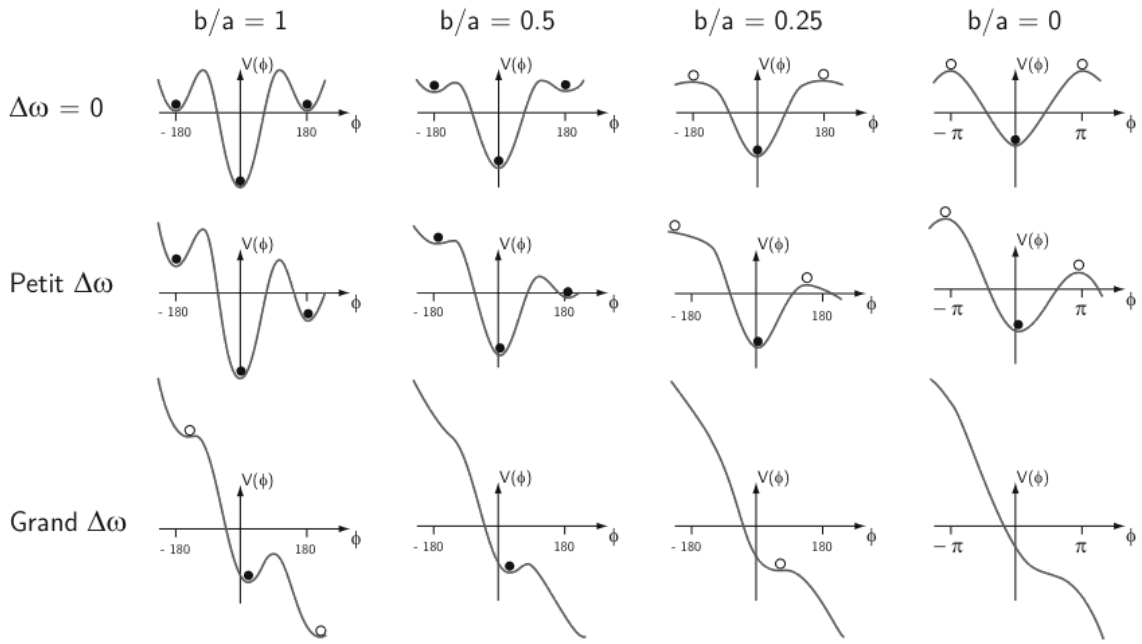


Figure 10. Représentation de l'évolution de la fonction potentielle du modèle HKB approfondi par Kelso et al. (1990). Les billes noires symbolisent les comportements coordonnés stables et les billes blanches correspondent aux états de coordination instables

Dans un premier temps, lorsque la différence de fréquence propre du système (*Δω*) est égale à 0, ce qui correspond à la première ligne de la Figure 10, et lorsque le rapport *b/a* (*i.e.* variation du paramètre de contrôle) est égal à 1 alors la dynamique de coordination est *bistable*. Il existe donc deux états attracteurs stables avec des valeurs de ϕ égales à 0° et 180°. Comme précisé dans la partie 1.4.1, la pente et la profondeur du bassin d'attraction expriment la stabilité du comportement, indiquant une stabilité du mode *en phase* plus importante que le mode *en antiphase*. Maintenant, si le rapport *b/a* est égal à 0,5 alors la fonction potentielle s'aplatie, révélant des pentes moins prononcées et un bassin d'attraction plus large. Cela atteste d'une réduction de la force de couplage et d'une stabilité des modes de coordination. Puis, lorsque le rapport diminue et atteint une valeur de 0,25, le mode de coordination *en antiphase*, qui était stable auparavant devient instable et rejoint le mode *en phase*. Le système

n'est donc plus bistable mais devient *monostable*. Il en est de même pour le rapport *b/a* égal à 0 mais avec un bassin d'attraction qui s'élargit et une stabilité du mode *en phase* qui diminue.

Enfin, lorsqu'une différence de fréquence propre entre les segments est mesurée (*i.e.* $\Delta\omega$), soit un décalage des valeurs minimales de $V(\phi)$ est observé, s'éloignant des valeurs pures de *phase* et d'*antiphase* ; soit les transitions de phase entre les modes de coordination se réalisent dans une direction prédominante ; soit, lorsque les valeurs de $\Delta\omega$ sont importantes, plus aucun état stable n'est observé, si ce n'est une errance de la phase relative (*i.e.* aucun état stable).

6. Synthèse

La première partie de ce chapitre permet la compréhension générale du principe de coordination d'un système non-linéaire, selon la théorie des systèmes dynamiques. L'intérêt et le sujet même de cette thèse portent donc sur l'analyse de la coordination de l'Homme, sain et pathologique, émergeant de l'interaction des contraintes, et notamment des contraintes environnementales représentées par le mouvement d'un cheval mécanique. Cependant, au sein de cette thèse, la coordination étudiée ne traite pas d'une coordination bi-manuelle ou inter-segmentaire mais correspond plus précisément à un cas particulier de la coordination : la coordination posturale.

Si l'on se base sur les études citées précédemment (*e.g.* Kelso et al. (1990) ; Zanone & Kelso (1992)), permettant de définir les différents termes spécifiques et nécessaires à la compréhension de la suite du manuscrit, une question émerge : la coordination posturale de l'Homme présente-t-elle les mêmes caractéristiques (coordinations spontanées, paramètre d'ordre) que celles décrites par Kelso (1981, 1984) et Kelso et al. (1986) dans les coordinations bi-manuelles ? C'est précisément ce qui va être abordé dans la partie II de ce chapitre 1.

II. L'approche dynamique des coordinations posturales

Les coordinations posturales ont d'abord été étudiées dans le cadre de l'approche neuromusculaire qui envisage la mise en place de stratégies posturales pilotées sur un mode hiérarchique par les structures cérébrales (*e.g.* Nashner & McCollum (1985)). Cette approche a été remise en cause par l'approche dynamique et notamment par les travaux de Bardy et ses collaborateurs (Bardy et al., 1999). La partie qui suit détaille cette opposition.

1. Equilibre et stratégies posturales

Selon Massion (1994), la réalisation de tout acte de la vie quotidienne nécessite en premier lieu de disposer d'une posture stable. L'équilibre orthostatique correspond alors au maintien de la posture à un moment donné, en dépit des circonstances qui tendent à la perturber dans les conditions de vie terrestre (Amblard, 1998).

L'équilibre statique du corps est observé lorsque la somme des forces extérieures (*i.e.* la gravité, la force de réaction au sol, les résistances), des forces internes (*i.e.* articulaires et musculaires) et la somme des moments de ces forces, sont nulles. De plus, la posture est considérée en équilibre lorsque l'axe défini par le centre de gravité et le point de contact au sol d'un sujet sont alignés avec le vecteur gravito-inertiel (Murray, Seireg, & Scholz, 1967 ; Riccio & Stoffregen, 1988). En d'autres termes, l'équilibre statique d'un sujet est rendu possible lorsque la projection verticale de son centre de masse se situe à l'intérieur du polygone de sustentation. Plus cette projection au sol et le centre de pression s'éloignent du centre du polygone de sustentation, plus l'équilibre du sujet se révèle instable (Gagey, Martinerie, Pezard, & Benaim, 1998).

Par ailleurs, en condition dynamique, un corps est considéré en équilibre stable, lorsque ce dernier est capable de retrouver sa position initiale, après avoir subi des perturbations. Ainsi, l'équilibre postural peut se définir comme la tendance pour un corps à rester dans la position désirée ou à se mouvoir de façon contrôlée lors d'un équilibre dynamique.

Au cours d'une tâche, le corps humain étant formé de plusieurs segments mobiles les uns par rapport aux autres, il existe une multitude de postures et coordinations adéquates permettant de contrôler l'équilibre postural. En effet, l'équilibre peut être maintenu lors d'un ou de

plusieurs mouvements de différents membres mais les mouvements de ces membres peuvent aussi être responsables de la stabilité du corps.

De ce fait, afin de coordonner les différentes parties du corps et de réduire les degrés de liberté à contrôler, des scientifiques ont suggéré que l'être humain mettait en place des *stratégies posturales* permettant d'adopter une posture *efficiente* face à la multitude de possibilités posturales (Nashner & McCollum, 1985). La réduction du nombre de degrés de liberté du système se révèle être une condition nécessaire au maintien de l'équilibre et au contrôle postural.

Selon Nashner & McCollum (1985), la solution réside dans l'adoption de synergies neuromusculaires. En effet, la réduction du nombre de degrés de liberté et donc du nombre infini de combinaisons possibles entre les muscles et les articulations, dans un but de maintien d'équilibre, est proposée et appelée *stratégies posturales*. Ces stratégies appartiennent à l'approche *neuromusculaire* qui considère un nombre limité de synergies, préprogrammées et ayant pour objectif de ramener le corps à un état d'équilibre, suite à une perturbation. Ces stratégies sont au nombre de trois (*i.e.* la stratégie de cheville, de hanche et la stratégie verticale) et illustrées schématiquement en Figure 11.

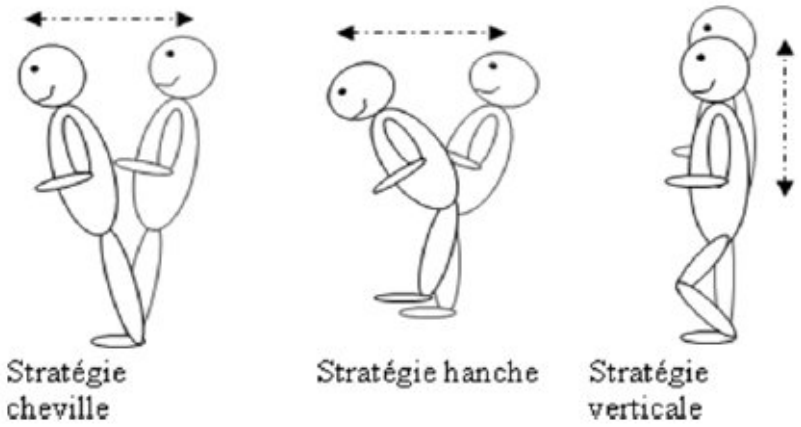


Figure 11. Les stratégies posturales (cheville, hanche et verticale) d'après Nashner et McCollum (1985)

Toujours selon ces auteurs, ces stratégies seraient responsables des états posturaux du système. Un sujet peut donc passer d'une stratégie à l'autre (*i.e.* stabilité et efficience de ces stratégies), selon la situation et la tâche à effectuer. Les changements de stratégies permettraient de ramener le corps à un état d'équilibre (Nashner & McCollum, 1985).

Cependant, selon cette approche, le passage d'une stratégie à l'autre ne peut s'effectuer directement mais doit se résoudre à passer par des stratégies intermédiaires appelées *stratégies mixtes* correspondant à une combinaison de stratégies de hanche et de cheville.

2. Modes de coordinations posturales préférentiels et transitions

La conception qui vient d'être décrite a été remise en cause par les travaux réalisés dans le cadre de l'approche dynamique, notamment par Bardy et ses collaborateurs (Bardy et al., 1999).

Dans cette approche, le système postural est considéré comme étant auto-organisé et l'interaction des contraintes induit l'émergence des coordinations. Les auteurs ont alors posé l'hypothèse que les mouvements de hanches et de chevilles sont tous les deux impliqués dans le contrôle postural. Ces articulations étant non-homologues (*i.e.* asymétriques), plusieurs auteurs se sont intéressés à analyser le couplage existant entre ces deux articulations. Pour cela, des expérimentations étaient réalisées en demandant aux participants, en position érigée (mains dans le dos), de suivre une cible en mouvement, dans le plan antéro-postérieur, par des mouvements de la tête (sans bouger les pieds) (Bardy, 2004 ; Bardy et al., 2006 ; Bardy et al., 1999 ; Bardy et al., 2002 ; Faugloire, Bardy, & Stoffregen, 2006 ; Marin, Bardy, Baumberger, Flückiger, & Stoffregen, 1999 ; Oullier, Bardy, Bootsma, & Stoffregen, 2003 ; Oullier et al., 2006) (Figure 12). Cette cible était située face aux participants, et oscillait d'avant en arrière avec des amplitudes de 5, 14, 18 et 35 cm. Le suivi de cette cible avec la tête impliquait des mouvements de flexion-extension au niveau des articulations des hanches et des chevilles des participants. Ces mouvements angulaires étaient enregistrés grâce à des goniomètres et permettaient de calculer la phase relative continue ϕ_{rel} entre les angles de phase de la hanche ϕ_{hanche} et de la cheville $\phi_{cheville}$. Cela permettait ainsi de caractériser les *modes de coordination préférentiels* spontanément adoptés par les participants lors de cette expérimentation, et plus largement par l'homme lors d'une position érigée.

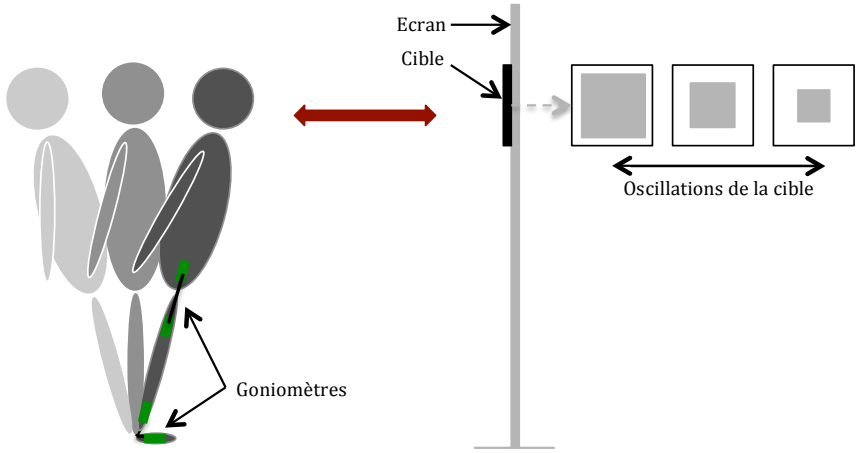


Figure 12. Dispositif expérimental de l'étude réalisée par Bardy et al. (1999)

Ces travaux ont permis d'identifier deux modes de coordination spontanés (grâce au calcul de la phase relative entre la hanche et la cheville (paramètre d'ordre)), correspondant à l'existence de deux attracteurs posturaux (Bardy, 2004; Bardy et al., 1999 ; Bardy et al., 2002 ; Marin et al., 1999 ; Oullier et al., 2006). Le premier est le mode *en phase* ($\phi_{rel} \simeq 20°$), généralement adopté pour de petites amplitudes de mouvement de la cible et correspondant à une flexion ou à une extension simultanée des hanches et des chevilles. En revanche, pour de plus grandes amplitudes de mouvements de la cible, les sujets produisent plus fréquemment un mode de coordination *en antiphase* ($\phi_{rel} \simeq 180°$) entre les hanches et les chevilles, correspondant à la flexion d'une articulation lorsque l'autre articulation est en extension.

Il existe des similitudes et des différences entre ces travaux et ceux caractérisant les coordinations bi-manuelles (cf. section I.4.3.). En effet, les phases relatives de la coordination posturale, *en phase*, sont plus proches de 20° que de 0° (coordination bi-manuelle). C'est notamment Bardy et al. (2002) qui ont expliqué ces différences, en montrant la particularité mécanique du système postural. Contrairement aux deux index de l'Homme (Kelso, 1984), l'articulation de la hanche et celle de la cheville sont considérées comme non-homologues et présentent chacune une fréquence propre (Bardy et al., 2002), impliquant un décalage du bassin d'attraction.

Grâce aux expérimentations de Bardy et al. (2002) (dans lesquelles le paramètre de contrôle correspond à la fréquence d'oscillation de la cible) et de Oullier, Bardy, Stoffregen, & Bootsma (2002) (le paramètre de contrôle correspond cette fois-ci à la fréquence de

mouvement d'une pièce), demandant aux sujets de réaliser une tâche supra-posturale de suivi de cible, des résultats similaires à l'étude précédente ont été observés. Deux modes de coordinations sont également remarqués : le mode de coordination *en phase,* lorsque la fréquence d'oscillation de la cible ou de la pièce est faible ; et le mode *en antiphase,* lorsque cette fréquence d'oscillation est élevée.

De plus, il est possible d'observer qu'une augmentation ou une diminution de cette fréquence d'oscillation provoque une transition du système postural, d'un mode de coordination à l'autre, appelée bifurcation (Figure 13). Cette bifurcation est elle-même accompagnée par des *fluctuations critiques* du paramètre d'ordre lors du passage d'une coordination à l'autre (dues aux propriétés stochastiques d'un système non-linéaire) mais également par un phénomène d'*hystérésis* correspondant au passage d'un état à un autre pour une valeur différente du paramètre de contrôle. Dans le cas d'une tâche supra-posturale de suivi de cible, la fréquence de transition d'un mode à l'autre est plus élevée lorsque la fréquence de la cible augmente que lorsqu'elle diminue. Le système non-linéaire passe donc par un état de *bistabilité*, où le patron *en phase* se retrouve en cohabitation avec le patron *en antiphase*. Les deux modes de coordination préférentiels ne disposent donc pas de la même *stabilité intrinsèque* et sont alors appelés *stabilité différentielle* : la stabilité du patron *en phase* est inférieure à celle du patron *en antiphase*.

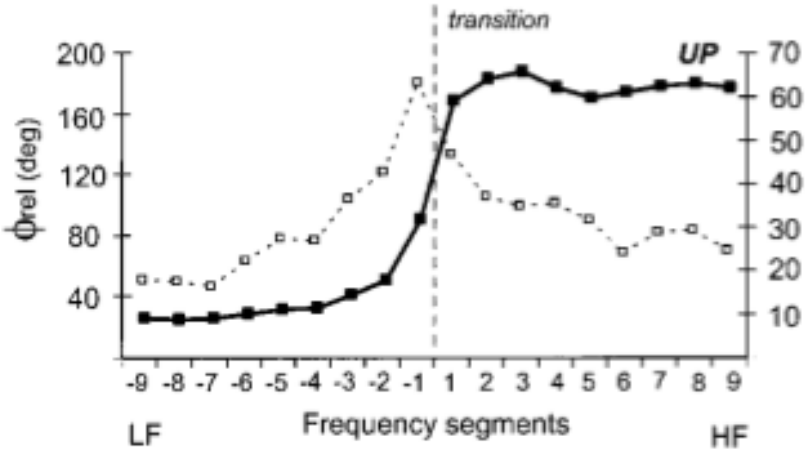


Figure 13. Représentation du point de transition de la coordination hanche/cheville (ϕ_{rel}) lorsque la fréquence d'oscillation de la cible augmente, d'après l'étude de Bardy et al. (2002). LF : basses fréquences ; HF : hautes fréquences

3. Influence des contraintes sur la coordination posturale

3.1. En position érigée

L'analyse de l'influence des contraintes sur les coordinations posturales a donné lieu à de nombreuses expérimentations, dont l'objectif était de manipuler les trois types de contraintes, de façon à comprendre leur implication dans le contrôle postural. En ce sens, l'étude de Bardy et al. (1999) s'est intéressée à manipuler, dans une tâche de poursuite de cible, les contraintes intrinsèques des participants en modifiant la position du centre de masse. Cette étude démontre que seuls deux modes de coordination stables émergent, le mode *en phase* $\phi_{rel} \simeq 20°$, et le mode *en antiphase* $\phi_{rel} \simeq 180°$. Etant donné que ces deux modes de coordination sont identiques à ceux retrouvés pour une position du centre de masse « non-modifiée», le déplacement de celui-ci est intégré dans la coordination sans la modifier. Cependant, c'est au niveau de la *transition* entre ces deux modes qu'une modification existe. En effet, si lorsque l'amplitude du mouvement de la cible augmente, la coordination hanche/cheville des participants passe d'un mode *en phase* vers un mode *en antiphase*, ce changement de pattern intervient à différents instants, dépendant de la position de ce centre de masse.

Ces mêmes auteurs ont également modifié la surface d'appui des sujets (Bardy et al., 1999). Ainsi, lorsque la surface d'appui est diminuée, les sujets adoptent directement un mode de coordination *en antiphase* pour toutes les conditions d'amplitudes de cible. À l'inverse, lorsque la surface d'appui est augmentée, les participants adoptent un mode de coordination *en phase* beaucoup plus longtemps, même lorsque les amplitudes de cible augmentent.

La surface d'appui a également été manipulée en modifiant ses propriétés (Riccio & Stoffregen, 1988). L'objectif de cette manipulation des contraintes environnementales est de comprendre les répercussions d'une surface de support sur notre propre dynamique posturale. Marin et al. (1999) ont effectué une expérimentation dans laquelle l'adhérence et la rigidité de la surface de support y étaient modifiées à l'aide du port de rollers ou de l'utilisation d'un tapis mou. Les résultats de ces travaux ont révélé que lorsque les sujets portaient des rollers, ils adoptaient uniquement un mode de coordination *en phase* alors que sur un sol mou, seul le mode de coordination *en antiphase* était produit (Marin et al., 1999).

De la même manière, se pose la question de savoir ce qu'il peut se passer lorsque l'environnement est mouvant ? Dans la littérature, plusieurs études ont analysé les

changements environnementaux (*i.e.* la manipulation des contraintes environnementales), par exemple le passage d'un environnement éclairé à un environnement obscur, ou bien le passage d'une surface fixe à une surface en mouvement (*e.g.* chambre mouvante (Lees, Vanrenterghem, Barton, & Lake, 2007 ; Oullier, Bardy, Stoffregen, & Bootsma, 2002)). Ces travaux ont indiqué que ce type de changement demande aux participants une adaptation sensori-motrice aux conditions extérieures, ainsi que des ajustements posturaux, mais sont intégrés afin de revenir à une stabilité du système lors de chaque changement (Jeka & Kiemel, 2004).

Enfin, toujours lors d'une tâche de poursuite de cible, des travaux se sont intéressés à la manipulation des contraintes de la tâche elle-même en ajoutant une information supplémentaire (*biofeedback* ; décrite dans la partie III, section 3.1.2) indiquant le mode de coordination à adopter (Bardy et al., 2006 ; Faugloire, Bardy, Merhi, & Stoffregen, 2005 ; Faugloire et al., 2006 ; Faugloire, Bardy, & Stoffregen, 2009). Les résultats confirment ceux des études précédentes caractérisées par l'adoption des deux modes de coordination préférentiels, *en phase* et *en antiphase* (Faugloire et al., 2005). De plus, la production de patrons de coordination supplémentaires se révèle généralement proche de l'attracteur *en antiphase*.

La coordination existante entre les hanches et les chevilles permet donc une organisation fonctionnelle du contrôle postural (Oullier et al., 2006), émergeant de l'interaction des contraintes (Newell, 1986). La littérature dans ce domaine s'est principalement focalisée sur la coordination posturale des sujets dans une position érigée. C'est pourquoi l'utilisation de la coordination hanche/cheville semble la plus représentative pour résumer le contrôle postural. La position érigée est certes une position essentielle chez l'Homme, mais dans certains cas, cette posture ne peut être adoptée —notamment lors d'un handicap— contraignant les individus à rester dans une position assise. Malgré l'importance de la posture assise dans le contrôle moteur de l'Homme, très peu d'études ont analysé la coordination posturale des sujets dans cette position.

3.2. En position assise

La position posturale assise, définie souvent comme une position de repos chez l'Homme (Toullet, 2006), est, comme la posture érigée, une position commune et familière utilisée

quotidiennement (Forssberg & Hirschfeld, 1994). Des similitudes entre les systèmes posturaux assis et debout existent et sont couramment modélisés comme un simple pendule inversé (Cholewicki, Polzhofer, & Radebold, 2000 ; Peterka, 2000). Selon Cholewicki et al. (2000), les articulations des lombaires sont isolées des articulations inférieures du corps lorsque l'individu est assis.

Il faut noter cependant, dans le développement humain, que la posture assise apparaît bien avant la posture érigée (entre le 5ème et le 7ème mois chez l'enfant (McGraw, 1943)), ce qui explique que la plupart des travaux existant dans ce domaine analysent la posture assise chez des nourrissons et plus généralement chez des enfants (Brogren, Hadders-Algra, & Forssherg, 1996 ; Hadders-Algra, Brogren, & Forssberg, 1996 ; Thelen & Smith, 1996 ; Thelen & Spencer, 1998). Ces études indiquent que le développement du contrôle postural est un processus dynamique durant lequel l'enfant apprend à contrôler les degrés de liberté de son propre corps afin de produire et d'adopter une posture assise (Harbourne & Stergiou, 2003 ; Hirschfeld & Forssberg, 1994 ; Thelen & Smith, 1996). Chez les enfants atteints de handicap, la pathologie les contraint souvent à rester dans cette position (Brogren et al., 1996 ; Toullet, 2006). Cependant, l'effet de la gravité sur l'axe du corps peut provoquer, avec le temps, des postures pathologiques retrouvées à l'âge adulte (Toullet, 2006). Brogren et al. (1996) observent qu'un alignement et une stabilité posturale adéquat permettent d'améliorer la posture assise des enfants. De même, Hadders-Algra et al. (1996) montrent que la stabilisation de la tête dans l'espace est un aspect important du contrôle postural assis.

Cette position posturale, disponible dans le répertoire postural de l'Homme sain et pathologique, est utilisée comme référence pour diverses activités motrices (Forssberg & Hirschfeld, 1994), et également pour certaines activités sportives. En particulier en équitation, activité dans laquelle le cavalier est assis sur son cheval. Blanchot (2006) souligne que la position assise à « califourchon » (*e.g.* sur un cheval) facilite le redressement et le maintien de la posture. En effet, l'angle de flexion entre le bassin et les hanches diminue et les cuisses, moins serrées, permettent un meilleur positionnement de l'individu, aussi appelé *assiette*.

L'utilisation d'un cheval permettant aux individus atteints de handicap de travailler et d'améliorer leur posture assise apparaît donc être un réel intérêt dans le domaine de la rééducation (Biery, 1985 ; Choi, 2013 ; Lechner et al., 2003 ; Menezes, Copetti, Wiest, Trevisan, & Silveira, 2013 ; Shurtleff, Standeven, & Engsberg, 2009).

4. Synthèse

Dans le cadre de l'approche dynamique, le système postural est considéré comme auto-organisé et l'interaction des contraintes induise l'émergence des coordinations. Le mouvement des hanches et des chevilles impliqué dans le contrôle postural lors de la posture érigée a permis de mettre en avant, similairement aux coordinations bi-manuelles, deux modes de coordination préférentiels entre ces deux articulations : *en phase* et *en antiphase*.

Cependant, au sein des cette thèse, la posture n'a pas été évaluée dans une position érigée mais dans une position assise. D'une part, parce que la tâche demandée aux individus était réalisée sur un cheval mécanique et d'autre part, car lors de notre principale expérimentation, la population étudiée était une population de patients cérébrolésés (se trouvant essentiellement dans une position assise). De ce fait, les études effectuées, analysant la coordination posturale des sujets non-pathologiques et pathologiques dans cette position, permettront d'améliorer et d'accroitre scientifiquement la littérature dans ce domaine. Par ailleurs, afin d'analyser au mieux la coordination posturale assise, s'effectuant dans un environnement mouvant (*i.e.* sur le cheval mécanique en mouvement), il semble intéressant de se focaliser sur la coordination existante entre le tronc des sujets (angle du tronc par rapport à la verticale) et le cheval lui même (angle externe à l'individu, cheval par rapport à la verticale).

Dans ce cas, la coordination tronc/cheval —certes différente de la coordination hanche/cheville car il n'existe pas de réciprocité entre les deux angles— présente-t-elle des similitudes par rapport à la coordination hanche/cheville de la posture érigée ? De même, retrouve-t-on les deux modes de coordination préférentiels présents lors des coordinations bi-manuelles et posturales, lors d'une position assise ? Et ces coordinations posturales spontanément adoptées peuvent-elles être modifiées après apprentissage d'une nouvelle coordination ?

Avant d'aborder ces questions, nous avons souhaité définir certains principes des apprentissages moteurs afin de les mettre en relation avec ceux de la rééducation motrice qui sera très largement utile pour cette thèse (étude 2 et 3).

III. L'apprentissage moteur

D'après la définition généraliste de Reuchlin (1977), « *il y a apprentissage lorsqu'un organisme, placé plusieurs fois dans la même situation, modifie sa conduite de façon systématique et relativement durable* ». Pour répondre aux multiples contraintes qui s'exercent sur l'organisme, de nombreuses espèces, dont l'espèce humaine, disposent de cette capacité d'apprentissage permettant d'optimiser leur comportement.

1. L'approche dynamique de l'apprentissage moteur

Selon l'approche dynamique de l'apprentissage moteur initiée par Schöner, Zanone, & Kelso (1992) et Zanone & Kelso (1992), l'apprentissage correspond à la *transition* d'un état stable à un autre, suite à une modification du paysage des attracteurs et induisant des modifications dans la dynamique intrinsèque du comportement. En d'autres termes, apprendre une nouvelle habileté motrice correspond à une modification de la stabilité et à une modification qualitative de la coordination préexistante. Mais, *apprendre*, c'est aussi *interagir* efficacement avec l'environnement qui nous entoure, permettant la détection d'informations (pertinentes) et y répondre de manière appropriée. D'après Newell (1991), il existe des situations où l'apprentissage résulte de *stratégies naturelles* de recherche, de la part de l'apprenant, lors de l'exploration de leur environnement et/ou des situations où l'utilisation d'informations comportementales (*e.g.* biofeedback) permet de guider plus ou moins l'apprenant vers un geste particulier.

De plus, l'étude de Schöner & Kelso (1988) a permis de modéliser l'apprentissage moteur dans la coordination de l'Homme. D'après ces auteurs, la coordination intrinsèque ainsi que l'information comportementale peuvent être modélisées comme des forces agissant simultanément sur le système d'action. Ces forces peuvent soit coopérer (*i.e. situation de coopération*), soit au contraire être en compétition (*i.e. situation de compétition*), et déterminent donc la nature de l'émergence des patterns de coordination. Par ce processus de *compétition/coopération*, nous pouvons ainsi préciser que si le pattern à apprendre coïncide avec les patterns intrinsèquement stables, alors le processus de coopération domine. Le pattern produit est alors très stable. En revanche, lorsque le comportement à apprendre se

révèle conflictuel avec le pattern initialement stable de la dynamique intrinsèque, c'est le phénomène de compétition qui domine. Comme la force d'information mémorisée augmente, le pattern le moins stable perd de la stabilité et une transition de phase est visible lors de l'apprentissage. Ce conflit mène donc à d'importantes fluctuations de l'état de coordination et donc à une faible stabilité.

2. L'apprentissage par exploration : de la coordination débutante à la coordination experte

Plusieurs études se sont intéressées aux *stratégies naturelles* d'apprentissage, laissant l'apprenant explorer par lui-même l'environnement lors de la réalisation d'une tâche. C'est le cas, par exemple, des travaux initiés par Vereijken, Whiting, & Beek (1992) sur l'apprentissage des coordinations lors d'une tâche sur un simulateur de ski (Hong & Newell, 2005, 2006 ; Nourrit, Delignières, Caillou, Deschamps, & Lauriot, 2003 ; van Emmerik & van Wegen, 2002 ; Vereijken, Emmerik, Whiting, & Newell, 1992 ; Vereijken, Emmerik, Bongaardt, Beek, & Newell, 1997 ; Vereijken et al., 1992).

Au cours de l'apprentissage sur ce simulateur de ski, les participants avaient pour consigne de faire osciller le simulateur de gauche à droite avec une amplitude et une fréquence la plus importante possible (*i.e.* maximale) (Vereijken et al., 1992 ; Vereijken et al., 1997). Lors des premiers essais, les sujets *débutants* réalisaient des oscillations de faibles amplitudes et présentaient un déplacement des articulations de la hanche, du genou et de la cheville, *en phase* pendant le mouvement. Mais après plusieurs sessions d'apprentissage, les sujets —qui devenaient de plus en plus *experts*— effectuaient des oscillations avec une plus grande amplitude de mouvement et surtout avec une modification de la coordination très remarquable. Un *décalage temporel* entre les articulations était alors observé (Figure 14). Dans cette activité, l'apprentissage a donc permis aux sujets d'exploiter certaines des propriétés du simulateur de ski, et ainsi d'adopter un comportement optimal en accompagnant le renvoi des élastiques du simulateur et assurant ensuite leurs mises en tension (Nourrit et al., 2003). D'autres activités sportives ont également été utilisées afin de comprendre davantage ce processus d'apprentissage. C'est le cas par exemple, des barres parallèles en gymnastique (Delignières et al., 1998), du tir au football (Chow, Davids, Button, & Rein, 2008) ou d'un service au volley-ball (Temprado, Della-Grasta, Farrell, & Laurent, 1997). Tous ces travaux

permettent de spécifier la coordination experte selon deux caractéristiques principales : une *grande stabilité* de la coordination ainsi qu'une *efficience*, à la fois énergétique et mécanique, du comportement (Sparrow & Newell, 1998). Afin de produire et de stabiliser un nouveau mode de coordination, le sujet expert apprend à intégrer les contraintes pesant sur le système (Newell, 1986). La dynamique intrinsèque du sujet y est alors modifiée laissant place à une nouvelle coordination.

La transition d'un comportement débutant à un comportement expert s'effectue selon différentes phases d'apprentissage (Newell, 1985). La première est appelée *phase initiale* où phase de coordination, correspondant à l'exploitation prolongée d'une coordination initiale, peu efficiente mais simple à contrôler. La seconde correspond à une *phase de contrôle* où le comportement adopté est souvent *bi-stable*, la coordination débutante côtoyant donc la coordination experte. A ce stade, il semble exister une sorte de compétition/coopération entre les deux niveaux de coordination, la première préparant l'émergence de la seconde, qui finira ensuite par la dominer. Enfin, au terme du processus d'apprentissage, il y a apparition de la phase *d'habilité*, où l'apprenant finit par exploiter et par adopter exclusivement la coordination experte, stabilisant ainsi le comportement de manière efficiente (Sparrow & Newell, 1998). Cette efficience est à la fois énergétique mais également mécanique et a été montrée par Delignieres et al. (1998) lors d'une tâche de balancés aux barres parallèles. Ces auteurs ont observé chez les gymnastes experts, une exploitation maximale de la gravité lors des phases ascendantes et une diminution de cette exploitation lors des phases descendantes. Les experts effectuent donc une coordination spécifique durant le balancé aux barres parallèles (Delignières et al., 1998), rendant cette coordination la plus efficiente possible.

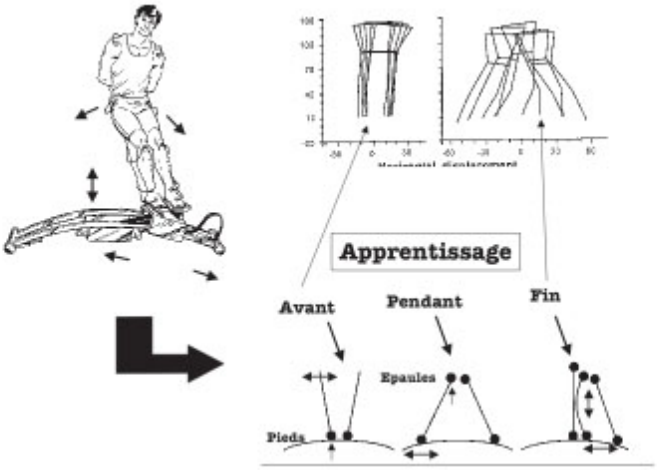


Figure 14. Coordination débutante (en haut, à gauche) et experte (en haut, à droite) lors du processus d'apprentissage sur un simulateur de ski (d'après Vereijken et al. (1997) et modifié par Temprado (2005)).

3. L'apprentissage guidé par la tâche

Outre le fait que l'apprenant utilise l'exploration de son environnement, il existe également des méthodes utilisant des informations comportementales, comme le *biofeedback*. Ce dernier permet de guider l'apprenant vers un geste ou une coordination particulière nécessaire à la l'apprentissage et à la réussite d'une tâche spécifique. Apprendre grâce à une aide extérieure se révèle efficace à la fois dans le domaine de l'expertise (*e.g.* en natation (Chollet, Micaleff, & Rabischong, 1988), en gymnastique (Gautier, Thouvarecq, & Vuillerme, 2008) ou au cheval d'arçon (Baudry, 2004 ; Baudry, Leroy, Thouvarecq, & Chollet, 2006)) mais également dans le domaine de la rééducation (*e.g.* chez des patients post-AVC (Barcala et al., 2013 ; De Nunzio et al., 2014 ; Dursun, Hamamci, Dönmez, Tüzünalp, & Çakci, 1996 ; Engardt, 1994 ; Gheorghe et al., 2015 ; Kerdoncuff et al., 2004 ; Sackley & Baguley, 1993 ; Shumway-Cook, Anson, & Haller, 1988 ; Varoqui et al., 2007 ; Varoqui, Bardy, Lagarde, & Pélissier, 2006 ; Varoqui et al., 2010, 2011 ; Varoqui, 2010)). Nos travaux de doctorat ayant pour principal objectif la mise en place d'une nouvelle méthode de rééducation au sein d'une population de patients cérébrolésés, l'intérêt se porte sur ce type d'apprentissage. C'est pourquoi une description détaillée de ces techniques est réalisée ci-après. Par ailleurs, nous admettons que la rééducation ne peut se résumer à l'apprentissage en tant que tel, c'est pourquoi la comparaison et la distinction entre ces deux concepts interviendra dans le chapitre 2 de ce document.

3.1. Le biofeedback : une aide à l'apprentissage

3.1.1. Les coordinations bi-manuelles

Les travaux de Zanone et Kelso (Kelso & Zanone, 2002 ; Zanone & Kelso, 1992, 1997) ont permis d'introduire cette notion d'apprentissage guidée par la tâche elle-même. Ces études analysaient les modifications des attracteurs lors de l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination bi-manuelle (*i.e.* autre que les patterns stables, spontanément adoptés, *en phase* 0° et *en antiphase* 180°). Pour cela, une information comportementale supplémentaire, appelée *biofeedback* dans ce document, était utilisée afin de quantifier son impact. Kelso & Zanone (2002) ; Kostrubiec & Zanone (2002) et Zanone & Kelso (1992, 1997) ont eu recourt à des métronomes visuels permettant de guider l'apprenant vers une coordination bi-manuelle spécifique à adopter. Cette technique consistait à placer, sur un écran situé face au participant, deux diodes lumineuses correspondant chacune à une coordination à apprendre (*i.e.* calcul de la phase relative entre les deux index ou les deux mains). Les auteurs demandaient aux sujets de réaliser des flexion-extension des index en fonction du mouvement et de l'amplitude imposés par le métronome (*e.g.* dans l'étude de Zanone & Kelso (1992), la coordination requise était une phase relative de 90° entre les deux index) et observaient que l'apprentissage de ce pattern de coordination de 90° émergeait malgré la préexistence des modes de coordination préférentiels (*i.e. en phase* 0° et *en antiphase* 180°) (Figure 15). En effet, au début de l'apprentissage, les sujets adoptaient spontanément soit un pattern *en phase*, soit un pattern *en antiphase* entre les deux index, lorsque les participants tentaient de réaliser le pattern 90°. Mais ensuite, la dynamique intrinsèque des sujets, initialement *bi-stable* a été modifiée vers une dynamique *tri-stable* avec les patterns 0°, 90° et 180°. Zanone & Kelso (1992) observaient également une déstabilisation du pattern initialement stable de 180°. L'apprentissage de cette nouvelle coordination induisait donc deux changements spécifiques dans la dynamique intrinsèque du sujet : le premier résultait de la compétition entre les tendances de coordination intrinsèques et le nouveau pattern à apprendre. Le second changement était observé suite à l'influence de ces patterns intrinsèques sur le pattern destiné à être appris, ce qui permettait un renforcement du nouvel état attracteur (Lee & Swinnen, 1993).

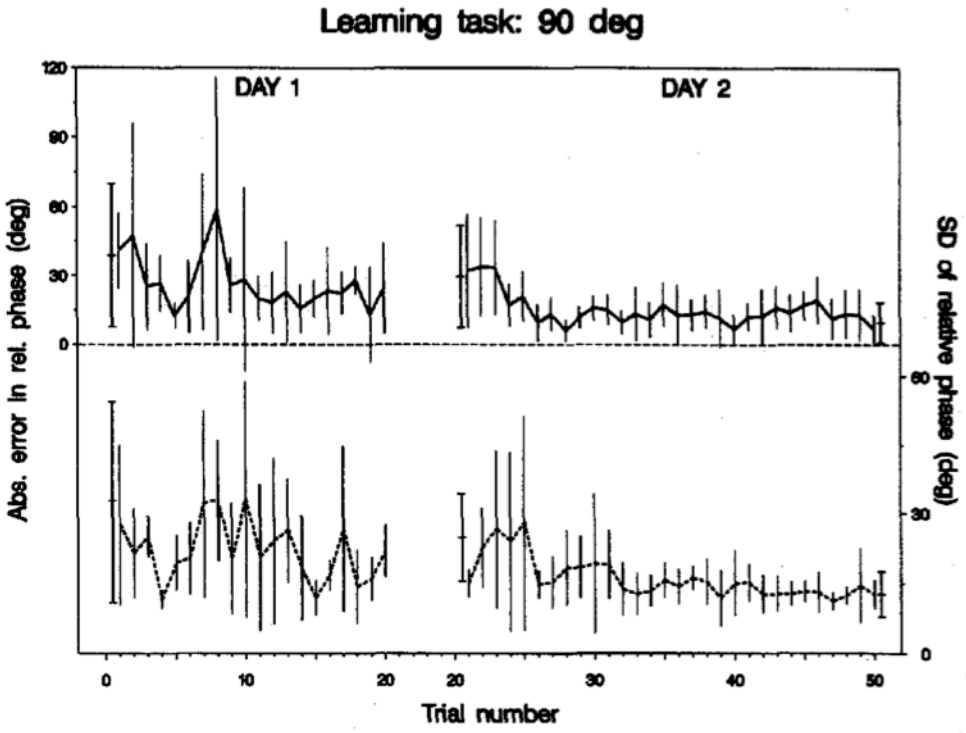


Figure 15. Evolution de la performance des sujets (d'une dynamique bi-stable à une dynamique tri-stable) lorsqu'ils réalisent un pattern de coordination 90°, d'après Zanone & Kelso (1992)

Dans le même but, Lee, Swinnen, & Verschueren (1995) ont évalué l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination bi-manuelle (*i.e.* 90° entre les deux avant-bras) et ont analysé son effet sur les patterns de coordination préexistants. Dans cette expérimentation, une méthode de biofeedback visuel, différente de la précédente, était mise en place. Sur un écran situé face au participant, était projetée la coordination produite par le sujet (mais pas celle à produire) sous la forme d'une figure de Lissajous (angle de l'avant bras droit, axe X, par rapport à angle de l'avant bras gauche, axe Y). Les résultats de ce type d'apprentissage étaient similaires à ceux présentés par Zanone & Kelso (1992), montrant un *refuge* de la coordination vers les états stables, spontanément adoptés par le sujet (*en phase* et *en antiphase*) lors du début de l'apprentissage. Puis, une augmentation de la précision et de la stabilité du nouvel attracteur apparaissait après plusieurs sessions d'apprentissage. Ces résultats révèlent également un processus de *compétition* puis de *coopération* entre le nouveau pattern appris et la dynamique intrinsèque du sujet, comme suggéré par Zanone & Kelso, (1992). En revanche,

l'apprentissage du pattern 90° de Lee, Swinnen, & Verschueren (1995) n'impliquait pas de déstabilisation des patterns initialement stables *en phase* et *en antiphase*.

Wenderoth & Bock (2001) ont quant à eux combiné la méthode de Swinnen, Walter, Lee, & Serrien (1993) —caractérisée par un système de biofeedback visuel augmenté— avec l'utilisation d'une figure de Lissajous (pattern 90° représentant un cercle). Ces auteurs ont également ajouté une contrainte supplémentaire pour le participant : une cible mouvante qui se déplaçait sur ce cercle (Figure 16). Hurley & Lee (2006) ont aussi eu recours à cette même méthode de biofeedback afin d'évaluer l'influence d'un nouveau pattern de coordination bi-manuelle appris (90°) sur la performance d'autres patterns (*e.g.* 135°). Les résultats ont indiqué que ces modes de coordinations bi-manuelles étaient influencés par la dynamique intrinsèque des sujets. Hurley & Lee (2006) ont montré que lorsqu'un nouveau pattern de coordination était appris, alors l'influence des patterns intrinsèques (0° et 180°) était éclipsée. Ce biofeedback « dynamique » (ajout d'une poursuite de cible) joue donc un rôle prépondérant dans l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination, comparé à un biofeedback « statique », moins efficace.

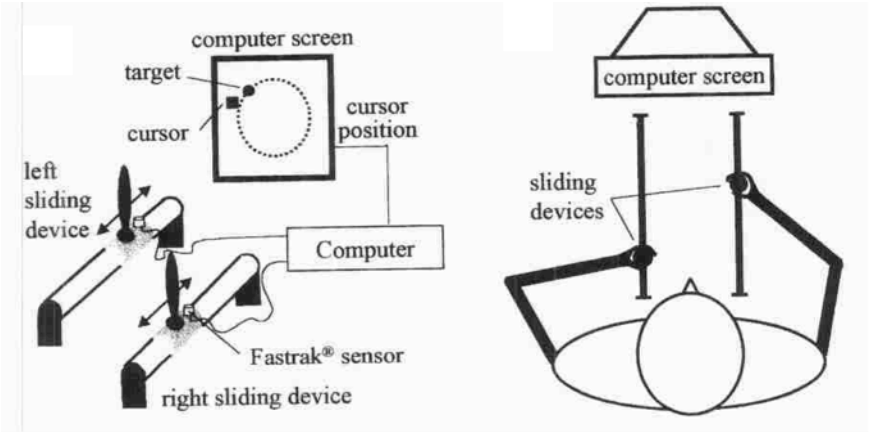


Figure 16. Dispositif expérimental utilisé par Wenderoth & Bock (2001)

Plus récemment, Kovacs & Shea (2011) ont analysé l'impact de cette méthode sur l'apprentissage des sujets et leur capacité à reproduire ce pattern lorsque cette information comportementale (figure de Lissajous, 90°) était réduite (réduction de la fréquence de présentation du biofeedback) ou supprimée. C'est lorsque la fréquence d'apparition du biofeedback était réduite que l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination bi-manuelle était plus efficace. Cela permettait aux sujets de reproduire le pattern appris même lorsque le feedback était supprimé.

Les résultats de toutes ces études prouvent l'efficacité de tels dispositifs dans l'apprentissage de nouveaux patterns de coordination bi-manuelle. De plus, selon Swinnen, Walter, Lee, & Serrien (1993), les méthodes de biofeedback utilisant une figure de Lissajous, facilitent l'apprentissage des sujets, en comparaison à un biofeedback visuel classique.

3.1.2. Les coordinations posturales

Depuis une dizaine d'années, des chercheurs se sont penchés sur l'analyse de l'apprentissage de nouvelles coordinations posturales, prenant en considération le système hanche-cheville (Bardy, 2004 ; Bardy et al., 2006 ; Faugloire et al., 2005, 2006, 2009 ; Faugloire & Stoffregen, 2003 ; Marin, Bardy, & Bootsma, 1999 ; Marin et al., 1999). Bardy et ses collaborateurs furent donc les précurseurs dans ces recherches. L'objectif pour ces auteurs était d'étudier les influences réciproques des tendances de coordination préexistantes et de l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination hanche-cheville lors de la station debout (Faugloire et al., 2006a). Dans les précédentes parties de ce document, il a été montré que ce système hanche-cheville était sensiblement différent du système bi-manuel. En effet, il implique l'intégralité du corps, qui lui-même est composé d'articulations couplées — correspondant à des articulations qui interagissent l'une sur l'autre (*e.g.* les mouvements de l'articulation de la cheville influencent et sont influencés par l'articulation de la hanche)— et de segments non-homologues, liés à l'asymétrie de ce système hanche-cheville (Bardy, 2004).

Similairement aux travaux de Zanone et Kelso, les premières études réalisées par Bardy et ses collaborateurs (Bardy, 2004 ; Bardy et al., 2002 ; Bardy et al., 2006 ; Faugloire et al., 2006 ; Faugloire & Stoffregen, 2003) ont analysé l'impact d'une session d'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale (système hanche-cheville) sur les modes de coordination spontanés des sujets. Deux goniomètres, positionnés sur l'articulation de la hanche et celle de la cheville, permettaient ainsi de mesurer la coordination posturale (*i.e.* ϕ_{rel} hanche-cheville) des sujets. Grâce à ces outils, l'objectif principal était de faire apprendre un nouveau pattern de coordination hanche-cheville, par exemple une phase relative de 135°, entre ces deux articulations (Faugloire et al., 2006a ; Faugloire & Stoffregen, 2003). Dans ces travaux, un biofeedback visuel, représentant la différence existante entre le pattern requis et le pattern réalisé était rendu accessible aux sujets, tous les trois essais. L'impact de cet apprentissage sur les modes de coordination posturaux préexistants, mesuré grâce à une tâche de suivi de cible

(*i.e.* le but pour le sujet étant de maintenir la distance entre sa tête et la cible en fonction des variations de l'amplitude et des fréquences de mouvement de cette cible) a indiqué que l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale (*e.g.* ϕ=135°) induit des modifications persistantes sur les modes de coordination spontanés, *en phase* (environ 20°) et *en antiphase* (180°), caractérisant donc une modification structurelle de l'attracteur. En effet, la seconde expérimentation réalisée dans les travaux de Faugloire et al. (2006) —incluant 50 essais pendant la période d'apprentissage ainsi qu'un pré-test, quatre tests intermédiaires, un post-test et un test de rétention— a démontré, grâce au test de rétention (*i.e.* une semaine après les sessions d'apprentissage), que le nouveau pattern de coordination de 135° entre la hanche et la cheville persistait. De plus, la stabilité initiale des patterns de coordination préexistants semble avoir un impact dans la modification de ces patterns, créant ainsi des différences individuelles dans le processus d'apprentissage (Bardy et al., 2006 ; Faugloire et al., 2006 ; Faugloire & Stoffregen, 2003).

Faugloire et ses collaborateurs (Faugloire, Bardy, & Stoffregen, 2006b ; Faugloire et al., 2009) ont également élaboré une nouvelle méthode d'apprentissage basée sur la création d'un système de biofeedback visuel disponible en temps réel pour le sujet, qui dispose ainsi d'un retour sur sa propre coordination posturale (Faugloire et al., 2006b, 2009). Selon l'approche dynamique de l'apprentissage moteur, cette information comportementale supplémentaire contraint davantage le participant dans la production de son mouvement. En d'autres termes, l'interaction des différentes contraintes engendrée lors de la réalisation d'une tâche est à l'origine de l'émergence d'une nouvelle coordination adaptée (Newell, 1986). Pour évaluer l'apport de ce système, Faugloire et al. (2006b, 2009) ont analysé l'impact de l'apprentissage d'une nouvelle coordination hanche-cheville (*i.e.* ϕ=90° dans le sens horaire ou 270° dans le sens antihoraire) —vidéo-projetée sur un écran caractérisée par une figure de Lissajous (équivalant à un cercle), et requérant l'utilisation d'un biofeedback visuel en temps-réel (Figure 17)— sur les coordinations posturales spontanément adoptées par les sujets.

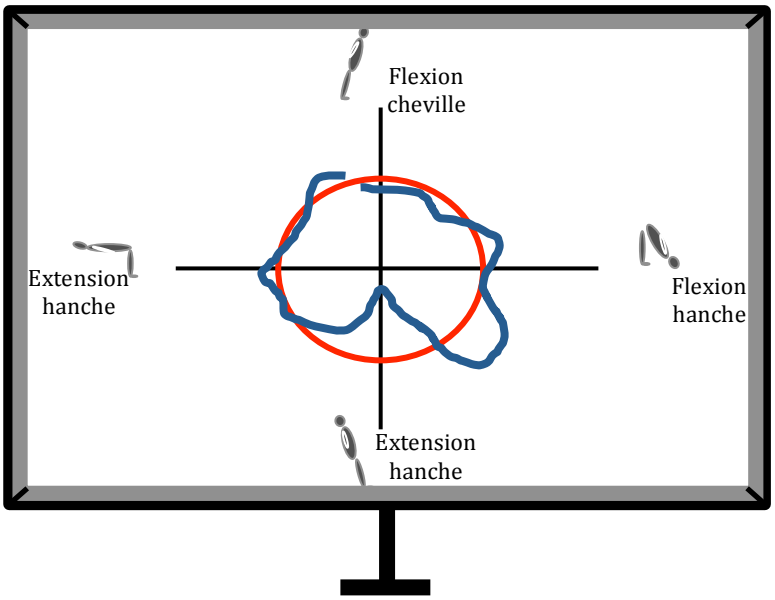


Figure 17. Représentation d'une figure de Lissajous (cercle rouge), caractérisée par une phase relative de 90° entre les hanches et les chevilles, et d'un biofeedback en temps réel (trait bleu) informant le sujet sur sa propre coordination. Dispositif utilisé par Faugloire et al. (2005, 2006).

Ces expérimentations ont montré que l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination influençait fortement la coordination dynamique des sujets. En effet, l'utilisation de cette méthode (figure de Lissajous + biofeedback en temps réel) à des fins d'apprentissage avait pour conséquence une modification importante de l'entièreté du répertoire postural (Faugloire et al., 2009). Lorsqu'un pattern spécifique était demandé au participant, l'apprentissage du mode de coordination 90° induisait une amélioration et une homogénéisation de la performance sur l'ensemble du répertoire postural. En revanche, lorsque l'objectif était de faire émerger les patterns de coordination spontanés des sujets, l'apprentissage du pattern 90° induisait une déstabilisation et un changement des patterns *en phase* et *en antiphase* en direction de ce même pattern.

De plus, plusieurs travaux ont mis en évidence que l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination, qu'il soit bi-manuel ou postural, menait également à la stabilisation du pattern *symétrique* (*e.g.* 90° et 270°) (Faugloire et al., 2006a, 2006b, 2009 ; Newell, 1996 ; Zanone & Kelso, 1992). Les systèmes de biofeedback sont donc des exemples ayant permis l'évaluation du processus d'apprentissage de l'Homme sain, mais également ayant servi à la réadaptation chez l'Homme pathologique.

4. Synthèse

Dans cette troisième partie, nous avons pu mettre en évidence la capacité d'apprentissage dont dispose l'Homme afin d'optimiser son comportement. Plusieurs types d'apprentissage existent, l'« apprentissage par exploration » et l'« apprentissage guidé par la tâche ». La première méthode d'apprentissage consiste pour l'apprenant à explorer l'environnement, lors de la réalisation d'une tâche. La deuxième utilise des informations comportementales pour guider l'apprenant vers un geste ou une coordination particulière nécessaire à l'apprentissage et à la réussite d'une tâche spécifique. Une méthode de biofeedback peut ainsi être utilisée comme une information comportementale supplémentaire afin d'aider l'apprenant dans l'apprentissage d'une coordination posturale. Au sein de ces travaux de doctorat, nous souhaitons ainsi évaluer l'intérêt de l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination (avec ou sans une méthode de biofeedback), sur le cheval mécanique.

Par ailleurs, une partie de nos travaux s'intéresse également à étudier les coordinations posturales de patients ayant subi une lésion cérébrale afin d'évaluer l'impact d'une nouvelle méthode de rééducation (sur cet outil) pour cette population. C'est pourquoi, après avoir décrit les lésions cérébrales et leurs impacts sur la coordination posturale, nous détaillerons le rôle primordial de la rééducation pour ces patients.

Chapitre 2. Lésions cérébrales et coordination posturale

I. Impact d'une pathologie sur la dynamique posturale

Le contrôle postural est connu pour être une habilité motrice complexe impliquant, lors de la réalisation d'une tâche motrice, l'intégration de plusieurs processus sensori-moteurs (Horak, 1997, 2006). En effet, maintenir une posture érigée, qui plus est stable, nécessite la coordination de l'ensemble des éléments du système neuro-musculo-squelettique. Toutefois, une pathologie, correspondant à une atteinte au niveau de ce système, induit des déficits moteurs, sensoriels et/ou cognitifs (Varoqui, Bardy, et al., 2011). L'atteinte du contrôle postural (suite à un handicap) et son impact au niveau des coordinations dépend non seulement du handicap à proprement parlé, mais également de l'individu lui-même. En effet, la pathologie est dépendante des caractéristiques intrinsèques de l'individu, ce qui induit des conséquences inégales sur la posture des individus. En d'autres termes, un même diagnostic médical peut en réalité induire des conséquences différentes de la coordination posturale et de l'équilibre des patients (Horak, 1997).

Ainsi, pour comprendre davantage l'impact d'une pathologie sur la coordination posturale, il est tout d'abord nécessaire d'investiguer le lien entre *handicap* et *fonction motrice*, permettant de catégoriser le niveau d'habileté ou au contraire d'incapacité, associé à un trouble du mouvement (Holt, Wagenaar, & Saltzman, 2010). En ce sens, plusieurs systèmes de classification se sont imposés, en particulier le modèle de Nagi (Nagi, 1964) et celui de l'ICF (*i.e.* International Classification for Function) (Organisation mondiale de la santé, 2001). Ces deux systèmes permettent de caractériser les conséquences d'une incapacité liée à un handicap ou à une pathologie, sur l'activité motrice, elle-même impliquant des limitations fonctionnelles dans la vie quotidienne.

Néanmoins, selon les approches dynamiques du contrôle moteur, ces différents niveaux de classifications doivent être mis en relation avec les différentes contraintes s'appliquant sur le système sensori-moteur. Pour cela, Holt et al. (2010) proposent dans une revue de littérature, une nouvelle classification, mettant en relation les modèles précédents avec la théorie des systèmes dynamiques (Figure 18).

Grâce à cette classification, les parties suivantes de ce document auront pour objectif de comprendre comment une incapacité impacte la coordination, en fonction de l'interaction des différentes contraintes : de tâche, d'organisme et d'environnement (Newell, 1985, 1986).

1. La pathologie : une contrainte intrinsèque ?

Au fur et à mesure que les contraintes liées à l'organisme évoluent dans le temps —parfois lentement (*e.g.* lors de cancers) ou au contraire soudainement (*e.g.* lors d'un accident de voiture)— de nouveaux comportements moteurs apparaissent au sein d'un environnement.

Selon l'approche dynamique, le modèle de classification proposé par Holt et al. (2010) (Figure 18) permet de distinguer la pathologie en elle-même et son rôle dans la participation à une activité motrice. En ce sens, la pathologie peut être considérée comme un ensemble d'éléments, accompagnés de contraintes et de leurs interactions, susceptibles d'induire l'émergence d'un pattern de mouvement particulier (Holt et al., 2010). En effet, c'est principalement au niveau de la structure corporelle qu'une désorganisation fonctionnelle des sous-systèmes de l'organisme (*e.g.* les organes, les muscles ou les extrémités) peut être observée. Parmi ces désorganisations, ces auteurs répertorient par exemple une diminution de l'amplitude du mouvement, de la force musculaire, de la fonction cardiaque, ou bien encore une désorganisation des contractions musculaires.

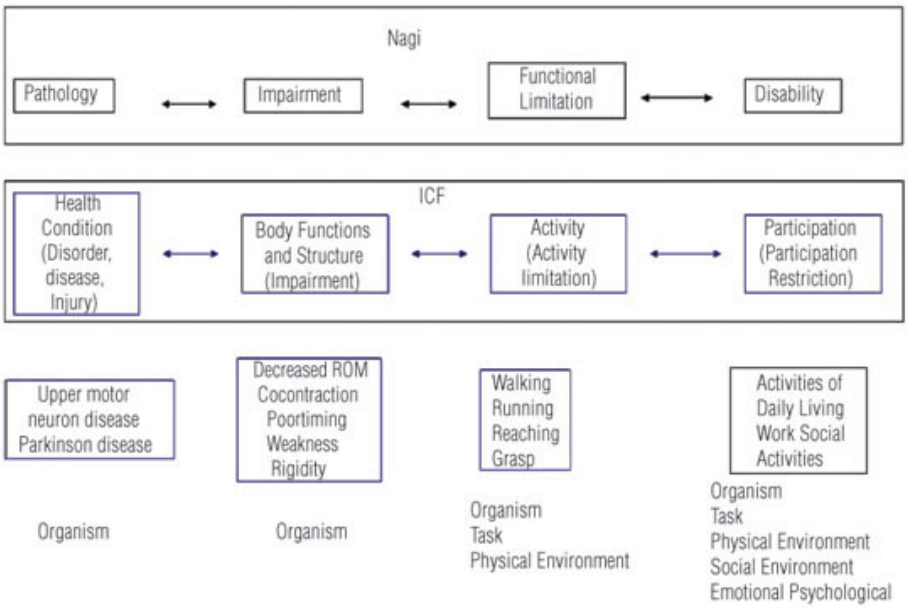


Figure 18. Selon l'approche dynamique du contrôle moteur, classification (proposée par Holt et al. (2010)) de la relation entre la pathologie et les activités motrices, selon les contraintes (prenant en considération les modèles de Nagi et de l'ICF).

Prenons l'exemple d'un cavalier lors d'un saut d'obstacle : son but étant de faire sauter son cheval sans faire tomber la barre. La coordination posturale adoptée par l'individu sur le

cheval sera influencée par ses capacités d'action (*e.g.* son efficacité), mais également par les paramètres induits par la tâche (*e.g.* hauteur de la barre) et par les facteurs environnementaux (*e.g.* pluie). Ainsi, le changement d'allures du cheval (*e.g.* du pas au trot) a pour conséquence un changement de pattern de coordination (*e.g.* coordination entre le tronc et la tête) chez le cavalier. Cependant, une blessure du cavalier (*e.g.* douleur au dos) peut impacter et être à l'origine d'une modification de ce pattern de coordination car une allure trop élevée de l'équidé peut se révéler impossible à maintenir chez ce cavalier blessé.

Par ailleurs, au sein du premier chapitre de ce document, il a été précisé que les outils utilisés pour décrire et prédire les changements de pattern de coordination —définis par deux ou plusieurs segments corporels oscillants (*e.g.* comme le segment du bras et celui de la jambe lors de la marche)— se résument principalement au calcul de la phase relative. Ces oscillateurs non-linéaires se coordonnent de manière spontanée, du fait de l'interaction des différentes contraintes agissant sur le système (cf. Turvey, 1990). En revanche, ces patterns de coordination, émergeants spontanément, sont susceptibles d'être modifiés en fonction de la pathologie. Des études sur la posture ont alors montré que des patients atteints de troubles neurologiques (*e.g.* une lésion cérébrale) présentaient un pattern de coordination des deux membres inférieurs différent de celui des participants sains (Holt, Obusek, & Fonseca, 1996 ; Holt et al., 2010 ; Scholz, 1990 ; van Emmerik & Wagenaar, 1996 ; Wagenaar & Beek, 1992 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994). En effet, une lésion cérébrale peut induire de nombreux changements au niveau moteur et corporel, notamment des membres inférieurs, entrainant une modification de la fréquence propre d'un ou de plusieurs membres par rapport aux autres (Donker et al., 2001 ; Donker & Beek, 2002 ; Holt et al., 1996 ; Holt, Wagenaar, LaFiandra, Kubo, & Obusek, 2003 ; Wagenaar & Beek, 1992 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994). De la même façon, ces modifications sont souvent responsables de la disparition d'un attracteur (Rice & Newell, 2004), d'une modification de la stabilité de celui-ci (Swinnen, Lee, Verschueren, Serrien, & Bogaerds, 1997), ou bien encore d'un décalage du bassin d'attraction (Donker & Beek, 2002). Certaines études ont été réalisées sur une pathologie spécifique, la maladie de parkinson, et ont révélé chez ces patients un pattern de coordination très stable, rendant difficile le basculement d'un pattern de coordination à un autre (van Emmerik, Wagenaar, Winogrodzka, & Wolters, 1999 ; Winogrodzka, Wagenaar, Booij, & Wolters, 2005). En revanche, d'autres travaux réalisés chez des patients hémiplégiques ont mesuré une augmentation de la variabilité de la coordination (*i.e.* diminution de la stabilité) (van

Emmerik, Rosenstein, McDermott, & Hamill, 2004). De ce fait, ces différences retrouvées concernant des modifications du pattern de coordination semblent être dues à la nature de la pathologie touchant l'individu.

Par conséquent, selon l'approche dynamique du contrôle moteur, il est possible de considérer la pathologie comme une contrainte intrinsèque à l'individu induisant des modifications dans la dynamique du comportement. En d'autres termes, les altérations fonctionnelles agissant comme une contrainte de l'organisme, entrainent des changements dans la forme et la fonction du mouvement. Cette dernière interagit également avec la tâche et l'environnement afin de façonner l'émergence du comportement (Holt et al., 2010).

Afin de comprendre davantage le rôle d'une pathologie sur la coordination des systèmes non-linéaires (*e.g.* Wagenaar & van Emmerik, (1994)) et étant donné le faible nombre d'études existantes dans le domaine de l'équitation (et plus précisément celui de l'équithérapie), nous avons choisi d'illustrer ces propos en prenant l'exemple de la locomotion humaine.

1.1. Modifications de la coordination dynamique : exemples de la locomotion

La locomotion humaine est obtenue par des mouvements coordonnés des segments du corps, utilisant l'interaction de forces internes et externes (Cappozzo, Figura, Marchetti, & Pedotti, 1976). Selon l'approche dynamique du contrôle moteur, la fonction locomotrice peut adopter de multiples modalités (*e.g.* marche ou course), en fonction des contraintes qui s'exercent sur l'individu (*e.g.* contraintes de la tâche). Pour cela, la coordination de l'ensemble des parties du corps est essentielle et est modifiée en permanence, permettant de s'adapter aux spécificités de la tâche (*e.g.* modifications de la vitesse de marche, de la trajectoire) ou de l'environnement, en général. C'est pourquoi les activités locomotrices se caractérisent par l'adoption de nombreux patterns de coordination —entre les deux membres supérieurs, les deux membres inférieurs, mais aussi entre un membre supérieur et un membre inférieur, par exemple— avec, toujours, la volonté implicite pour l'individu de se déplacer de façon économique (Kuo, 2001) .

La marche est caractérisée par des patterns de mouvements cycliques (Figure 19) qui mettent alternativement les deux jambes en jeu avec, en permanence, au moins un pied en contact

avec le sol, afin d'assurer le soutien et la propulsion du corps (Whittle et al., 1991). Pour analyser la locomotion d'un individu, il est alors possible de mesurer sa vitesse de marche, sa cadence de marche, la longueur de ses pas (Roerdink, Lamoth, Kwakkel, Van Wieringen, & Beek, 2007 ; van Emmerik & Wagenaar, 1996b, 1994 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994) mais aussi d'observer et de mesurer le couplage de coordination entre ses bras et ses jambes ou entre son tronc et sa tête, par exemple (van Emmerik & Wagenaar, 1996a, 1996b ; Wagenaar & van Emmerik, 1994).

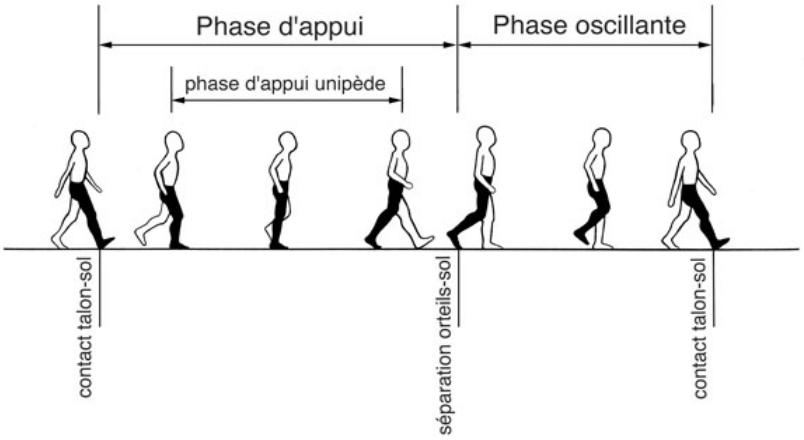


Figure 19. Représentation d'un cycle de marche chez l'Homme (www.allomonpied.com), composé d'une phase d'appui et d'une phase oscillante

En revanche, il est clair qu'au sein de l'activité locomotrice, une grande variabilité existe (la marche d'un enfant n'est pas la même que la marche d'un adulte). Malgré cela, il est tout à fait possible d'identifier et de différencier un pattern de marche « normale », d'un pattern de marche « pathologique ». Ainsi, une atteinte d'un ou de plusieurs éléments du système locomoteur, comme les os, les articulations, le cerveau, les nerfs ou la colonne vertébrale, induit une marche pathologique. Chaque lésion ayant ses spécificités propres, les impacts sur la marche sont également différenciés. Afin d'évaluer plus en détails l'impact d'une lésion sur la coordination locomotrice de l'Homme, deux exemples de pathologies sont analysés ci-dessous.

Wagenaar & van Emmerik (1994) se sont intéressés à identifier et à classifier, selon les approches dynamiques, les troubles de la marche chez des individus présentant un handicap neurologique. Ces auteurs ont observé la capacité des patients à adapter leurs patterns de coordination lors de la locomotion, selon une tâche et un contexte environnemental particulier

(caractérisé par une flexibilité des patterns de mouvement). Dans ces recherches, les patterns de coordination correspondaient aux paramètres d'ordre (*i.e.* phase relative) et décrivaient la coordination existante entre les mouvements des segments du corps. Ces auteurs ont également manipulé un paramètre de contrôle, principalement représenté par la vitesse ou la fréquence de marche. Dans un premier temps, l'analyse des patterns de coordination était effectuée chez des sujets sains où la vitesse de marche y était manipulée et variait de 0,2 à 1,5 $m.s^{-1}$. Cette variation de vitesse a montré une transition de la coordination entre le tronc et le bassin (et aussi entre bras et jambes), d'un pattern *en phase* vers un pattern en *décalage de phase,* lorsque la vitesse de marche était augmentée de 0,7 à 1 $m.s^{-1}$ (van Emmerik & Wagenaar, 1996a, 1996b ; Wagenaar & van Emmerik, 1994). Cette transition entre ces deux patterns était également notée lorsque la fréquence de marche était augmentée. De surcroit, l'émergence d'une instabilité de cette coordination était observée lors de ce changement de pattern, à des vitesses de marche intermédiaires.

Dans un second temps, ces analyses ont été réalisées chez des patients atteints de la maladie de Parkinson (*i.e.* maladie neuro-dégénérative) ou atteints d'une hémiplégie due à un AVC. Cela a permis l'identification et la classification des patterns de coordination (marche), perturbés par la pathologie, en termes de flexibilité et de stabilité. Des études ont montré que la marche des patients hémiplégiques était caractérisée par une réduction de la vitesse, de la longueur du pas et de la cadence de marche (Wagenaar & Beek, 1992 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994). De manière similaire, les patients parkinsoniens présentent des caractéristiques typiques de marche, comme une faible vitesse de marche, une petite longueur de pas, une diminution de la propulsion, de la rétropulsion, une absence ou une diminution des oscillations de bras, ainsi qu'une rigidité de mouvements du tronc (Horak, Nutt, & Nashner, 1992 ; van Emmerik & Wagenaar, 1996 ; Van Emmerik et al., 1999 ; Winogrodzka et al., 2005). Les patterns de coordination de ces patients parkinsoniens étaient moins variables que ceux des sujets sains et étaient caractérisés par une réduction de l'adaptabilité, une hyper-stabilité ainsi qu'une rigidité de la coordination (van Emmerik et al., 1999). Ces auteurs ont proposé que cette stabilité peut être due à la rigidité du tronc de ces patients liée à la maladie (van Emmerik & Wagenaar, 1996b).

Concernant l'hémiplégie, Wagenaar & Beek (1992) ont analysé, comme van Emmerik et al. (1999), les patterns de coordination existants entre le tronc et le bassin (*i.e.* phase relative) chez des sujets sains et chez des patients post-AVC, lorsque la vitesse de marche sur tapis

était modifiée. Ces auteurs ont montré une relation sensiblement linéaire pour les deux groupes entre la vitesse de marche et la différence de phase entre les rotations pelviennes et thoraciques, observant chez les patients une coordination et une stabilité du pattern plus faibles concernant les rotations du tronc, alors que les rotations pelviennes et thoraciques étaient maximales. Ces résultats indiquent que les patients post-AVC présentent un pattern bassin/tronc différent lors de la marche, comparé aux sujets sains, probablement lié (d'après ces auteurs) à la spasticité et à la parésie des muscles du tronc induites par la pathologie chez ces patients (Wagenaar & Beek, 1992).

Par cette illustration, il est possible de mettre en évidence l'impact d'une pathologie dans la modification de la locomotion des patients, se traduisant ainsi, par des limitations dans l'habilité locomotrice mais également par des limitations sociétales et/ou de mobilités. Par ailleurs, il est important de noter que d'autres troubles, liés à l'âge du patient (Horak, Shupert, & Mirka, 1989), à une diminution de la fonction cardiaque, à des troubles musculo-squelettiques ou à des complications médicales (Holt et al., 1996), peuvent également avoir un impact dans la vie quotidienne des individus. Toutefois, ces différentes perturbations ne seront pas traitées dans ce document.

1.2. Marche et équitation : deux activités cycliques

Grâce à ces précisions sur la locomotion humaine, il semble possible de comparer la marche, définie comme une activité cyclique, à une autre activité, qui paraît sensiblement différente : l'équitation. En effet, le cheval propose plusieurs allures (*i.e.* le pas, le trot et le galop), qui se décomposent, comme chez l'Homme, en cycles (Peham, Scheidl, & Licka, 1999 ; Schamhardt & Merkens, 1994). À chaque allure du cheval, le cavalier présente des patterns de coordination spécifiques, notamment mesurés au niveau du tronc, de la tête et du bassin (Lagarde, Peham, Licka, & Kelso, 2005 ; Münz, Eckardt, Heipertz-Hengst, Peham, & Witte, 2013 ; Peham, Licka, Kapaun, & Scheidl, 2001 ; Schöllhorn, Peham, Licka, & Scheidl, 2006) ; comme lors de la marche où la coordination entre les deux membres inférieurs est significative (van Emmerik & Wagenaar, 1996a, 1996b ; Wagenaar & van Emmerik, 1994).

De plus, le déplacement de l'animal au pas impose au bassin du cavalier un mouvement en forme de huit sur le plan sagittal, mouvement d'avant en arrière mais aussi de haut en bas (Fleck, 1992 ; Uchiyama, Ohtani, & Ohta, 2011). De nombreuses études ont montré que les

mouvements du cheval induisaient, sur le corps du cavalier, des patterns de mouvement répétitifs et cycliques, qui sont similaires aux patterns de marche retrouvés chez l'Homme (Fleck, 1992 ; Garner & Rigby, 2015). La plupart de ces travaux a analysé les bienfaits de la pratique de l'équitation sur la marche de personnes atteints d'un handicap (Beinotti, Correia, Christofoletti, & Borges, 2010 ; Bertoti, 1988 ; Fleck, 1992 ; Hammer et al., 2005 ; McGibbon, Andrade, Widener, & Cintas, 1998 ; Uchiyama et al., 2011). Par exemple, certains d'entre eux ont montré une amélioration des paramètres spatiaux-temporels et de la cinématique du bassin lors de la marche d'enfants hémiplégiques suite à une paralysie cérébrale, après plusieurs séances sur le cheval. En effet, le patient est assis sur le dos du cheval près du bassin de l'animal qui est lui-même entrainé, lors de sa locomotion (au pas), par le mouvement de ses membres postérieurs. Par ailleurs, la simple observation d'une personne qui marche et d'une autre qui évolue sur un cheval révèle, pour les deux individus, des translations et des rotations dans les trois plans de l'espace (Garner & Rigby, 2015). En ce sens, plusieurs études ont analysé, séparément, la cinématique du bassin de l'Homme pendant la marche (Lamoreux, 1971 ; Thurston & Harris, 1983 ; Whittle & Levine, 1999) (Figure 20), et d'autres pendant l'équitation (*e.g.* dressage (Münz, Eckardt, & Witte, 2014), au pas (Byström, Rhodin, Von Peinen, Weishaupt, & Roepstorff, 2010) et au trot (Byström, Roepstroff, Geser-von Peinen, Weishaupt, & Rhodin, 2015 ; Lagarde et al., 2005)). Fleck (1992) et Garner & Rigby (2015) ont quant à eux comparé les mouvements du bassin d'enfants en bonne santé, lors de la marche et lorsqu'ils étaient assis sur un cheval au pas. Toutes ces études ont montré que l'équitation permettait de reproduire les patterns de marche des sujets, montrant des similitudes au niveau de l'amplitude de déplacement, de l'angle d'inclinaison et de translation du bassin et également au niveau des directions de déplacement et de synchronisation de la foulée. Au vu de ces différentes études, utiliser un cheval comme moyen de rééducation semble permettre d'amener de nombreux bénéfices posturaux pour certaines populations de patients.

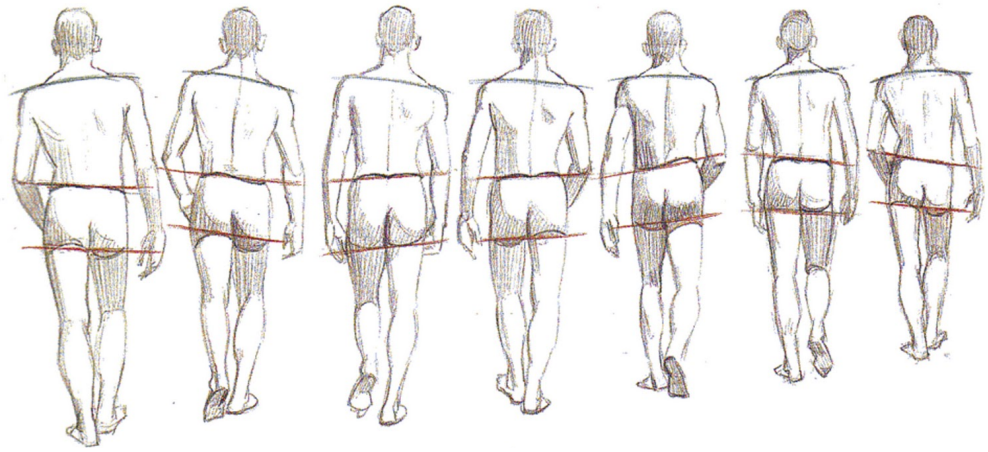


Figure 20. Mouvements du bassin d'un individu lors de la marche (non-pathologique)

2. Approche dynamique et rééducation

Selon l'approche dynamique du contrôle moteur, l'objectif principal de la réadaptation fonctionnelle est de savoir reconnaître les déficits spatio-temporels, leurs natures mais également leurs origines afin de permettre aux professionnels de réinvestir ces connaissances dans l'élaboration ou l'amélioration de protocoles de rééducation pour des populations de personnes atteintes d'un handicap. Cette approche sous-entend de comprendre la relation existante entre le handicap et les fonctions corporelles atteintes, afin d'appréhender l'impact de ces dysfonctions corporelles (contraintes organismiques) sur l'environnement et sur la tâche à réaliser (Holt et al., 2010). En d'autres termes, il est nécessaire de tenir compte de ces déséquilibres entre les ressources de l'organisme, les exigences de la tâche et les influences environnementales, dans l'optique d'une meilleure rééducation.

Ainsi, l'utilisation de la phase relative semble tout à fait appropriée dans l'étude des déficits sensori-moteurs induisant des modifications de patterns de coordination chez les patients. De ce fait, étudier le mouvement revient à prendre en considération un paramètre d'ordre et un paramètre de contrôle afin de quantifier l'organisation spatio-temporelle d'un système pathologique grâce aux valeurs de stabilité de la phase relative (*i.e.* écart-type de ces phases relatives).

2.1. Rééduquer en manipulant les contraintes

Avant la mise en place d'un protocole de rééducation adapté aux besoins du patient et à sa pathologie, l'objectif est d'identifier avec précision les déficits et les incapacités au niveau de la coordination afin de déterminer le ou les patterns de coordination à rééduquer. Pour cela, certains auteurs ont montré qu'il était possible de travailler et de manipuler directement un ensemble de contraintes permettant ainsi l'émergence, chez le patient, du pattern de coordination désiré (Holt et al., 2010 ; Scholz, 1990 ; van Emmerik & Wagenaar, 1996b, 1996a ; Wagenaar & Beek, 1992 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994 ; Winogrodzka et al., 2005). Il s'agit par exemple, lors d'une tâche locomotrice, de faire varier la vitesse de marche du patient —correspondant au paramètre de contrôle— pour ainsi en évaluer le pattern de marche émergeant —paramètre d'ordre— afin de déterminer la vitesse adéquate à utiliser lors du protocole de rééducation, et facilitant ainsi l'émergence du pattern de coordination requis.

Scholz (1990) a utilisé cette méthode chez des enfants atteints d'une paralysie cérébrale (également appelée IMC : Infirme Moteur Cérébral), qui se déplacent le plus souvent à « quatre pattes » (pattern de coordination quadrupède) en réalisant des petits sauts (appelé « pattern sautillant »). Ainsi, cet auteur a indiqué que les enfants présentaient un pattern de coordination *en phase* entre les épaules et le bassin alors que la coordination existante entre les membres supérieurs et inférieurs était caractérisée par un pattern en *décalage de phase*. Cette coordination particulière peut être due à l'extrême rigidité corporelle de ces enfants, induite par la pathologie. C'est pourquoi, afin d'améliorer leur coordination, Scholz (1990) propose dans son étude, d'établir un « pattern réciproque ». Pour cela, l'auteur a analysé les valeurs de phase relative entre les quatre membres de l'enfant —correspondant au paramètre d'ordre— à différentes vitesses locomotrices (*i.e.* paramètre de contrôle), sans que celles-ci ne soient perçues comme un effort chez ces enfants et permettant d'évaluer les changements de patterns afin d'améliorer cette coordination. Toutefois, l'importante rigidité corporelle de ces enfants rendait difficile la modification, le changement et la transition vers un nouveau pattern de coordination pour cette population. D'autres études ont également manipulé ce même paramètre de contrôle (vitesse de marche) chez des patients hémiplégiques suite à un accident vasculaire cérébral (Wagenaar & Beek, 1992 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994), chez des patients atteints de la maladie de Parkinson (van Emmerik & Wagenaar, 1996a ; Wagenaar & van Emmerik, 1994 ; Winogrodzka et al., 2005) ou bien encore chez des patients adultes

atteints d'une paralysie cérébrale (Holt et al., 1996) ; et ont montré le réel intérêt de cette méthode. En effet, un des aspects importants de l'approche induite par la théorie des systèmes dynamiques, et exposé ici, est de chercher à provoquer l'émergence de nouveaux patterns de coordination, sans conscientisation de l'effort pour les individus. C'est pourquoi, le paramètre de contrôle joue un rôle crucial et doit être utilisé de façon optimale lors de la rééducation des patients afin d'améliorer leur coordination.

Par ailleurs, il a également été observé que la stabilité d'un pattern de coordination émergeant, suite à une perturbation extérieure, peut être analysée en mesurant les fluctuations de la phase relative ou en évaluant le délai de retour à la stabilité de ce pattern (van Emmerik & Wagenaar, 1994). En effet, après une perturbation, le temps de relaxation permet d'évaluer la stabilité du système : un délai important correspond à un système instable contrairement à un délai court qui caractérise un système *plutôt* stable. Il est également possible d'observer une augmentation de ce temps de relaxation suite à une perturbation, signalant généralement une transition de la coordination vers un autre pattern stable.

En résumé, selon la théorie des systèmes dynamiques et afin d'améliorer la coordination de patients atteints d'un handicap, l'objectif est d'identifier d'une part le paramètre d'ordre caractérisant la coordination, et d'autre part les paramètres de contrôle permettant d'induire un changement de pattern. Un protocole de rééducation peut ainsi être mis en place en manipulant ces paramètres de contrôle afin de faire émerger chez les patients, une instabilité de leur coordination (mesurée grâce à l'écart-type de la phase relative) et permettant la transition vers un nouveau pattern de coordination stable (Donker & Beek, 2002 ; van Emmerik & Wagenaar, 1994, 1996a ; Wagenaar & van Emmerik, 1994).

2.2. Rééduquer en guidant

Comme nous l'avons vu précédemment, de nombreuses méthodes d'apprentissage s'intéressant à la coordination bi-manuelle (*e.g.* Kelso & Zanone, 2002) ou à la coordination posturale (*e.g.* Bardy, 2004) des individus ont été développeées chez des sujets non porteurs de handicap dans le premier chapitre de ce document. De plus, l'ajout d'une information environnementale supplémentaire (*e.g.* métronome auditif ou biofeedback) permettant de guider l'individu vers une coordination à adopter semble également avoir fait ses preuves

(Faugloire et al., 2006a ; Faugloire & Stoffregen, 2003 ; Kelso et al., 1990 ; Varoqui et al., 2010 ; Varoqui, Froger, et al., 2011).

Certaines études se sont ainsi intéressées à utiliser cette méthode de guidage chez des patients atteints d'un handicap afin d'améliorer leur contrôle postural —indicateur de l'indépendance fonctionnelle (Lin, Hsieh, Hsiao, & Huang, 2001)— et permettant de rééduquer et d'adapter leurs coordinations (*e.g.* chez des patients hémiplégiques (Varoqui et al., 2010 ; Varoqui, Froger, et al., 2011)). Plusieurs d'entre-elles ont eu recours à un métronome auditif (Davies, 2000 ; Georgiou, Holland, & van der Linden, 2016 ; Holt et al., 2010 ; Rice & Newell, 2004 ; Roerdink et al., 2007 ; Sleimen-Malkoun, Temprado, & Berton, 2010 ; Sleimen-Malkoun, Temprado, Thefenne, & Berton, 2011 ; Thaut et al., 2007 ; van Emmerik & Wagenaar, 1994 ; van Emmerik et al., 1999 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994 ; Wolf et al., 2014) demandant aux patients de suivre le rythme imposé par l'outil, lors de la locomotion (Davies, 2000 ; Georgiou et al., 2016 ; Holt et al., 2010 ; Rice & Newell, 2004 ; Roerdink et al., 2007 ; Thaut et al., 2007 ; Wagenaar & van Emmerik, 1994) ou lors d'une tâche de coordination bi-manuelle (Rice & Newell, 2004 ; Sleimen-Malkoun et al., 2011, 2010 ; van Emmerik & Wagenaar, 1994 ; Wolf et al., 2014).

À titre d'exemple, Frischer (1989) a évalué, chez des patients Parkinsoniens dans une tâche de coordinations bi-manuelles (tâche rythmique entre deux index), l'intérêt d'un métronome auditif sur les tremblements du doigt pathologique, permettant ainsi leur réduction mais également l'émergence d'une fréquence de mouvement plus régulière entre les deux index. De la même façon, dans une population de patients post-AVC, les altérations de la coordination bi-manuelle sont souvent exprimées comme la conséquence de la détérioration de l'usage du bras parétique induisant une asymétrie entre la cinématique des deux bras. Sleimen-Malkoun et al. (2010, 2011) ont alors montré le bénéfice d'une information environnementale supplémentaire dans l'amélioration de la coordination bi-manuelle.

De plus, les travaux effectués sur la coordination locomotrice chez ce type de population indiquent que l'ajout d'une stimulation rythmique auditive permet d'améliorer la vitesse de marche, les paramètres spatio-temporels de la foulée, mais également l'activité électro-myographique de certains muscles impliqués lors de la marche (Holt et al., 2010 ; Thaut et al., 2007). De même, van Emmerik et al. (1999) et Wagenaar & Beek (1992) ont observé que cette information supplémentaire facilitait la production de mouvements spontanés et

optimisait la dynamique intrinsèque, en synchronisant la phase de couplage entre les segments du corps lors de la marche du patient.

2.2.1. Le biofeedback : une aide à la rééducation

Par ailleurs, depuis de nombreuses années, les techniques de biofeedback ont pris une place importante dans le domaine de la rééducation, intégrant ainsi les programmes d'entrainement et permettant de rééduquer la posture chez des patients atteints de handicap (Afzal, Oh, & Yoon, 2015 ; Barcala et al., 2013 ; Bertoti & Gross, 1988 ; Caudron et al., 2014 ; De Nunzio et al., 2014 ; Dursun et al., 1996 ; Engardt, 1994 ; Gheorghe et al., 2015 ; Jehu, Thibault, & Lajoie, 2015 ; Kerdoncuff et al., 2004 ; Mirelman et al., 2011 ; Nichols, 1997 ; Sackley & Baguley, 1993 ; Sackley & Lincoln, 1997 ; Shumway-Cook et al., 1988 ; Varoqui et al., 2007, 2006, 2010, 2011 ; Varoqui, 2010 ; Vuillerme et al., 2008, 2009 ; Webb, Ewins, & Ghoussayni, 2010 ; Yahia, Mallek, Elleuch, Ghroubi, & Elleuch, 2013).

Plusieurs méthodes existent mais la plus ancienne et de loin la plus couramment utilisée, est basée sur l'utilisation du centre de pression de l'individu (Boudrahem & Rougier, 2009 ; Danion, Duarte, & Grosjean, 1999 ; Dault, de Haart, Geurts, Arts, & Nienhuis, 2003 ; Duarte & Zatsiorsky, 2002 ; Freitas & Duarte, 2012 ; Ledebt et al., 2005 ; Pinsault & Vuillerme, 2008 ; Rougier & Boudrahem, 2010 ; Sackley & Baguley, 1993 ; Sackley & Lincoln, 1997 ; Shumway-Cook et al., 1988 ; Vaillant et al., 2004 ; Walker, Brouwer, & Culham, 2000). Cette technique a notamment été discutée au sein de la revue de littérature de Nichols (1997), utilisant une plateforme de force et présentant plusieurs objectifs, comme la réduction de l'asymétrie posturale entre les deux appuis ((Dault et al., 2003 ; De Nunzio et al., 2014 ; Rougier & Boudrahem, 2010 ; Sackley & Baguley, 1993 ; Sackley & Lincoln, 1997 ; Walker et al., 2000) ou de l'instabilité posturale (Barcala et al., 2013 ; Boudrahem & Rougier, 2009 ; Caudron et al., 2014 ; Jehu et al., 2015 ; Kerdoncuff et al., 2004 ; Mudie, Winzeler-Mercay, Radwan, & Lee, 2002 ; Pinsault & Vuillerme, 2008 ; Shumway-Cook et al., 1988 ; Vaillant et al., 2004) ; l'amélioration de l'équilibre (Davies, 2000 ; Duarte & Zatsiorsky, 2002b ; Dursun et al., 1996 ; Freitas & Duarte, 2012 ; Ledebt et al., 2005 ; Mirelman et al., 2011 ; Vuillerme et al., 2008 ; Yahia et al., 2013), de la vitesse et de la cadence de marche (*e.g.* Ledebt et al. (2005)). Ce biofeedback peut être présenté sous différentes formes, visuelles (*e.g.* Freitas & Duarte (2012)), auditives (*e.g.* Engardt (1994)), ou les deux combinées (*e.g.* De Nunzio et al.

(2014)). C'est Shumway-Cook et al. (1988) qui ont introduit pour la première fois l'utilisation d'un biofeedback basé sur la visualisation du centre de pression de l'individu. Dans un premier temps, ce biofeedback était dit *statique* (Figure 21) et consistait au maintien du centre de pression entre les deux appuis à l'intérieur d'une forme afin de travailler la stabilité posturale (Hamman, Mekjavic, Mallinson, & Longridge, 1992 ; Shumway-Cook et al., 1988 ; Winstein, Gardner, McNeal, Barto, & Nicholson, 1989) ou au milieu d'une cible pour l'amélioration de la symétrie corporelle du patient (*e.g.* pour un patient hémiplégique, le but était de travailler davantage sur son membre parétique) (Hamman et al., 1992 ; Hocherman, Dickstein, & Pillar, 1984 ; Rose, Clark, & Fujimoto, 1995 ; Shumway-Cook et al., 1988 ; Wannstedt & Herman, 1978 ; Winstein et al., 1989). Plus récemment, le biofeedback dit *dynamique* (Figure 21) s'est développé (Rose et al., 1995 ; Sackley & Baguley, 1993) où l'objectif pour le patient n'était plus de maintenir son centre de pression mais plutôt de le déplacer volontairement dans différentes directions de l'espace, permettant ainsi de travailler sa stabilité posturale dynamique. Les résultats de ces études utilisant cette méthode montraient une diminution de l'asymétrie posturale chez des patients porteurs d'un handicap, et principalement chez des patients hémiplégiques (souvent due à une lésion cérébrale, *e.g.* un Accident Vasculaire Cérébral).

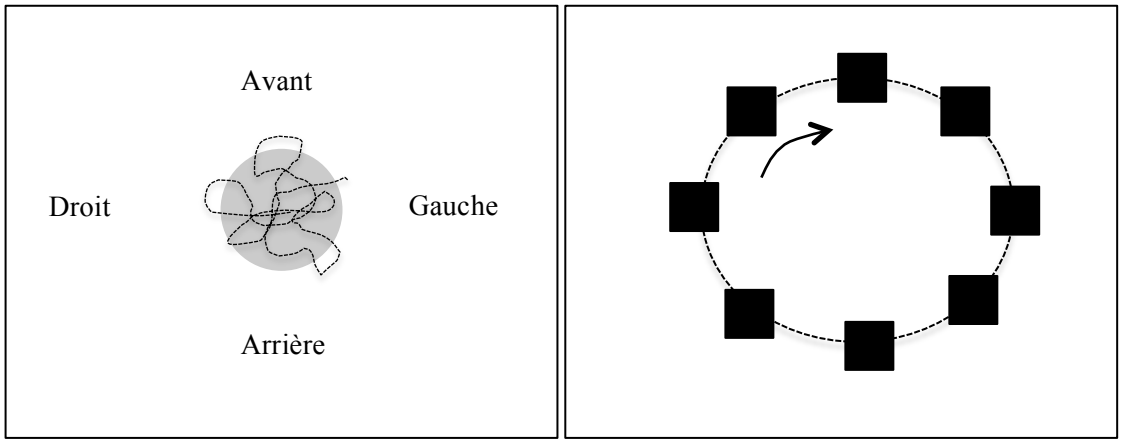


Figure 21. Représentation d'un biofeedback "statique", à gauche (le but pour le patient étant de maintenir son centre de pression à l'intérieur du cercle gris), et "dynamique", à droite (faire passer son centre de pression dans chacun des carrés noirs), adaptée selon l'étude de Nichols (1997). Chaque pointillé représente le centre de pression de l'individu.

D'autres méthodes se sont développées, avec notamment celles utilisant une supplémentation sensorielle, caractérisée par un biofeedback *tactile* positionné au niveau de la langue et

permettant de contrôler l'équilibre des sujets afin de prévenir les chutes (Vuillerme et al., 2008, 2009). Par ailleurs, la méthode récoltant les résultats les plus probants quant à la rééducation des coordinations posturales a été élaborée par Matjacić, Hesse, & Sinkjaer (2003). Ces auteurs ont associé l'utilisation d'un biofeedback visuel à un biofeedback auditif. Ils ont ainsi observé une diminution de l'asymétrie posturale, une augmentation de la stabilité posturale (Matjacić et al., 2003 ; Shumway-Cook et al., 1988) ainsi qu'une amélioration de la qualité de marche des patients (Winstein, Gardner, McNeal, Barto, & Nicholson, 1989), permettant de ce fait une amélioration des activités de la vie quotidienne (Mirelman et al., 2011).

Malgré ces résultats, certains auteurs ont posé les limites de cette méthode de rééducation. En effet, Sackley & Lincoln (1997) ont observé, grâce à un test de rétention, que ces effets n'étaient pas durables après l'arrêt du programme. Il n'est donc pas possible de démontrer une réelle efficacité dans la durée de l'utilisation du biofeedback basée sur le centre de pression au sein d'un programme de rééducation. De plus, le recourt à ce centre de pression est certes la conséquence de la coordination du système postural, mais il n'est cependant pas possible de décrire l'organisation spatio-temporelle des constituants posturaux uniquement à partir des déplacements du centre de pression (Varoqui, Bardy, & Pélissier, 2011). Même si depuis de nombreuses années la station debout non perturbée est assimilée à un pendule inversé oscillant autour de l'axe des chevilles (Winter, Prince, & Patla, 1997), les déplacements du centre de pression observés ne sont pas seulement la conséquence de mouvements au niveau de cette simple articulation. En effet, comme nous l'avons montré dans les parties précédentes, l'analyse des coordinations posturales met en jeu la coordination existante entre l'articulation de la hanche et celle de la cheville (Bardy et al., 1999). Le centre de pression n'informe donc pas totalement de l'intégralité de la coordination posturale des sujets.

De récentes études se sont donc développées dans ce sens afin de pallier ce problème. Alors que Faugloire et ses collaborateurs (Faugloire et al., 2005, 2006a, 2009 ; Faugloire & Stoffregen, 2003) ont introduit une nouvelle méthode de biofeedback visuel prenant en considération la coordination hanche-cheville, Varoqui et ses collaborateurs (Varoqui et al., 2007, 2006, 2010 ; Varoqui, Froger, et al., 2011) ont quant à eux utilisé cette méthode dans le domaine de la rééducation, se focalisant sur les patients hémiplégiques suite à un Accident Vasculaire Cérébral (AVC). La méthode (Figure 22) consiste premièrement à placer sur le patient deux goniomètres électroniques, un au niveau de la hanche (*i.e.* caractérisant l'angle

de la hanche) et un au niveau de la cheville (*i.e.* caractérisant l'angle de la cheville), permettant de calculer en temps réel la phase relative hanche/cheville et donc de caractériser la coordination érigée du patient. Grâce aux goniomètres, un biofeedback visuel en temps réel est alors vidéo-projeté sur ce même écran permettant au patient d'adapter sa propre coordination et de se rapprocher au maximum du modèle demandé afin d'apprendre, de réapprendre et/ou d'améliorer leur coordination motrice (Varoqui, 2010 ; Varoqui et al., 2007, 2010 ; Varoqui, Froger, et al., 2011). Contrairement à plusieurs travaux réalisés sur l'apprentissage, par exemple ceux de Seifert et al. (2014) dans lesquels le but de la tâche, l'objectif et le moyen d'y parvenir sont clairement affichés (*e.g.* en escalade, les participants devaient réalisés une ascension en grimpant avec la plus grande fluidité sans tomber), l'originalité de cette méthode est que le guidage vers la tâche à reproduire se réalise sans aucune instruction donnée au patient. La seule consigne étant de se rapprocher au maximum de la figure vidéo-projetée sur cet écran.

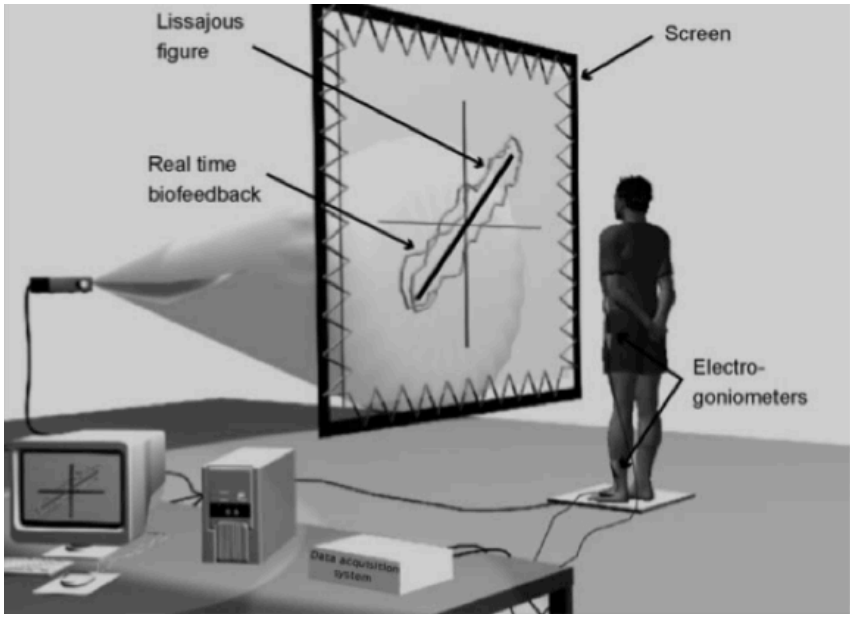


Figure 22. Représentation de la méthode de Biofeedback visuel utilisée par Varoqui et al. (2010), chez des patients hémiplégiques. Le but pour le patient est de se rapprocher, grâce à sa propre coordination (trait gris fin), du pattern de coordination prescrit (trait gras)

Au sein de ces travaux de doctorat, nous souhaitons utiliser cette même méthode mais adaptée à une activité sur un cheval mécanique. Les individus ne seront plus étudiés en position érigée mais assis sur le cheval. C'est pourquoi la posture ne sera plus caractérisée par la coordination

hanche/cheville mais plutôt par la coordination existante entre le tronc des sujets et le cheval mécanique, se révélant toutefois être deux coordinations bien différentes (voir ci-dessous). De ce fait, contrairement à l'étude de Varoqui et ses collaborateurs, les contraintes imposées au sujet seront beaucoup plus intenses. En effet, nous répertorions d'une part les contraintes internes au sujet, les contraintes environnementales (cheval mécanique en mouvement) et les contraintes de tâche (suivre la coordination demandée). Ces deux dernières sont d'ailleurs en constantes interactions, mais l'une (la tâche) n'influence pas l'autre (l'environnement) alors que le contraire se vérifie. En effet, il est important de préciser que la coordination tronc/cheval utilisée ici est bien différente de la précédente (hanche/cheville) car il n'y a pas de réciprocité entre les deux « segments » ; autrement dit le mouvement du tronc n'agit pas sur le mouvement du cheval mécanique alors que l'inverse est vrai. L'utilisation de cette méthode correspond à l'étude n°2 de cette thèse, disponible dans la partie II, chapitre 6.

3. Synthèse

En résumé, nous avons pu observer grâce aux parties précédentes l'impact d'une pathologie sur la dynamique posturale des individus. Selon l'approche dynamique du contrôle moteur, une lésion peut être caractérisée comme une contrainte intrinsèque à l'organisme pouvant ainsi être à l'origine de nombreux déficits pour les patients. De ce fait, nous avons pu voir que l'objectif principal de la rééducation est de reconnaître ces déficits, leurs natures et leurs origines afin d'améliorer (ou tout simplement d'élaborer) des protocoles de rééducation adaptés pour une population de patients. De plus, selon notre approche, il est nécessaire de comprendre la relation entre le handicap et les fonctions corporelles atteintes afin d'appréhender l'impact de ces dysfonctions sur l'environnement et sur la tâche à réaliser. Pour cela, afin de manipuler les contraintes dans l'objectif de rééduquer la posture des patients, le but est d'identifier le paramètre d'ordre ainsi que le paramètre de contrôle permettant par la suite une modification du comportement moteur et donc une amélioration de la coordination posturale de ces patients. De plus, comme nous l'avons évoqué, il est également possible de rééduquer en guidant le patient vers un mode de coordination à reproduire grâce, par exemple à une méthode de biofeedback.

Ces descriptions ont été étayées par de nombreuses études portant sur plusieurs types de pathologies, notamment les lésions d'origine cérébrales. Afin de poursuivre nos différentes

analyses introduisant le travail expérimental de cette thèse, une pathologie spécifique a été privilégiée et sa description constitue la prochaine partie de ce document (section II).

II. Les lésions cérébrales

Le terme pathologie revêt un sens très large et se défini comme l'étude des maladies, leurs causes et leurs mécanismes. Il est possible de classifier et de différencier plusieurs grandes familles de pathologies, comme les pathologies pulmonaires, infectieuses, cardiaques, vasculaires ou bien encore les pathologies nerveuses. Au sein de ces travaux de doctorat, les *lésions cérébrales* se sont imposées comme la pathologie à étudier, étant donnée l'importante augmentation des cas depuis plusieurs années et le rôle prépondérant joué par la plasticité cérébrale au sein de la coordination posturale. Ainsi, nos travaux ont pour principal objectif d'améliorer la rééducation posturale de ces patients cérébrolésés grâce à différentes méthodes.

1. Définition générale, causes et facteurs de la lésion

Comme son nom l'indique, la lésion cérébrale peut être définie comme une lésion touchant le cerveau. Les conséquences et les incapacités qui en résultent sont, d'une part, dépendantes de la région touchée (*e.g.* lésion frontale, Figure 23) et d'autre part de la nature de la lésion.

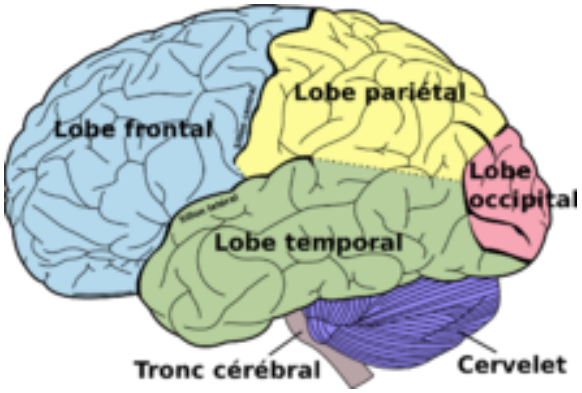


Figure 23. Vue latérale externe gauche du cerveau humain (© Wikimedia).

En effet, ces lésions peuvent être d'origine traumatique (*i.e.* Traumatisme Crânien : TC), vasculaire (*i.e.* Accident Vasculaire Cérébral : AVC), anoxique (*e.g.* noyade, arrêt cardiaque), tumorale (*e.g.* tumeurs bénignes ou malignes) ou dégénérative (*e.g.* sclérose en plaque, maladie de Huntington…) (Masson, 2000).

Chaque année, en France, on dénombre 160000 nouvelles victimes d'une lésion cérébrale (Galeole, Bastien, Viruega, & Gaviria, 2014).

Dans ce document, les travaux expérimentaux se sont focalisées sur deux types de lésions cérébrales particulières : l'Accident Vasculaire Cérébral et le Traumatisme Crânien. C'est pourquoi, dans la suite de ce manuscrit, seul ces deux lésions sont présentées.

1.1. L'Accident Vasculaire Cérébral

En France, un AVC touche environ 120000 nouveaux patients chaque année (Bezanson, 2016), soit en moyenne plus de 13 nouveaux cas toutes les heures ! La fréquence de cet accident augmente notamment avec l'âge des sujets. En effet, trois quart des personnes touchées ont plus de 65 ans (Brugerolle, 2002). Il en résulte une morbi-mortalité lourde car l'AVC est la première cause de handicap dans les pays développés, la seconde cause de démence et de dépression, ainsi que la troisième cause de mortalité (Feigin, Lawes, Bennett, & Anderson, 2003). L'AVC est donc un problème de santé publique majeur (Zuber, 1997).

Cette pathologie est définie comme un déficit neurologique de survenue soudaine, car il apparait en moins de 2 minutes, en relation avec une lésion du parenchyme cérébral ; par ischémie (de 80 à 85% des cas ; caractérisé par une obstruction des artères, des vaisseaux) ou par hémorragie (rupture d'une artère, par exemple suite à une malformation), cérébrale (10% des cas) ou méningée (5%) (Figure 24) (Grotta et al., 2015).

1.1.1. Mécanismes de la lésion et physiopathologie d'un AVC

Il est très difficile de distinguer de façon clinique un AVC ischémique, d'un AVC hémorragique (Figure 24) (Andersen, Olsen, Dehlendorff, & Kammersgaard, 2009). Mais certains troubles neurologiques (voir 2.1.2.) observés dans les premières heures de l'accident permettent de donner un diagnostic.

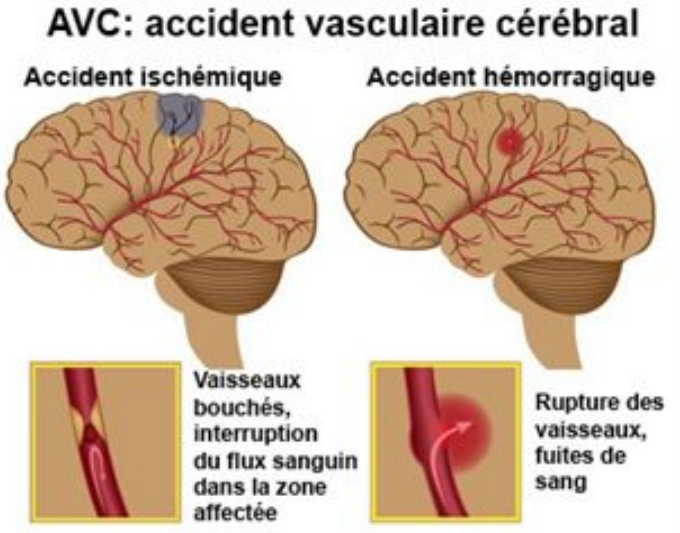


Figure 24. Représentations d'un AVC ischémique (à gauche) et d'un AVC hémorragique (à droite) (www.docteurclic.com).

L'accident vasculaire ischémique (ou accident ischémique ; AIC) regroupe deux types de pathologies : l'AVC par infarctus cérébraux et les accidents ischémiques transitoires (AIT) (Robain, Hennebelle, Roman, & Valentini, 2011). L'AIT correspond à un bref instant de dysfonctionnement neurologique suite à une ischémie focale cérébrale.

Les patients présentent les symptômes pendant moins d'une heure, mais une prise en charge rapide doit être effectuée afin de réaliser un bilan et de prévenir le risque d'infarctus cérébral (risque maximum dans les 48h après AIT) (Robain et al., 2011). Plusieurs mécanismes peuvent être à l'origine d'un AVC ischémique. D'une part, le mécanisme artériel avec la macroangiopathie (*i.e.* athérosclérose liée à une sténose ou à une thrombose au niveau d'une plaque d'athérome), l'embolie cardiaque, ou bien encore certaines maladies des artères comme une microangiopathie (Durukan & Tatlisumak, 2007). D'autre part, le mécanisme veineux lié à une thrombose veineuse cérébrale, mais qui est très rarement la cause d'un AVC (1%) (Durukan & Tatlisumak, 2007 ; Frizzell, 2005).

Généralement, lors de l'apparition d'un infarctus cérébral et lorsque l'occlusion se prolonge (*i.e.* AVC ischémique), des lésions de nécrose apparaissent rapidement au niveau de l'aire ischémique car les cellules du cerveau sont très sensibles à l'anoxie (Frizzell, 2005). La première conséquence est donc un déficit neurologique de la région cérébrale ayant subi l'ischémie. Si cette carence se prolonge, cela entraine un arrêt des pompes ioniques des

membranes cellulaires des neurones et des cellules gliales, entrainant à son tour un transfert de sodium, d'eau dans la cellule, qui engendre un œdème cytotoxique (Frizzell, 2005 ; Grotta et al., 2015). Puis, lorsque l'ischémie y est majeure, cela induit une lésion de l'endothélium des vaisseaux cérébraux et la perméabilité de la barrière hémato-encéphalique aux protéines plasmiques, provoquant un œdème tissulaire (*i.e.* l'œdème vasogénique (Durukan & Tatlisumak, 2007 ; Frizzell, 2005)). Ce dernier peut donc être responsable d'une hypertension intracrânienne et également d'une aggravation des signes cliniques comme des troubles de la vigilance (Frizzell, 2005).

Par ailleurs, les AVC hémorragiques regroupent quant à eux, deux types d'accidents : les hémorragies cérébro-méningées et les hémorragies intracérébrales (Qureshi et al., 2001). C'est généralement la rupture d'une malformation vasculaire ou artérielle qui est la cause de l'accident. De façon générale, l'AVC doit être diagnostiqué le plus rapidement possible afin de limiter au maximum l'atteinte des fonctions vitales des patients et faciliter la récupération.

1.1.2. Les conséquences neurologiques et fonctionnelles

1.1.2.1. Suite à un AVC ischémique

En fonction de la localisation de l'ischémie (*e.g.* hémisphère droit ou gauche) et du territoire atteint par la lésion, les conséquences au niveau neurologique et fonctionnel sont différentes. Un AVC au niveau de l'hémisphère droit n'aura pas les mêmes conséquences qu'un AVC au niveau de l'hémisphère gauche. En effet, notons par exemple une possible aphasie pouvant être liée à l'atteinte des aires de Broca ou de Wernicke présentes dans l'hémisphère gauche du cerveau, lors d'un AVC gauche ou une perte de mémoire à court terme lors d'un AVC droit. De plus, il est possible de diviser ces lésions en deux territoires distincts : *le territoire carotidien,* où la lésion cérébrale provoque des symptômes neurologiques du côté opposé à la lésion ; et le *territoire vertébro-basilaire* (Frizzell, 2005) pouvant provoquer de multiples déficits.

a. Le territoire carotidien

Lorsque l'artère cérébrale antérieure est lésée (Figure 25), les patients présentent, dans la plupart des cas, une monoparésie (*i.e.* paralysie légère avec diminution de la force musculaire)

sensitivo-motrice au niveau du membre inférieur controlatéral à la lésion, qui peut être associée à une incontinence urinaire ou à un syndrome frontal (*i.e.* association de troubles, généralement cognitifs, suite à une lésion de la partie antérieure du lobe frontal) (Brugerolle, 2002).

Lorsque c'est l'artère sylvienne (ou artère cérébrale moyenne) (Figure 25) qui est atteinte, nous pouvons répertorier trois niveaux de gravité correspondant à l'infarctus sylvien : le superficiel, le profond et l'étendu (Brugerolle, 2002). Le premier provoque principalement une hémiparésie (*i.e.* paralysie légère d'un côté du corps) chez les victimes, et également une hémiplégie (*i.e.* paralysie d'un seul côté du corps) brachio-faciale sensitivo-motrice (Brugerolle, 2002 ; Frizzell, 2005). Il est possible de retrouver des atteintes visuelles et une aphasie chez ces patients. Concernant le deuxième niveau (le profond), les patients sont souvent hémiparétiques ou hémiplégiques (membres supérieurs et inférieurs), sans déficit sensitif ni visuel (Brugerolle, 2002). Enfin le troisième (l'étendu) présente les mêmes conséquences que le précédent en intégrant des déficits sensitifs, visuels et phasiques, parfois accompagnés de troubles de la vigilance (Brugerolle, 2002).

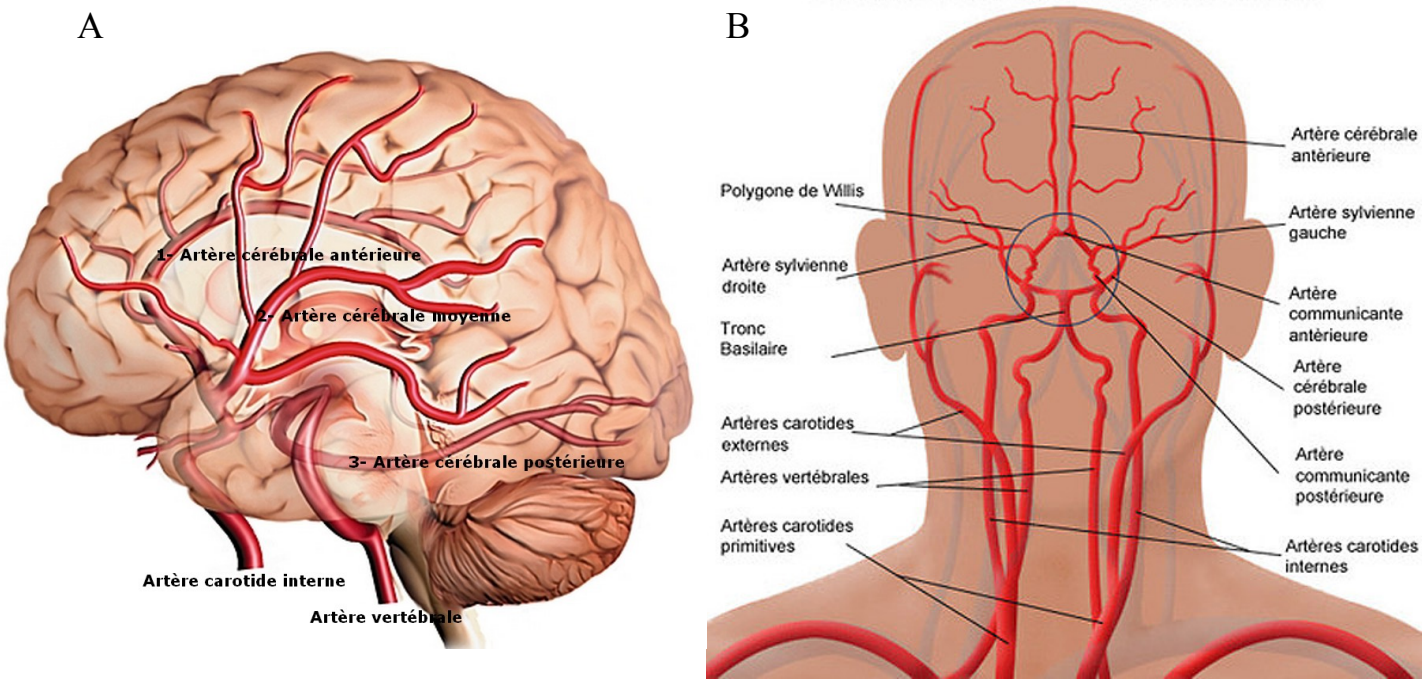


Figure 25. Représentation schématique de la circulation et vascularisation du cerveau. Vue sagittale (A) et frontale (B). (www.smartfiches.fr)

b. Le territoire vertébro-basilaire

Une lésion de l'artère cérébrale postérieure (Figure 25) est responsable chez les victimes, d'une perte de vision complète, appelée hémianopsie ou d'une perte de vision du quadrant supérieur controlatéral à la lésion, appelée quadranopsie (Brugerolle, 2002). Les patients présentent également une héminégligence visuelle, pouvant conduire à des hallucinations visuelles (Frizzell, 2005 ; Grotta et al., 2015). Ils peuvent également afficher des troubles de la mémoire et une hémi-hypothésie (*i.e.* diminution de la sensibilité de l'ensemble des fonctions sensorielles, d'un côté du corps) liés à une atteinte thalamique.

En revanche, une lésion vertébro-basilaire de la fosse postérieure correspond à une atteinte du cervelet et du tronc cérébral (Figure 26), dont les conséquences sont multiples. En effet, des associations de troubles sont observées, notamment les signes cérébelleux où les signes d'atteinte des nerfs crâniens homolatéraux à la lésion sont associés à des troubles sensitifs ou moteurs controlatéraux à la lésion (Frizzell, 2005). De même, le syndrome de Wallenberg (*i.e.* lésion du territoire rétro-olivaire, due à l'occlusion d'une branche de l'artère vertébrale et se caractérisant par de nombreux symptômes pouvant aller de la paralysie du voile du palais à différentes atteintes du système sympathique ; Pearce, 2000) est associé, homolatéralement à la lésion, à une atteinte des nerfs crâniens, à un syndrome cérébelleux et à un syndrome de Claude Bernard-Horner (*i.e.* lésion du nerf sympathique cervical se présentant comme l'association de symptômes regroupant la chute de la paupière supérieure, une pupille rétractée, un recul du globe oculaire dans l'orbite et une absence de sudation) (George, Haydar, & Adams, 2008), et du côté controlatéral à la lésion, à une hypoesthésie thermoalgique (Louis, Delgado, Luis, Chillet, & Vadot, 2009).

Enfin, les lésions lacunaires (*i.e.* nécrose secondaire à un défaut critique d'apport en oxygène de la zone concernée) sont responsables de déficits moteurs et sensitifs (Fisher, 1998) considérés comme purs car, d'une part les patients présentent souvent une hémiparésie proportionnelle (*i.e.* diminution de la force musculaire d'un hémicorps) et une hémi-hypoesthésie (*i.e.* diminution de la sensibilité d'un hémicorps), également proportionnelle (Fisher, 1998) ; d'autre part, les observations montrent également un syndrome de dysarthrie (*i.e.* main malhabile) (Fisher, 1998), un syndrome hémiparésique (Fisher, 1998) et une hémiataxie (Fisher, 1998).

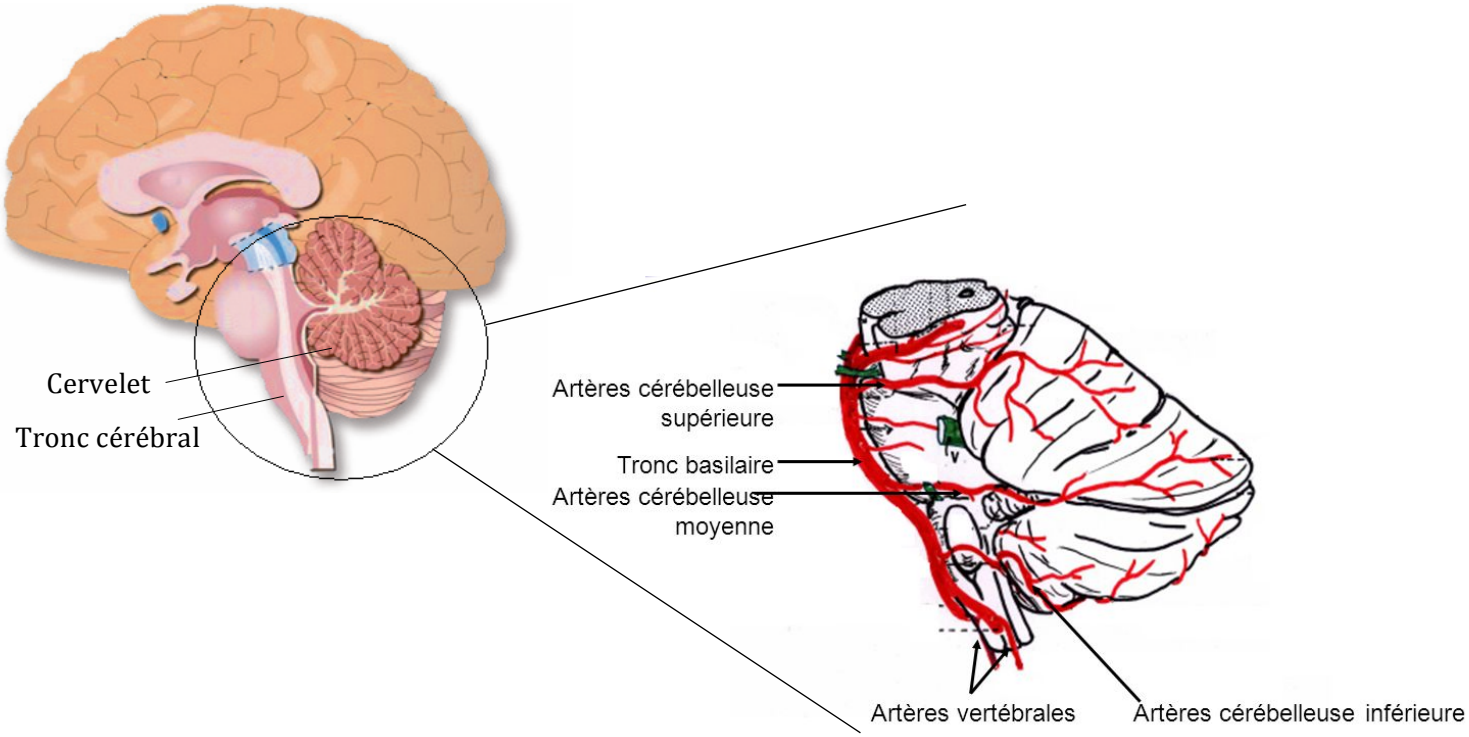


Figure 26. Vascularisation du territoire vertébro-basilaire

1.1.2.2. Suite à un AVC hémorragique

Même si la distinction entre un AVC ischémique et hémorragique est difficile à faire cliniquement, certains symptômes neurologiques penchent en faveur d'une hémorragie cérébrale (Andersen et al., 2009), comme l'apparition rapide de céphalées, de vomissements ou d'une perte de vigilance. Il est également possible d'observer un déficit moteur et sensitif proportionnel de la face, du membre inférieur et du membre supérieur (Andersen et al., 2009 ; Grotta et al., 2015). L'accident vasculaire cérébral hémorragique est provoqué par un saignement à l'intérieur du cerveau, l'inondant et interrompant la circulation sanguine (Figure 27). La cause principale de cet AVC est la rupture d'un anévrisme (*i.e.* gonflement d'une artère cérébrale) provoquée par une hypertension artérielle ou un traumatisme, et entrainant le saignement. Cet accident présente les conséquences les plus sévères, notamment chez les personnes jeunes (moins de 45 ans), entrainant pour 50% des cas le décès de l'individu.

Les séquelles possibles d'un AVC hémorragique dépendent à la fois de la précocité de la prise en charge médicale, des zones cérébrales touchées et de l'étendue de la région atteinte. Ces

séquelles neurologiques peuvent aller d'une « simple » paralysie transitoire à un handicap permanent. De plus, de nombreux troubles peuvent y être associés : déglutition, mémoire, parole, équilibre, attention, coordination, etc. Cependant, il est important de préciser que les séquelles dues à un AVC hémorragique peuvent être diminuées même après plusieurs années, contrairement à celles liées à un AVC ischémique, qui se révèlent être définitives, 6 mois après l'accident.

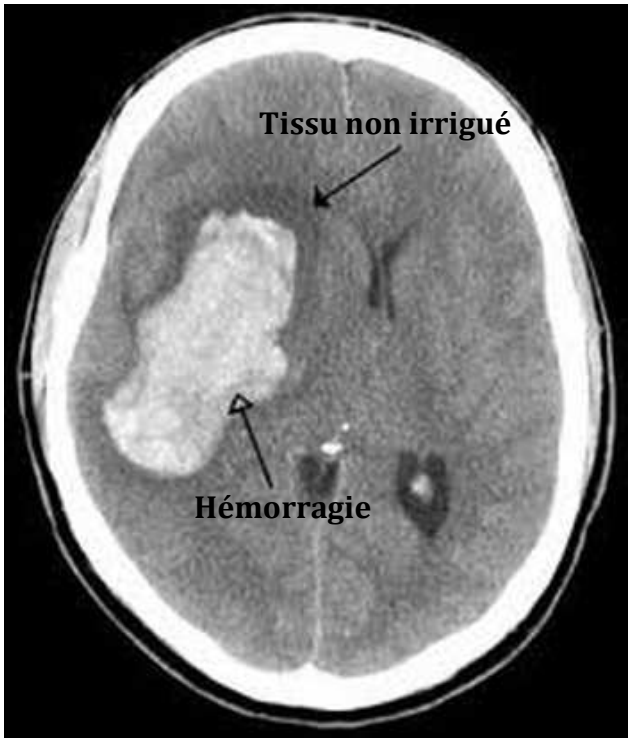


Figure 27. Scanner d'un cerveau ayant subi un AVC hémorragique © James Heilman, Wikipédia

1.1.3. Evaluer la gravité d'un AVC

Pour évaluer la gravité d'un AVC, le bilan clinique doit permettre de confirmer le diagnostic et de rechercher une étiologie nécessitant un traitement rapide. Les signes et symptômes évoquant la présence d'un AVC sont, dans la plupart des cas, caractérisés par une faiblesse musculaire, une paralysie, l'engourdissement d'un bras, une perte de sensibilité du visage ou d'un hémicorps, une diminution ou une perte de la vision, une perte soudaine de la parole, des difficultés pour parler, pour articuler, une instabilité de la marche, des vertiges ou bien encore des troubles de l'équilibre.

De plus, le recours à des techniques d'imagerie cérébrale est nécessaire afin de confirmer le précédent bilan. Pour cela, l'utilisation de l'IRM (*i.e.* Imagerie par Résonance Magnétique ; Haacke, Brown, Thompson, & Venkatesan (1999)) semble être l'examen le plus performant pour objectiver les signes d'ischémie. Le scanner est également utilisé dans le même but mais surtout pour permettre d'éliminer les suspicions d'hémorragie cérébrale (Kidwell et al., 2004).

Enfin, pour évaluer la sévérité de l'AVC, il est possible d'avoir recours à l'utilisation de trois outils cliniques, robustes et reproductibles :

- *L'échelle du NIHSS* (National Institute of Health Stroke Scale) décrite par Brott, en 1989 (Brott et al., 1989) et correspond à un score de gravité clinique présentant 15 items permettant une cotation de 0 à 42. Il existe également une échelle de NIHSS simplifiée (s-NIHSS) ne comportant que 5 items, codés de 0 à 16, dont la paralysie oculomotrice, le déficit visuel, le déficit moteur des membres inférieurs droit et gauche et l'aphasie. Cette échelle présente une validité pronostique dont l'emploi est utile en prise en charge pré-hospitalière.
- *Le score de Glasgow* (Moore et al., 2006) est un outil d'évaluation initial utile comme facteur prédictif de l'évaluation à moyen terme de la vigilance, essentiellement en cas d'hémorragie cérébrale. La description complète de cet outil est réalisée dans la section 1.2.2. de ce document, évaluant également l'état de conscience des traumatisés crâniens.
- *L'index de Barthel* (Mahomey & Barthel, 1965) est quant à lui un facteur prédictif du devenir fonctionnel des patients ayant subi un AVC. Il est réalisé dans les 7 premiers jours après l'accident puis répété au cours des deux premières semaines pour évaluer sa progression.

1.2. Le traumatisme crânien (TC)

Chaque année, des centaines de milliers de personnes sont victimes d'un traumatisme crânien. En France, l'incidence est de 281 personnes touchées pour 100000 habitants, par an. Plusieurs causes peuvent être à l'origine de ce traumatisme notamment les accidents de la voie publique (qui sont prédominants en France : 60%), les chutes ou plus rarement, les plaies par arme à feu (Masson, 2000 ; Mathé et al., 2005). Le cerveau est tout particulièrement exposé lors d'un choc et est ainsi soumis à des risques de lésions ischémiques ou hypoxiques. La gravité du traumatisme est dépendante de la lésion cérébrale provoquée par la dissipation de l'énergie physique lors de ce choc (Heegaard & Biros, 2007). Ce sont des phénomènes physiques d'accélération et de décélération qui induisent des forces de cisaillement et d'étirement à l'intérieur du parenchyme (*i.e.* ensemble de cellules constituant le tissu fonctionnel d'un organe, ici le cerveau), ayant des conséquences, transitoires ou définitives, sur le fonctionnement neuronal du sujet (Ghajar, 2000).

1.2.1. Mécanismes de la lésion et physiopathologie d'un TC

Deux mécanismes entrent en action simultanément lors d'un traumatisme crânien et plus spécifiquement lors du choc. Tout d'abord, *l'effet de contact* correspondant au moment où la tête percute ou est percutée par un obstacle (Figure 28) —pouvant provoquer des ecchymoses, des contusions ou des plaies (Ghajar, 2000 ; Heegaard & Biros, 2007 ; Masson, 2000)— puis *l'effet d'inertie*, observé à chaque fois que la tête du sujet est mise en mouvement ou arrêtée dans son mouvement. C'est ce qui correspond aux phénomènes d'accélération et de décélération, provoquant ainsi des lésions diffuses et multifocales.

Les lésions cérébrales sont fréquentes dans les traumatismes sans fracture. En effet, l'absence de fracture lors des lésions atteste d'une transmission directe de l'énergie cinétique à l'encéphale. Ces lésions sont donc présentes, soit au niveau de l'impact, soit à l'opposé (*i.e.* lésion en contrecoup ; Figure 28) et sont liées à l'écrasement de l'encéphale sur la boîte crânienne (Heegaard & Biros, 2007).

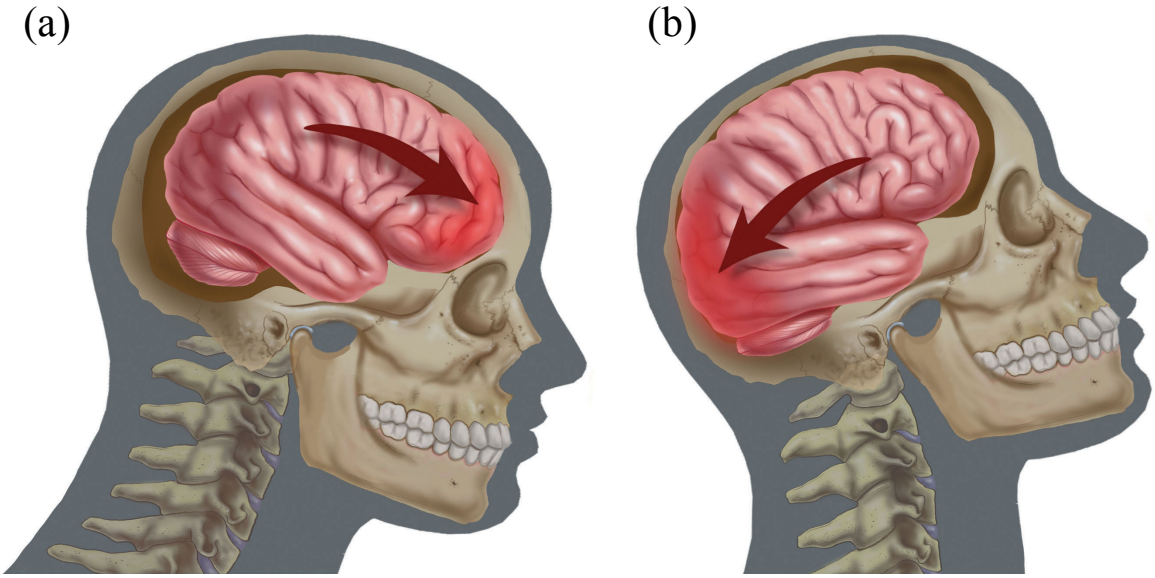


Figure 28. Mécanisme d'un traumatisme crânien. (a) effet de contact (b) effet de contrecoup (d'après Heegaard & Biros (2007)).

1.2.1.1. Les lésions intracrâniennes traumatiques

Grâce à la technologie médicale actuelle, il est possible d'identifier les lésions cérébrales traumatiques en utilisant, comme pour l'AVC, un scanner ou une IRM (Bruder & Albanese, 2013). Lors d'un accident, différentes lésions peuvent être identifiées et sont responsables de la gravité d'un traumatisme. Dans la littérature, cinq grandes catégories de lésions sont répertoriées et présentées ci-après.

a. Les lésions diffuses

Ces lésions, plus ou moins graves, peuvent engager la vie mais également le devenir des patients. Il existe plusieurs types de lésions cérébrales diffuses mais les principales sont les *lésions axonales diffuses* et les *syndromes de gonflement cérébral aigu hémisphérique* (Adams et al., 1989). La première lésion correspond à des lésions microscopiques et macroscopiques au niveau de la substance blanche ou de la jonction entre la substance blanche et la substance grise liées aux phénomènes d'accélération et de décélération du cerveau (Adams et al., 1989). Cliniquement, la sévérité du traumatisme crânien liée à une lésion axonale diffuse peut être évaluée par la durée de la perte de connaissance du patient. La seconde lésion (*i.e.* le gonflement cérébral aigu) correspond à une augmentation du volume du

cerveau qui peut être focal ou hémisphérique, ou bien bilatéral et diffus (Bernard, Novel, & Vergnes, 2007). L'hypertension intracrânienne générée par ce gonflement est souvent grave et peut être fatale.

b. Les lésions focales

Ce terme regroupe de nombreuses lésions hémorragiques, notamment *l'hématome extra-dural* (Figure 29) qui est une collection de sang entre la dure-mère et la voûte crânienne (Bernard et al., 2007) liée généralement à une plaie de l'artère méningée moyenne ou de ses branches lors d'une fracture du crâne, localisée dans la plupart des cas dans le lobe temporal (Figure 23). Sa conséquence immédiate est une compression latérale du tronc cérébral avec une hypertension intracrânienne aigüe (Bernard et al., 2007), ce qui en fait une urgence neurochirurgicale. C'est également le cas de *l'hématome sous-dural* (Figure 29), correspondant à une collection hémorragique intracrânienne située entre la convexité externe du cerveau et la face interne de la dure-mère (Bernard et al., 2007), induit par la déchirure d'une veine à la superficie du cerveau lors des accélérations et des décélérations du cerveau. Il existe également les contusions cérébrales regroupant toutes les lésions hémorragiques et nécrotiques traumatiques et se situant au niveau des sillons corticaux cérébraux et pouvant s'étendre jusqu'au cortex, vers la substance blanche (Bernard et al., 2007). Ces contusions peuvent être focalisées ou très étendues, soit en surface, soit en profondeur, indiquant la gravité de la contusion. Il est possible de distinguer des contusions directes (*i.e.* au niveau de l'impact) et des contusions indirectes, qui se situent à distance de l'impact (Bernard et al., 2007). Enfin, d'autres lésions peuvent être observées, comme une hémorragie du tronc cérébral mais ces dernières ne seront pas détaillées dans ce document.

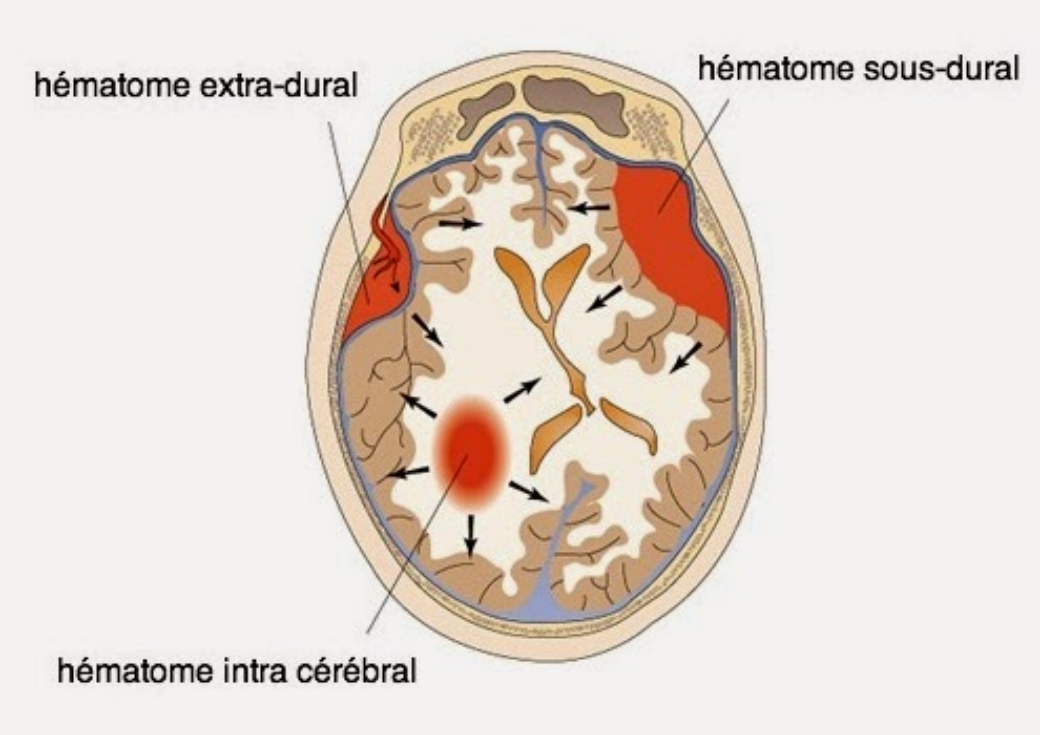


Figure 29. Représentation schématique (coupe transversale) des possibles lésions focales lors d'un traumatisme crânien : hématome extra-dural ; hématome sous-dural ; hématome intracérébral. (www.opthalmologie.pro).

c. *Autres lésions*

D'autres lésions existent, notamment les lésions cérébrales ouvertes, comme les plaies crânio-cérébrales et les plaies pénétrantes par armes à feu, étant les plus fréquemment rencontrées ; les lésions cérébrales tardives, comme les lésions infectieuses, les hématomes sous-duraux chroniques ou les hydrocéphalies post-traumatiques ; mais aussi les lésions vasculaires et nerveuses (Bernard et al., 2007).

1.2.2. Evaluer la gravité d'un TC

L'évaluation de l'état de conscience du blessé se réalise depuis 1972, grâce à une échelle d'évaluation (présentée dans la section II., 1.2.2.) : *l'échelle de Glasgow* (Figure 30) (Moore et al., 2006 ; Teasdale & Jennett, 1974). Un score est recueilli lors de la réalisation de 3 actions : ouverture des yeux (sur 4 points), réponse à une question (sur 5 points), et exécution

d'un ordre (sur 6 points). La somme des 3 scores (15 étant le maximum) donne la gravité de l'atteinte concernant l'état de conscience du patient. Un score de 15 correspond à un état de conscience *normal*, alors qu'un score de 3 représente un état de *coma*. Grâce à cette échelle, la gravité du traumatisme crânien peut être catégorisée selon le score obtenu par le blessé. Trois catégories sont alors différenciées :

- *Le traumatisme cranio-cérébral grave,* lorsque le score de Glasgow est inférieur ou égal à 8 ;
- *Le traumatisme cranio-cérébral moyen*, lorsque le score de Glasgow est compris entre 9 et 12 ;
- *Le traumatisme cranio-cérébral léger,* lorsque le score est compris entre 13 et 15 (Ghajar, 2000).

Score de Glasgow

Score de Glasgow > 5 ans	Score de Glasgow 2 à 5 ans	Score de Glasgow < 2 ans
Ouverture des yeux : 4- Spontannée 3- Au stimuli verbaux 2- Aux stimulis douloureux 1- Pas d'ouverture	**Ouverture des yeux :** 4- Spontannée 3- Au stimuli verbaux 2- Aux stimulis douloureux 1- Pas d'ouverture	**Ouverture des yeux :** 4- Spontannée 3- Au stimuli verbaux 2- Aux stimulis douloureux 1- Pas d'ouverture
Réponse verbale : 5- Est orienté et parle 4- Est désorienté et parle 3- Paroles inappropriés 2- Sons incompréhensibles 1- Aucune réponse	**Réponse verbale :** 5- Mots appropriés, sourit, fixe, suit du regard 4- Mots appropriés, pleure, consolable 3- Hurle inconsolable 2- Gémit aux stimuli douloureux 1- Aucune réponse	**Réponse verbale :** 5- Agit normalement 4- Pleure 3- Hurlements inappropriés 2- Gémissements 1- Aucune réponse
Réponse motrice : 6-Répond aux demandes 5- Localise la douleur 4- Se retire à la douleur 3- Flexion à la douleur (décortication) 2- Extension à la douleur (décérébration) 1- Aucune réponse	**Réponse motrice :** 6-Répond aux demandes 5- Localise la douleur 4- Se retire à la douleur 3- Flexion à la douleur (décortication) 2- Extension à la douleur (décérébration) 1- Aucune réponse	**Réponse motrice :** 6-Mouvements spontanés intentionnels 5- Se retire au toucher 4- Se retire à la douleur 3- Flexion à la douleur (décortication) 2- Extension à la douleur (décérébration) 1- Aucune réponse

Figure 30. Echelle du score de Glasgow (pour bébés, enfants et adultes) permettant d'interpréter la gravité du traumatisme (Moore et al., 2006 ; Teasdale & Jennett, 1974).

Il faut noter que l'évaluation clinique d'un traumatisme crânien ne peut pas se résumer uniquement à l'utilisation de l'échelle de Glasgow, c'est pourquoi les examens neurologiques sont prescrits (*e.g.* l'examen de la motricité ou du tonus musculaire), tout comme l'imagerie médicale.

1.2.3. Les conséquences fonctionnelles d'un TC

Le traumatisme crânien se révèle être la première cause de handicap neurologique chez le sujet jeune (Ghajar, 2000). Selon la région touchée par le traumatisme et sa gravité, des séquelles neurologiques, motrices, sensitives mais aussi cognitives et psychiatriques peuvent être observées chez ces patients. Les troubles moteurs générés perturbent ainsi l'équilibre de la tête et du corps, pouvant ainsi affecter le contrôle des membres (*e.g.* hémiplégie, troubles de la coordination). Les troubles cognitifs affectent quant à eux l'attention, la concentration, la compréhension ou bien le langage… Nous pouvons également observer des déficits endocriniens et des modifications du comportement (Mathé et al., 2005). Concernant les déficits neurologiques, une hémiparésie du sujet peut être constatée, avec des déficits plus ou moins importants des membres supérieurs, un syndrome cérébelleux, des tremblements ou des mouvements anormaux du patient, l'épilepsie mais aussi des troubles du langage, de lecture, d'écriture (*e.g.* aphasie, dysphasie, dyslexie ou dysgraphie)… A cela peuvent être associés des déficits neurosensoriels (*e.g.* cécité, amputation du champ visuel), endocriniens (*e.g.* obésité, diabète insipide), neuropsychologiques (*e.g.* troubles de l'orientation, de la mémoire, troubles du langage, de la pensée, troubles du comportement) et neuropsychiatriques qui correspondent aux troubles du comportement, répertoriés selon les individus comme le syndrome frontal (*e.g.* troubles de la mémoire, apathie), la névrose traumatique, le syndrome subjectif lié aux céphalées, aux vertiges, aux insomnies mais également aux troubles de l'efficience intellectuelle ; le syndrome dépressif post-traumatique, l'hystérie post-traumatique ou bien encore la névrose.

2. Synthèse

Les précédentes parties ont permis de détailler les deux grandes familles de lésions cérébrales qui constituent le cœur de ces travaux de doctorat et dont l'objectif principal consiste à améliorer et/ou à mettre en place de nouveaux protocoles de rééducation adaptés pour cette population de patients. De ce fait, après avoir évoqué les différents troubles émanant de ces lésions, nous souhaitons mettre l'accent sur la possibilité d'améliorer plus spécifiquement les coordinations posturales de ces patients cérébrolésés grâce à une activité motrice. C'est pourquoi, seuls les troubles neurologiques moteurs sont pris en considération. L'amélioration

de ces troubles (notamment grâce à la plasticité cérébrale) passe nécessairement par différents protocoles dont le principal but est de leur permettre de retrouver une autonomie dans les activités de la vie quotidienne. Le cerveau humain étant un organe « plastique », la rééducation y est donc primordiale. C'est pourquoi nous avons choisi, dans la partie suivante, d'évoquer ce concept de plasticité cérébrale en montrant l'importance de la rééducation et de la réadaptation fonctionnelle dans la prise en charge de ces patients.

III. Rééducation posturale et plasticité cérébrale

1. La plasticité cérébrale

Le cerveau humain présente la capacité, appelée plasticité cérébrale, à pouvoir se modifier en fonction des différentes contraintes qui pèsent sur lui. Ce phénomène est l'une des caractéristiques les plus importantes du système nerveux central (SNC) dénotant plusieurs capacités : la capacité à s'adapter aux changements environnementaux, à stocker des informations en mémoire associées à l'apprentissage (Johnston, 2009), mais également la capacité de récupération après une lésion. Taub & Uswatte (2003) donnent une définition de ce phénomène comme des « variations architectoniques des neurones observables du SNC, se traduisant par une réorganisation s'effectuant sous l'effet d'une force extérieure et/ou par contraintes de l'environnement ». Cependant, un facteur semble jouer un rôle prépondérant dans le processus de remaniement cérébral : l'âge des individus. En effet, les enfants ont la capacité d'apprendre beaucoup plus rapidement que les adultes, leur permettant ainsi d'acquérir plus facilement de nouvelles compétences (*e.g.* jouer d'un instrument de musique) lorsqu'elles sont effectuées pendant l'enfance (Johnston, 2009). De la même manière, les sujets jeunes se remettent plus facilement d'une lésion cérébrale que les adultes.

Toutefois, il est important d'ajouter qu'une déficience sensorielle ou motrice présente au début de la vie d'un enfant, et non rééduquée par la suite, peut être à l'origine d'une réorganisation des aires corticales entrainant à long-terme une perte de la perception sensorielle ou motrice de cet individu. Par ailleurs, Elbert, Pantev, Wienbruch, Rockstroh, & Taub (1995) ont montré que la représentation somato-sensorielle corticale des doigts de la main gauche était plus large chez des joueurs droitiers de guitare, que chez les non-musiciens. Cette augmentation de l'aire corticale des doigts est également visible chez des individus malvoyants lisant le braille. De plus, suite aux recherches sur la réorganisation corticale chez des singes adultes (Pons et al., 1991) et chez des patients après amputation (Flor et al., 1995 ; Knecht et al., 1998), ces auteurs suggèrent que la taille des représentations corticales des parties du corps chez l'Homme adulte dépend de la quantité d'utilisation de ces parties.

L'étude des mécanismes neurophysiologiques de la plasticité neuronale est aujourd'hui possible grâce aux nouvelles technologies et plus précisément grâce aux techniques non-invasives d'imagerie (Hara, 2015). Certains travaux ont alors montré qu'il existait une neuro-

plasticité rapide, se produisant en quelques minutes, liée aux changements dans l'équilibre de l'excitation et de l'inhibition dans le cortex (Cauraugh & Summers, 2005 ; Hallett, 2001 ; Johnston, 2009 ; Levin & Grafman, 2000 ; Sanes & Donoghue, 2000). Il existe également une neuro-plasticité lente, qui se produit sur une échelle temporelle beaucoup plus longue (*i.e.* plusieurs jours voire semaines), grâce à des changements dans l'organisation corticale et impliquant une potentialisation à long terme (Levin & Grafman, 2000 ; Sanes & Donoghue, 2000). Cette plasticité est persistante et stable, même après plusieurs mois (Cauraugh & Summers, 2005 ; Sanes & Donoghue, 2000) mais dépend bien entendu de l'apprentissage, de l'entrainement, de l'environnement ou de la réadaptation proposée à l'individu. C'est pourquoi, ce phénomène de plasticité cérébrale est de plus en plus étudié par les chercheurs s'intéressant notamment aux processus de récupération après lésion cérébrale ainsi qu'à leurs répercussions sur la façon de rééduquer les patients cérébrolésés (Picard, 2006).

D'après Cauraugh & Summers (2005), la récupération fonctionnelle spontanée de la fonction motrice d'un individu cérébrolésé s'effectue dans les 3 mois suivant l'accident et provient d'un schéma complexe de réorganisation cérébrale pouvant impliquer 3 processus distincts. Selon ces auteurs, le premier correspond à un changement compensatoire de l'hémisphère endommagé du cerveau dans l'organisation fonctionnelle du tissu cortical intact entourant l'infarctus (Calautti & Baron, 2003 ; Rossini, Calautti, Pauri, & Baron, 2003). Le second processus est responsable de l'activation des zones motrices et des fibres cortico-spinales ipsilatérales dans l'hémisphère non-affecté permettant ainsi l'activation accrue des zones motrices non-primaires (*e.g.* la zone motrice supplémentaire, le cortex pariétal inférieur), et correspondant au troisième processus (Rossini & Forno, 2004).

A partir de ces connaissances, nous observons le réel intérêt du phénomène de plasticité cérébrale permettant ainsi d'adapter efficacement la rééducation des patients atteints d'une lésion cérébrale, afin de prétendre à la meilleure récupération possible. C'est pourquoi, depuis plusieurs années maintenant, nous apercevons l'intégration de cette capacité humaine au sein de la prise en charge rééducative de ces patients.

1.1. Evolution du concept de rééducation motrice

Sur la période d'après-guerre, la rééducation motrice de patients cérébrolésés (notamment hémiplégiques) était uniquement analytique et fonctionnelle, avec pour seul objectif : le rétablissement de la contraction musculaire (*i.e.* permettant la restauration du patient en position érigée). A cette époque, seul l'aspect fonctionnel à très court terme était pris en considération par les rééducateurs (Picard, 2006).

Puis, suite à de nombreuses remises en question des scientifiques, le principe de rééducation a évolué. Dans les années 60, Bobath (1954) met en avant les schémas moteurs. Ces derniers occupent une place prépondérante dans la rééducation des patients cérébrolésés où l'analyse des troubles moteurs est réalisée en comparant les schémas d'un sujet sain avec ceux d'un sujet atteint d'une lésion cérébrale. L'objectif de la méthode Bobath étant d'inhiber les mouvements « anormaux » des patients. C'est alors à cette époque que se développent les deux grands principes fondamentaux de la rééducation (qui restent actuellement utilisés) : *l'inhibition* et la *facilitation* (Picard, 2006).

Puis dans les années 2000, Perfetti évoque une nouvelle approche thérapeutique pour la rééducation de patients hémiplégiques (Perfetti, Briganti, Noccioli, & Cecconello, 2001). Pour cet auteur, la rééducation de la commande motrice est en réalité un apprentissage en situation pathologique, basée, lors d'un exercice, sur la conception d'une hypothèse, d'un objectif, sur la recherche d'informations lors du mouvement et laissant une place importante à l'image mentale, qu'elle soit somesthésique ou visuelle. La rééducation résulte donc en une boucle intégrant : les informations (*i.e.* prise en compte de l'environnement), le traitement de ces informations et la commande motrice permettant le mouvement (Perfetti et al., 2001).

Enfin, le principe de rééducation et de réadaptation fonctionnelle présente trois objectifs : le premier est de stimuler les processus de plasticité cérébrale, afin de maintenir ou de restaurer les fonctions altérées ; le second caractérise la prévention de l'apparition des complications (pouvant aggraver l'état du patient) et enfin le troisième a pour but de conduire le patient à son autonomie optimale, quelle que soit la sévérité des séquelles (Yelnik, Bonan, Simon, & Gellez-Leman, 2008). En ce sens, il est nécessaire de comprendre comment mettre en place des protocoles de rééducation adaptés pour améliorer la récupération, tout en facilitant la plasticité cérébrale avec l'application directe d'une modalité physique du cortex cérébral. Il

convient que ce domaine d'investigation soit relativement nouveau dans la rééducation et les neurosciences, ce que nous tentons d'investiguer ci-après.

1.2. Prise en compte de la plasticité cérébrale dans la rééducation

D'après la loi de Hebb exposée en 1949 (Hebb, 1949), lorsque deux neurones sont excités conjointement, il se crée ou se renforce un lien les unissant. Par cette loi, l'apprentissage associatif est expliqué, ce qui induit ainsi la plasticité synaptique correspondant à l'adaptation neurale dans le cerveau ou dans un réseau de neurones pendant un processus d'apprentissage.

Selon Taub et ses collaborateurs (Taub, 2004 ; Taub et al., 1993 ; Taub, Ramey, DeLuca, & Echols, 2004 ; Taub & Uswatte, 2003), la méthode de rééducation utilisée doit reposer sur l'existence et la prise en considération de deux types de plasticité cérébrale suite à une lésion. Il différencie ainsi la *plasticité post-lésionnelle de réparation* (ou apprentissage par inactivité) de la *plasticité post-lésionnelle fonctionnelle*. La première estime que l'inactivité d'une fonction motrice peut entraîner un « oubli » de cette fonction induisant une réaffectation des structures neuronales correspondantes à une autre tâche (Greenwood, 2007 ; Johnston, 2009 ; Picard, 2006 ; Taub, 2004). En revanche, la seconde forme de plasticité est quant à elle fonctionnelle, permettant grâce à l'activité de développer ou de récupérer de nouvelles structures neurologiques ainsi que la fonction motrice qui y est associée (Taub, 2004). La connaissance de ces deux types de plasticité cérébrale permet alors de réaliser la rééducation la plus adéquate en jouant sur l'équilibre entre activité/inactivité et prétendre à la meilleure récupération possible pour des patients cérébrolésés.

Dans une revue de littérature publiée en 2015, Hara analyse les effets de la rééducation fonctionnelle sur la plasticité cérébrale de l'Homme mais également de l'animal. Pour améliorer la récupération après une lésion cérébrale, l'objectif est de comprendre comment engager au mieux et modifier les connexions neuronales survivantes, pour fournir des nouvelles stratégies de réponses qui compenseront la perte de tissu due à la lésion. Chez le singe, des études démontrent que la réorganisation de la carte motrice corticale (van Meer et al., 2012) résulte dans certains cas d'un entrainement du bras et de la main, les plus affectés par la lésion, suggérant que des mécanismes neuro-plastiques, similaires à l'apprentissage moteur, sont impliqués ici. Chez l'Homme (comme chez de nombreuses espèces), cette revue démontre que la réorganisation neurale après une lésion, amène des changements généralisés

de patterns d'activation du cerveau, suite à une activité importante de la main affectée de l'individu.

Dans ce cadre, une méthode de rééducation est souvent utilisée : *la thérapie du mouvement contraint-induit*, développée par Taub, Crago, & Uswatte (1998). Le but de cette thérapie est de réduire les incapacités dues aux déficits moteurs des patients en augmentant l'utilisation du membre le plus lésé dans la vie quotidienne, ce qui permet de réactiver des aires corticales du cerveau. De nombreuses études ont utilisé cette méthode, rapportant des résultats bénéfiques sur la récupération des patients cérébrolésés (Gauthier et al., 2008 ; Kopp et al., 1999 ; Liepert, Bauder, Miltner, Taub, & Weiller, 2000 ; Taub, 2004 ; Taub et al., 1993, 1998, 2004 ; Taub & Uswatte, 2003).

Par ailleurs, d'autres méthodes se développent, notamment grâce aux avancées technologiques. Des études ont indiqué l'impact positif de l'utilisation de stimulations électriques et magnétiques chez ces patients cérébrolésés (Hara, 2015 ; Liepert et al., 2000). Par exemple, Liepert et al. (2000) ont utilisé une stimulation magnétique trans-crânienne dont l'objectif était, par la suite, de cartographier les aires corticales motrices des muscles de la main affectée avant et après traitement. Après cette stimulation, Liepert et ses collaborateurs ont pu observer une augmentation de l'aire motrice de l'hémisphère affecté améliorant ainsi la performance motrice du membre parétique des patients.

2. Synthèse

Les précédentes parties ont permis d'évoquer et de détailler le phénomène de plasticité cérébrale dont l'Homme dispose, en décrivant les mécanismes et les fonctions. Cette capacité humaine n'a été prise en considération que récemment dans le domaine de la rééducation fonctionnelle, notamment chez des patients atteints d'une lésion cérébrale. Les protocoles de rééducation motrice ont ainsi été élaborés au regard de la possible réorganisation corticale induite par l'entrainement ou l'apprentissage de telle ou telle fonction. Plusieurs méthodes existent mais évoluent constamment en fonction des études scientifiques portant sur ce sujet.

De ce fait, l'objectif de ce doctorat est d'étudier l'impact d'une nouvelle méthode de rééducation fonctionnelle utilisant un cheval mécanique afin d'améliorer la coordination posturale des patients cérébrolésés. Les parties suivantes vont dans ce sens, servant à définir

et à expliquer ce « nouveau » soin thérapeutique utilisant cet outil dans la prise en charge rééducative. Les origines thérapeutiques de ce cheval mécanique proviennent tout droit d'une thérapie déjà connue scientifiquement et ayant déjà fait ses preuves : l'équithérapie. Nous définirons également en amont, l'équitation en tant que telle, pour exposer le contexte général de cette technique.

Chapitre 3. Une rééducation par le cheval : l'équithérapie

De nos jours, il existe de nombreuses méthodes de rééducation, évoluant continuellement et dont l'objectif principal est d'améliorer le *quotidien* des patients atteints de pathologies diverses. Parmi ces méthodes, certaines ont recours aux animaux, par exemple le cheval, pour aider les patients dans leur vie quotidienne.

Depuis de nombreuses années, une relation étroite entre l'Homme et le cheval s'est construite, dans laquelle les effets bénéfiques de l'animal ont été mis en avant. Cependant, ce n'est que dans les années cinquante que cette méthode thérapeutique a été prise en considération par les scientifiques et par la médecine. Plusieurs terminologies définissent cette technique en fonction de l'objectif de rééducation mis en place ; mais la méthode principale est appelée *équithérapie*. Cette thérapie, provenant des méthodes d'équitation classiques, présente des bénéfices aussi bien au niveau psychologique (ce domaine ne sera pas étudié ni développé dans ce document) qu'au niveau moteur des patients, permettant ainsi d'améliorer leur équilibre, leur vitesse de marche, leur posture, etc. Les parties suivantes tentent de définir ces diverses notions, en donnant les détails de cette méthode de rééducation, nécessaire à la compréhension de ces travaux de thèse.

I. L'équithérapie

1. Différentes terminologies

Il existe de nombreux types de médiation équine qui se différencient selon les objectifs de travail, de rééducation et les moyens utilisés pour y parvenir (Ansorge, 2011). Ainsi, il est possible de différencier plusieurs terminologies, dont les principales sont : l'*équithérapie*, l'*hippothérapie*, la *thérapie avec le cheval*, ou bien encore la *thérapie équine assistée*.

1.1. Définitions

L'hippothérapie (ou *hippotherapy* en anglais) est souvent utilisée dans la littérature anglophone et consiste en une rééducation fonctionnelle dont le but est de maintenir, de retrouver ou de développer les fonctions motrices de l'individu grâce à l'utilisation du cheval (Ansorge, 2011). Avoir recours au terme hippothérapie se limite d'une part à certaines

pathologies (*e.g.* les lombalgies, les troubles musculaires, les infirmes moteurs cérébraux) et d'autre part, à l'étendue possible des exercices effectués sur l'animal dont les objectifs sont de travailler la motricité, la coordination, l'équilibre, etc.

La **thérapie équine assistée** est similaire à l'hippothérapie définie ci-dessus. En effet, l'American Hippotherapy Association (2010) évoque la thérapie équine assistée de la même façon que l'hippothérapie. Cette thérapie utilise donc le mouvement rythmique et cyclique de l'animal afin de mobiliser l'équilibre, le contrôle postural, etc. de patients ayant des troubles musculaires, sensoriels, ou un traumatisme crânien par exemple.

Enfin, **l'équithérapie** et la **thérapie avec (ou par) le cheval** s'ouvrent à une population de patients plus large. Les dimensions psychologique et mentale entrent en jeu dans ces deux définitions. C'est pourquoi lors de la réalisation de ces deux thérapies, les patients peuvent être atteints de pathologies physiques mais également de troubles psychiques ou de difficultés mentales ou sociales. Cependant une différence existe entre ces deux terminologies, contrairement à l'équithérapie, la thérapie avec le cheval ne consiste pas nécessairement en une montée à cheval de la part des patients. Toute la séance peut ainsi se dérouler à pied, par différentes phases comme le contact avec l'animal ou le pansage (Ansorge, 2011).

Suite à ces différentes définitions, nous comprenons qu'il soit compliqué de choisir un terme spécifique car il peut se différencier selon les exercices proposés aux patients et la pathologie étudiée. En revanche, il semble important de souligner que la Fédération Nationale de Thérapie Avec le Cheval (FENTAC) emploie uniquement le terme *équithérapie* car elle le définie comme *« un terme générique pour toute action d'équitation à visée thérapeutique »*. Ainsi, pour rester cohérent tout au long de ce document, nous avons choisi d'utiliser le terme ***équithérapie***.

1.2. Histoire des bienfaits de l'équithérapie

Dès le IVe siècle avant J.-C., les vertus thérapeutiques du cheval ont été mises en avant par Xénophon (philosophe grec) : *« le cheval est un bon maître, non seulement pour le corps mais aussi pour l'esprit et le cœur ».* Par la suite, ces bienfaits ont été reconnus, notamment grâce à plusieurs travaux réalisés sur le bien-être, la qualité de vie et le plaisir (Aubard, 2007). D'autres auteurs ont également écrit sur les vertus thérapeutiques du cheval, c'est le cas de

Diderot au XVIIIe siècle qui intitule le chapitre d'une encyclopédie de la manière suivante : *« De l'équitation et de ses compétences pour se maintenir en bonne santé et pour la recouvrer »*.

Enfin, dans la société moderne, l'une des premières études sur la valeur de l'équitation thérapeutique a été réalisée par le Pr Chassaigne, physiologiste, en 1870. Il a démontré dans une thèse de doctorat en physiologie que l'équitation thérapeutique est bénéfique dans le traitement de l'hémiplégie, de la paraplégie et d'autres troubles neurologiques. Les résultats de son étude montrent que l'équilibre est amélioré, qu'il y a un renforcement musculaire, que les articulations sont plus souples et que le moral des patients est incontestablement meilleur (Biery, 1985).

Mais c'est seulement depuis un demi-siècle que l'on parle d'équithérapie en tant que telle et que des activités de soins modernes sont pratiquées grâce à la médiation par le cheval, avec différents courants. En effet, cela a commencé en 1952 lorsque Liz Hartel, cavalière danoise atteinte de poliomyélite, gagne la médaille d'argent au concours de dressage lors des Jeux Olympiques d'Helsinki (Figure 31). Elle témoigne de l'aide que l'équitation a pu lui apporter pour combattre sa maladie. Par son exploit, le pouvoir thérapeutique du cheval a été mis en avant dans la rééducation et est devenu populaire, sans que des travaux scientifiques prouvent réellement son efficacité.

Figure 31. Liz Hartel aux Jeux Olympiques d'Helsinki en 1952.

Depuis, des travaux de recherche ont étudié les effets bénéfiques de cette technique intégrant ainsi l'utilisation du cheval comme moyen thérapeutique au sein même du domaine du soin.

2. Intérêts de l'équithérapie au sein de la rééducation

De nos jours, plusieurs études ont analysé les effets de l'équithérapie sur différentes pathologies. Elles sont nombreuses à porter sur les déficiences mentales et présentent des effets bénéfiques concernant le contact Homme/cheval (Bertoti, 1988 ; Champagne & Dugas, 2010 ; Clayton, Kaiser, Pue, & Kaiser, 2011 ; Debuse, Chandler, & Gibb, 2005 ; Encheff, Armstrong, Masterson, Fox, & Gribble, 2012 ; Fernandes, Chitra, Metgud, & Khatri, 2008 ; Giagazoglou et al., 2013 ; Giagazoglou, Arabatzi, Dipla, Liga, & Kellis, 2012 ; Herrero et al., 2012 ; Ionatamishvili, Tsverava, Loriya, Sheshaberidze, & Rukhadze, 2004 ; Klimberg, 2002 ; D. R. Lee et al., 2011 ; McGibbon et al., 2009 ; Zadnikar & Kastrin, 2011 ; Zurek, Dudek, Pirogowicz, Dziuba, & Pokorski, 2008). Plus récemment, de nouveaux articles ont porté sur les déficiences physiques. En effet, l'équithérapie présente des bénéfices non contestables concernant de nombreuses pathologies ou maladies comme le diabète (Kubota et al., 2006), la sclérose en plaque (Bronson, Brewerton, Ong, Palanca, & Sullivan, 2010), les coxarthroses (Nareklishvili, 2008), les dysfonctions motrices (Schwesig et al., 2009) et les AVC (Beinotti et al., 2013, 2010). Si plusieurs articles scientifiques sont parus dans ce domaine, il reste cependant à analyser l'efficacité de tels programmes afin de comprendre les processus sous-jacents mis en jeu lors de cette thérapie. Les publications ont commencé dans les années 1970 et les études menées par Bertoti (Bertoti, 1988 ; Bertoti & Gross, 1988) chez les enfants IMC (*i.e.* Infirmes Moteurs Cérébraux) ont constitué la première recherche scientifique. Deux autres études publiées en 2003 et 2007, réalisées chez des blessés médullaires ont démontré que l'équithérapie permettait de réduire la spasticité chez des patients paraplégiques et tétraplégiques immédiatement après la séance (Lechner et al., 2003). Par ailleurs, chez les handicapés moteurs et cérébraux, il a été démontré qu'elle améliorerait en plus l'abduction de hanche (Lechner et al., 2003).

De plus, l'équithérapie semble particulièrement pertinente dans le cadre des lésions cérébrales car, comme nous l'avons précisé précédemment, ces atteintes entrainent un déficit dans la perception, la cognition, la sensibilité ou la motricité en fonction de la région touchée, et peuvent être travaillées grâce à cette activité (Beinotti et al., 2013, 2010 ; Galeole et al.,

2014 ; Kim & Lee, 2015 ; Muñoz Lasa et al., 2013 ; Proust, Cottalorda, Alamartine, & Gautheron, 2004 ; Sunwoo et al., 2012), permettant ainsi de mobiliser la plasticité cérébrale de ces patients (Ploughman, 2008). Nombre de ces études évoque les bénéfices d'un protocole d'équithérapie permettant l'amélioration de la marche et de l'équilibre des patients post-AVC (Beinotti et al., 2010 ; Lee, Kim, & Yong, 2014), l'augmentation de la stabilité du tronc et de la tête (Shurtleff & Engsberg, 2012 ; Shurtleff et al., 2009), l'amélioration de la fonction motrice globale (Kwon et al., 2014) et plus généralement l'amélioration de la qualité de vie de ces patients (Beinotti et al., 2013). Il semble donc que les bénéfices que nous avons énoncés précédemment soient possibles, notamment grâce aux mouvements produits par l'animal lors de la thérapie (détaillés ci-dessous) et plus spécifiquement grâce aux exercices qu'il est envisageable de réaliser sur le cheval.

2.1. Mouvements de l'animal et posture du cavalier

Par nature, les mouvements du cheval influencent nécessairement ceux du cavalier. Au pas, le cheval marche sur quatre temps (Figure 32). Si le postérieur droit entame la marche, il sera suivi par l'antérieur droit puis le postérieur gauche et enfin l'antérieur gauche. Les membres se posent dans l'ordre de leur lever. L'encolure, par un mouvement de bascule de haut en bas et par un léger balancement latéral, attire successivement les épaules du cheval vers l'avant et entraîne ainsi les mouvements des antérieurs (Heine & Jorge Do Marco, 1998). Les mouvements de l'encolure, des membres postérieurs et antérieurs sont transmis à la colonne vertébrale du cheval qui supporte le poids du cavalier. L'amplitude des mouvements est maximale dans la seconde moitié de la région thoracique du cheval, entre T9 et T14. C'est dans cette zone que le cavalier est assis. Il bénéficie donc de la région la plus mobile du dos du cheval pour sa rééducation (Morice-Guerin, 1996).

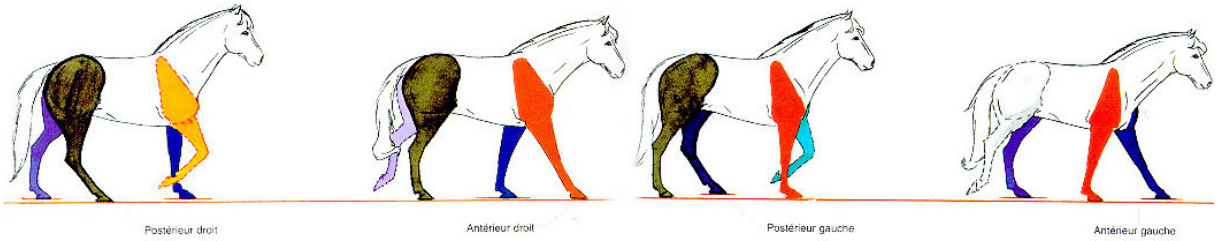


Figure 32. Schéma représentant l'allure du cheval au pas

Lorsque le cheval place le premier postérieur, la partie du bassin située du même côté va s'abaisser et s'incliner latéralement. Ceci engendre le même mouvement chez le cavalier avec un allongement du tronc du côté en mouvement et un raccourcissement du tronc du côté en appui. Pour que le postérieur en mouvement atteigne le sol, le cheval doit fléchir la colonne vertébrale et tourner son bassin de ce côté-là. Cela engendre une rotation du bassin du cavalier. La phase de mouvement du postérieur est également une phase d'accélération, déplaçant momentanément la masse du cavalier vers l'arrière suite à une inclinaison de son bassin, également vers l'arrière. Lorsque le postérieur entre en contact avec le sol (*i.e.* phase de frappe), le centre de gravité du cheval est déplacé du même côté, entraînant ainsi un déplacement latéral du cavalier. Cette phase correspond aussi à une période de décélération au cours de laquelle il se produit un déplacement du cavalier vers l'avant, suite à une flexion antérieure du bassin. Il en résulte un déplacement dans les trois plans de l'espace. Au même titre que le chapitre 2, section I.1.2. de ce document, nous tenons à insister sur le fait que le déplacement du cheval au pas impose au bassin du cavalier un mouvement en forme de huit, mouvement d'avant en arrière mais aussi de haut en bas, qui se rapproche très fortement des mouvements du bassin retrouvés lors de la marche (Lechner et al., 2003). De plus, le fait de rester assis sur un cheval, au pas, induit la contraction de plus de 300 muscles et impose plus de 2000 ajustements posturaux par demi-heure, chez le cavalier (Proust et al., 2004). Ceci engendre une contraction et un relâchement des muscles agonistes et antagonistes des deux côtés. Par le biais de la colonne vertébrale du cavalier, les mouvements sont transmis aux muscles du haut du corps. Par ailleurs, s'il tient les rênes et si celles-ci sont au contact de la bouche du cheval, les mouvements de l'encolure et de la tête du cheval sont transmis à tout le haut du corps du cavalier. Une contraction et un relâchement alternatifs de l'ensemble des muscles sont nécessaires à l'adaptation du corps du cavalier au pas. La proprioception du cavalier entre donc en jeu grâce aux récepteurs musculaires et articulaires. Le système vestibulaire est lui aussi stimulé par le mouvement du cheval, ses changements de direction et

de vitesse. Le système olfactif répond aux nombreuses odeurs présentes dans les manèges et les écuries. La vision est mise à contribution dans le contrôle du cheval. Le système auditif est stimulé par tous les bruits présents dans le manège. Lorsque le cavalier est sur le cheval, il subit les mouvements provoqués par le déplacement de l'animal, par la tonification structurelle du dos du cheval, ce qui créé un déséquilibre permanent. Le cheval est alors le générateur de stimuli rythmiques, de modifications posturales, aboutissant à des adaptations posturales du cavalier secondaires aux déséquilibres. En variant la vitesse et la position du cheval, la posture des patients est stimulée, leur centre de gravité déplacé, et ils travaillent ainsi leur stabilité, leur posture dynamique, leur proprioception, leur équilibre vestibulaire et leurs réflexes somatosensoriels.

Le but de l'équithérapie est également d'apprendre aux patients à se positionner correctement sur le cheval afin de ne pas provoquer de douleurs supplémentaires, non-liées à leur handicap (Dietze, 2004). En station verticale, le bassin doit être légèrement basculé vers l'arrière (cambré). Le bassin, les vertèbres lombaires et le sacrum sont sur une même ligne verticale et un choc venant du sol serait répercuté jusqu'à la tête. En selle, il faut que le cavalier bascule son bassin vers l'avant (voussé) pour le placer dans la position la plus favorable à l'amortissement des réactions du cheval par le jeu des articulations lombaires et du bassin. Le patient doit essayer de sentir ce qui se passe quand il se laisse porter par le cheval. Il ne doit pas anticiper le mouvement mais laisser le cheval le déplacer. Plus tard, en restant décontracté, il doit apprendre à accompagner le mouvement, à « danser » avec son cheval (Ancelet, 2006). L'adaptation de la biomécanique pelvi-rachidienne du cavalier aux allures du cheval, a pour but la répartition et l'amortissement des forces auxquelles est soumis cet ensemble. Une bonne adaptation est caractérisée par l'automatisation de l'assiette (*i.e.* manière dont le cavalier est assis sur son cheval et y adhère) normale au pas et de l'assiette « rein voussé » au trot assis. En revanche, une adaptation défectueuse est reconnaissable à l'assiette « rein creux » (Figure 33).

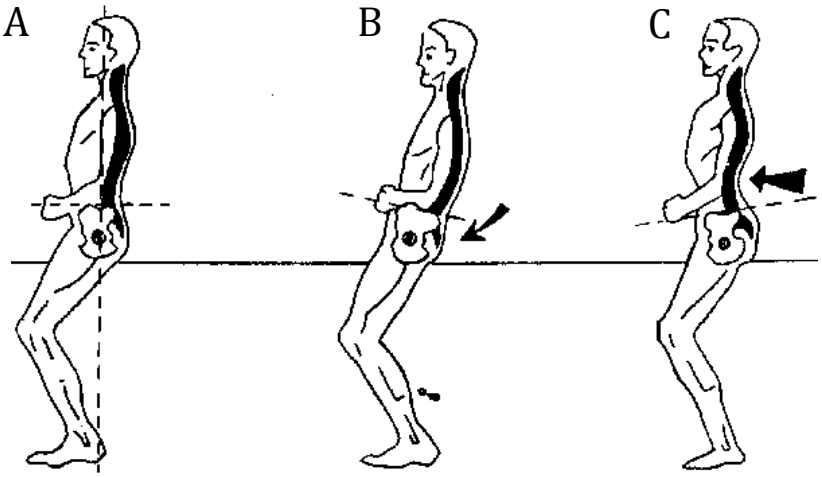


Figure 33. Postures du cavalier : position idéale (A), "rein voussé" (B), "rein creux" (C), d'après Dietze (2004)

II. Synthèse

Par l'ensemble de ces parties, nous constatons le rôle et les effets bénéfiques que l'équithérapie peut apporter à des patients atteints d'un handicap et plus spécifiquement à des patients cérébrolésés. La littérature dans ce domaine est certes peu abondante mais elle commence à s'étoffer depuis quelques années, montrant que l'utilisation d'un cheval permet l'amélioration du bien-être, de la qualité de vie générale des individus mais améliore également leur équilibre, leur coordination et leur posture (Beinotti et al., 2013, 2010 ; Galeole et al., 2014 ; Kim & Lee, 2015 ; Muñoz Lasa et al., 2013 ; Proust, Cottalorda, Alamartine, & Gautheron, 2004 ; Sunwoo et al., 2012). Il est important de préciser, qu'au sein de ce document, ce sont les conséquences fonctionnelles et motrices qui nous importent plus particulièrement. Les exercices réalisés sur l'animal ont pour objectif d'amener le patient vers un maintien de l'équilibre et plus encore vers la posture adéquate d'un cavalier, en fonction des allures et des mouvements du cheval, afin de permettre une amélioration de l'état général du patient suite à sa pathologie.

Toutefois, la pratique de l'équithérapie n'est pas toujours directement accessible à des patients atteints de troubles moteurs. C'est pourquoi un nouvel outil a été créé : le cheval mécanique. L'utilisation d'un simulateur équestre permet alors de préparer les patients à

l'équithérapie réelle en découvrant les mouvements du cheval avant de passer concrètement à la réalité, mais également de pratiquer des exercices moteurs dans des conditions sécurisées.

Pour mieux comprendre les tenants et les aboutissants de ce nouvel outil de rééducation, nous y consacrons le prochain chapitre de cette thèse.

Chapitre 4. Une nouvelle forme d'équithérapie : l'équithérapie simulée

I. Le simulateur équestre

Dans un but de performance, le simulateur équestre a été développé afin de permettre aux cavaliers de haut niveau de travailler leur posture, comme c'était le cas dans un programme de recherche appelé *Persival* (Jouffroy, 1991 ; Richard & Léard, 1993). Ce Programme d'Etude et de Recherche sur la SImulation du cheVAL (*i.e.* Persival) a vu le jour en 1987 grâce à l'Ecole Nationale d'Equitation (ENE) et l'Ecole Nationale de l'Aviation Civile (ENAC) (Richard & Léard, 1993). Il a pour objet de mettre à la disposition des cavaliers une panoplie de systèmes reposant sur les techniques les plus avancées de mesure et de simulation. Le simulateur équestre Persival est connecté à un écran, ce qui permet aux cavaliers de travailler leur posture en réalité virtuelle (Figure 34). Le simulateur est alors capable de reproduire et de restituer à l'identique les allures du cheval réel (Jouffroy, 1991 ; Richard & Léard, 1993). En effet, ce dernier, relié directement à l'écran situé face aux cavaliers, reproduit les mouvements du cheval en fonction de l'épreuve équestre projetée sur l'écran (*e.g.* une course de sauts d'obstacles, une course d'endurance ou toutes autres activités équestres). Grâce aux différents mouvements de cet outil, le but pour les participants est alors de travailler leur assiette permettant ainsi une meilleure posture lors du passage sur le vrai cheval (Jouffroy, 1991).

Figure 34. Simulateur équestre du programme Persival

Depuis une vingtaine d'années, cet outil semble faire ses preuves dans le domaine de l'entrainement équestre mais peu d'études scientifiques se sont portées sur le sujet (Jouffroy, 1991 ; Olivier, 2012 ; Richard & Léard, 1993). Par ailleurs, suite à l'élaboration de ce type de dispositif —dédié, dans un premier temps, uniquement à des cavaliers de haut niveau— et à la prise en compte du rôle joué par l'équithérapie chez des patients atteints d'un handicap, un autre outil —différent du précédent— a vu le jour, avec pour objectif principal, la rééducation de ces patients.

1. Outil de rééducation : cheval mécanique « Peteris Klavins »

1.1. Caractéristiques

Dans un but de rééducation, le cheval mécanique est sensiblement différent du simulateur précédent. En effet, contrairement au simulateur Persival, le cheval mécanique (Figure 35) ne reproduit pas à l'identique les allures d'un réel cheval. L'origine de ce cheval provient des travaux du kinésithérapeute Peteris Klavins, dans les années 90.

Figure 35. Le cheval mécanique présent au CRMPR Les Herbiers

Le principe est simple, il s'agit de placer le patient sur le cheval mécanique, grâce à un harnais et un lève malade, pour ainsi permettre de rééduquer les fonctions posturales de

stabilisation, par exemple de la tête ou du tronc. Lee et al. (2014) ont d'ailleurs montré que l'utilisation du cheval mécanique était une alternative intéressante à celle de l'équithérapie dans l'amélioration de l'équilibre statique et dynamique chez des enfants atteints de paralysie cérébrale (Lee, Kim, & Na, 2014). Cependant, dans ces travaux de doctorat, l'objectif n'est pas de remplacer l'équithérapie par l'utilisation de ce simulateur mais bien d'apporter une nouvelle forme de rééducation posturale, pouvant ainsi permettre une approche « en douceur » de l'équitation afin d'amener, dans certains cas, les patients vers la pratique de l'équitation thérapeutique.

Cependant, contrairement à l'animal, qui évolue sur 4 jambes, proposant une allure de pas à 4 temps (Clayton, 2004), le cheval mécanique de P. Klavins ne permet pas de retranscrire ces mouvements à l'identique. En effet, il oscille seulement dans un plan antéro-postérieur, donc d'avant en arrière sans mouvement latéral (sauf si provoqué par le cavalier). Il présente ainsi des mouvements en deux dimensions, antéro-postérieur et de haut en bas. L'amplitude du mouvement antéro-postérieur est de +/- 0,3 centimètres et l'amplitude du mouvement de bas en haut est de +/- 5,5 centimètres, pour une longueur du cheval mécanique égale à 174 centimètres. De plus, ces oscillations sont réglables et comprises entre 12,1 et 150 oscillations par minute (Tableau 1).

Tableau 1. Fréquences d'oscillation du cheval mécanique présent au sein du centre des Herbiers

% vitesse d'oscillation du cheval	Fréquences d'oscillation (osc.min^{-1})	Fréquences d'oscillation (Hz)
20%	**12.1**	**0.2**
30%	**26.5**	**0.44**
40%	**41.4**	**0.69**
50%	**57.7**	**0.96**
60%	**74.1**	**1.24**
70%	**88.2**	**1.47**
80%	**103.4**	**1.72**
90%	**125**	**2.08**
100%	**150**	**2.5**

1.2. Intérêts

Malgré la nouveauté de cet outil, quelques études ont montré des effets bénéfiques d'un tel programme de rééducation, utilisant le cheval mécanique, sur le contrôle postural (Sintim, 2014) et également sur l'équilibre de patients atteints de paralysie cérébrale, principalement des enfants (Borges, Werneck, Silva, Gandolfi, & Pratesi, 2011 ; Herrero et al., 2012 ; Lee et al., 2011), des patients atteints d'AVC (Han et al., 2012 ; Park, Lee, Lee, & Lee, 2013), des personnes âgées (S. Kim, Yuk, & Gak, 2013), des patients atteints de douleurs chroniques du dos (Yoo et al., 2014), et montrant également une amélioration de la qualité de vie des patients diabétiques (Hosaka et al., 2010).

En se concentrant sur la cérébrolésion, plusieurs travaux présentent une nette amélioration de la marche (Han et al., 2012 ; H. Kim, Her, & Ko, 2014), de l'équilibre statique et dynamique (Baek & Kim, 2014 ; Cha, Stanley, Shurtleff, & You, 2016 ; Cho & Cho, 2015 ; Han et al., 2012 ; H. Kim et al., 2014 ; Song, Kang, Kim, & Noh, 2013), de la tonicité musculaire abdominale (Baek & Kim, 2014), de la mobilité du côté affecté par l'hémiplégie (Sung, Kim, Yu, & Kim, 2013) et également du contrôle postural et musculaire du tronc (Song et al., 2013).

De plus, comme nous avons pu le voir précédemment, certains auteurs ont comparé les deux types de thérapies, sur le vrai cheval (*i.e.* équithérapie) et sur le cheval mécanique, et ont montré dans de récentes études, des résultats similaires entre les deux, précisant que l'équithérapie simulée était une alternative très intéressante à l'équithérapie réelle (Elshafey, 2014 ; C. W. Lee et al., 2014 ; Park et al., 2014 ; Temcharoensuk, Lekskulchai, Akamanon, Ritruechai, & Sutcharitpongsa, 2015).

II. Synthèse

Le chapitre 4 de ce document laisse apparaître les prémices concernant les bénéfices de l'utilisation de ce nouvel outil, le cheval mécanique, comme objet de rééducation chez des patients. Etant donné la nouveauté et la méconnaissance scientifique des effets de ce cheval mécanique, très peu de simulateurs disponibles sont présents au sein des centres de rééducation fonctionnelle et utilisés dans des protocoles pour améliorer la qualité de vie des patients. Afin de comprendre comment, pour qui et pourquoi utiliser ce matériel, nous allons étudier le contrôle moteur ainsi que les caractéristiques physiologiques et biomécaniques de l'Homme, sain et pathologique, évoluant sur ce cheval mécanique. Pour cela, la problématique et les objectifs de ce travail de doctorat sont exposés ci-après.

Problématique et objectifs

Au regard de la littérature que nous venons d'exposer, reprenant les concepts clés de la théorie dynamique du contrôle moteur, nous avons mis en évidence la place importante de cette approche dynamique au sein de la rééducation posturale des patients atteints de handicap, et notamment chez des patients cérébrolésés. Récemment, l'utilisation du biofeedback a permis de faire progresser les techniques de rééducation en améliorant par exemple la posture ou l'équilibre. Cela a notamment été démontré chez des patients atteints d'un AVC grâce aux travaux de Varoqui et ses collaborateurs dans lesquels l'objectif était de faire réapprendre aux patients des modes de coordination perdus suite à la pathologie (Varoqui et al., 2007 ; Varoqui, Froger, et al., 2011).

Les techniques de rééducation s'améliorent également en fonction du matériel et de la technologie disponibles au sein des centres hospitaliers. Depuis peu, le cheval mécanique a commencé à intéresser le domaine médical. Son intérêt est à la fois de rééduquer la posture de façon contrôlée et sécurisée mais peut également permettre de préparer le patient à l'équithérapie sur l'animal, en appréhendant les mouvements du cheval au calme, sans crainte de l'animal. Les effets de cet outil sont encore méconnus scientifiquement mais l'intérêt rééducatif qu'il semble pouvoir apporter aux patients doit être étudié.

Plusieurs questions peuvent donc se poser : les mouvements du cheval mécanique ont-ils un impact sur la posture des individus, qu'ils soient sains ou pathologiques ? Quelle est la nature de cet impact sur la posture des sujets évoluant sur le cheval ? Que se passe-t-il au niveau physiologique chez ces sujets ? Comment rééduquer la posture grâce au cheval ? A quelle fréquence d'oscillation doit-on placer le cheval pour une rééducation adaptée et efficace ? Ou bien encore, comment faire réapprendre des patrons de coordination, perdus suite à une lésion, en position assise ? Ainsi, la problématique de ces travaux est la suivante :

L'élaboration d'un nouveau protocole de rééducation posturale utilisant un cheval mécanique induit-elle des effets bénéfiques sur la posture assise des patients cérébrolésés sur cet outil ?

Pour y répondre, l'objectif premier de ce travail de thèse est d'alimenter des questions plus épistémiques quant à la motricité telles que celles des effets de la pratique du cheval mécanique et de la réorganisation des coordinations motrices post-traumatiques. Le second objectif s'intéresse à caractériser de façon empirique et à déterminer l'efficacité et les

conditions d'utilisation de cet outil (le cheval mécanique) afin de permettre la mise en place de protocoles de rééducation adaptés chez des patients cérébrolésés.

Afin d'évaluer les effets de cet outil de façon détaillée, ce travail de doctorat a été divisé en trois étapes. Premièrement, nous avons eu pour objectif de caractériser l'activité de participants non-atteints de pathologie, novices ou experts de l'équitation, lorsqu'ils évoluent sur un cheval mécanique. Nous supposons alors que les participants experts auront une dépense énergétique moindre et une coordination posturale plus adaptée (stabilité, efficacité) sur le cheval, comparée aux novices de l'activité.

Deuxièmement, nous souhaitons évaluer, chez des sujets sains (tous novices), l'effet d'une méthode d'apprentissage de nouveaux patterns de coordination posturale, utilisant un biofeedback visuel en temps réel, sur le cheval mécanique. Nous avons pour but de démontrer, par ces recherches, le réel intérêt du biofeedback dans l'apprentissage de nouvelles coordinations posturales permettant la modification des patterns spontanément adoptés par les sujets sur le cheval mécanique.

Troisièmement, la dernière étape s'intéresse à mettre en œuvre un nouveau protocole de rééducation utilisant cet outil, pour des patients cérébrolésés. Nous faisons l'hypothèse qu'une rééducation sur le cheval mécanique induit chez les patients des changements de patterns de coordination vers des patrons stables, permettant une augmentation de leur stabilité posturale lorsqu'ils évoluent sur le cheval.

Pour nous permettre de répondre à ces objectifs et ainsi valider nos hypothèses, ces trois étapes correspondent aux trois études principales réalisées durant ces quatre années de doctorat et caractérisent les trois chapitres (5, 6 et 7) de la partie expérimentale de ce manuscrit.

Dans la première partie, nous nous attachons à étudier la dynamique posturale mais également le coût énergétique, ce qui correspond à caractériser le comportement à différentes fréquences d'oscillation du cheval, chez des sujets non porteurs de handicap (Etude 1). La seconde partie de ce travail a permis de mettre en place un protocole similaire à celui de Faugloire et al. (2006) et Varoqui et al. (2011) permettant l'apprentissage de nouveaux patrons de coordination grâce à l'utilisation d'un biofeedback visuel (en temps réel), en position assise sur le cheval en mouvement (Etude 2). La méconnaissance scientifique des effets du cheval mécanique nous oblige à nous intéresser aux sujets sains, avant de se focaliser sur le cœur de

cette thèse : la rééducation posturale des patients cérébrolésés. Enfin, ces deux précédentes études permettent l'élaboration de la troisième et dernière thématique de recherche, s'intéressant à comparer différents protocoles de rééducation (*i.e.* classique, sur cheval mécanique et sur cheval mécanique associée à l'utilisation d'un biofeedback (en cours, mais pas traité dans ce document)) en analysant la coordination posturale de patients cérébrolésés (Etude 3).

Partie II. Cadre expérimental

Dans cette deuxième partie, trois chapitres sont exposés (chapitres 5, 6 et 7). Chacun d'entre eux est dédié à une étude expérimentale particulière :

- Le chapitre 5 correspond à l'étude n°1
- Le chapitre 6 correspond à l'étude n°2
- Le chapitre 7 correspond à l'étude n°3

Les publications scientifiques et les communications réalisées pour chaque expérimentation sont présentées au sein de chaque chapitre.

Chapitre 5. Analyse des coordinations posturales et du coût énergétique des sujets sains

Cette étude n°1 a donné lieu à :

- Une publication scientifique

Baillet, H., Thouvarecq, R., Vérin, E., Tourny, C., Benguigui, N., Komar, J., & Leroy, D. (2017). Human Energy Expenditure and Postural Coordination on the Mechanical Horse. *Journal of Motor Behavior*, 49(4), 441–457. https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1241743

- Un publication dans un ouvrage de vulgarisation

Baillet, H., Leroy, D., Vérin, E., Tourny, C., Thouvarecq, R. (2015). Dépense énergétique et coordinations posturales de l'Homme sur le cheval mécanique. *Journal Equ'idée.*

- Trois communications lors de congrès

Baillet, H., Thouvarecq, R., Vérin, E., Tourny, C., Benguigui, N., Komar, J., Leroy, D. (2016). L'utilisation du cheval mécanique au service de la rééducation posturale : une étude préliminaire chez des sujets sains. *Congrès de l'Association Francophone en Activité Physique Adaptée*. 12-15 mai. Amiens, France.

Baillet, H., Thouvarecq, R., Vérin, E., Tourny, C., Benguigui, N., Komar, J., Leroy, D. (2015). Dépense énergétique et coordinations posturales de l'Homme sur un cheval mécanique. *16e Congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*. 26-28 octobre. Nantes, France.

Baillet, H., Leroy, D., Vérin, E., Tourny, C., Thouvarecq, R. (2015). Dépense énergétique et coordinations posturales de l'Homme sur le cheval mécanique. *41e Journée de la Recherche Equine*. 12 mars. Paris, France.

Ce premier chapitre expérimental de ce document est consacré à la présentation de l'étude n°1. Pour cette première étude, nous nous sommes focalisés sur les caractéristiques posturales et énergétiques de sujets non porteurs de handicap, évoluant sur le cheval mécanique.

I. Etude 1

1. Introduction

Chaque discipline équestre (*e.g.* le dressage, l'endurance, le saut d'obstacle) demande aux cavaliers des capacités physiques spécifiques, comme la capacité aérobie, la vitesse, la force, la puissance, la coordination neuro-motrice et la posture. Mais la littérature indique également que les capacités physiques des individus sont elles-mêmes influencées par l'intensité de l'activité (Westerterp, 2008). C'est pourquoi, selon les disciplines, les allures du cheval déterminent également la dépense énergétique et les coordinations posturales des cavaliers (Ancelet, 2006 ; Devienne & Guezennec, 2000 ; Lagarde et al., 2005). En effet, le métabolisme énergétique du cavalier peut varier selon l'allure de l'animal, qui induit un effort de type aérobie ou anaérobie chez le cavalier. Devienne & Guezennec (2000) ont d'ailleurs montré que l'équitation était majoritairement une activité à dominance aérobie. Cependant, ce n'est pas spécifique à l'équitation puisque dans plusieurs activités sportives, le niveau d'expertise influence la dépense énergétique : les experts dépensant moins d'énergie que les non-experts lors d'une même activité. Cela a notamment été révélé en course à pied (Hausswirth, Brisswalter, Vallier, Smith, & Lepers, 2000), en cyclisme (Argentin, Hausswirth, Hug, Bieuzen, & Brisswalter, 2006), et en plongée (Delapille, Verin, Tourny-Chollet, & Pasquis, 2001).

Dans l'activité équestre, Devienne & Guezennec (2000) ont montré que la capacité aérobie augmentait avec le niveau d'expertise des sujets (Trowbridge, Cotterill, & Crofts, 1995 ; Westerling, 1983). De même, la coordination posturale est elle aussi influencée par ce niveau d'expertise. En ce sens, plusieurs auteurs ont analysé l'influence de l'expertise dans les activités comme la gymnastique (Delignieres et al., 1998 ; Marin, Bardy, & Bootsma, 1998), le simulateur de ski (Nourrit et al., 2003), le papillon en natation (Seifert, Delignieres, Boulesteix, & Chollet, 2007) ou bien encore le jonglage (Leroy, Thouvarecq, & Gautier,

2008), et précisent que l'expertise est caractérisée par une posture adaptée avec des patrons de coordination spécifiques. Cette posture dite spécifique est, d'une part dépendante de la nature de l'activité mais est également caractérisée par l'efficience, ainsi que par l'exploitation maximale et l'adaptation aux contraintes du système (Bernstein, 1967 ; Sparrow, 1983). Par exemple en gymnastique, et plus précisément lors d'un balancer aux barres parallèles, le mode de coordination expert tend à exploiter entièrement la gravité pendant la phase descendante du balancer et à diminuer le travail résistant du poids du corps pendant la phase ascendante, en rapprochant le centre de gravité de l'axe de rotation, donc autour des mains (Delignières et al., 1998).

De plus, le comportement de l'expert est également décrit comme une adaptation du comportement initial caractérisée d'une part par la flexibilité du sujet en fonction du but de la tâche et, d'autre part, par une organisation posturale temporellement plus reproductible grâce aux ajustements posturaux anticipatoires. Megrot & Bardy (2005) ont eux aussi montré que le comportement de l'expert est plus prédictible et plus contrôlé dans l'espace des phases. Toutes ces études permettent ainsi d'observer que les experts ont un meilleur contrôle de leur mouvement, autrement dit, les experts ont une coordination plus efficiente que les non-experts (Sparrow, 1983). L'objectif pour eux est donc de réussir une tâche spécifique avec un effort minimum grâce à une réduction de la dépense énergétique et/ou à une adaptation des coordinations (Mark et al., 1997).

L'efficience (*i.e.* adaptation optimale entre dépense énergétique et coordination posturale) dépend alors du niveau d'expertise et de la capacité des individus à s'adapter aux contraintes de la tâche (Newell, 1986 ; Sparrow, 1983). Etant donné que nous ne mesurons pas directement l'efficience énergétique et mécanique de nos participants dans cette étude, nous utilisons le terme *d'efficacité* pour ainsi caractériser le lien entre la dépense énergétique et la coordination posturale : les sujets étaient ainsi identifiés comme efficaces lorsqu'ils étaient capables de résister à la désorganisation posturale et aux changements énergétiques induits par le cheval mécanique (*i.e.* fréquence d'oscillation).

Dans le domaine de l'équitation, Lagarde et al. (2005) ont analysé la coordination posturale d'un cavalier expert en la comparant à celle d'un cavalier novice. Ces auteurs ont montré que l'expert adaptait sa posture en fonction des mouvements du cheval (*i.e.* synchronisation du couple cavalier/cheval), alors que la vitesse et le mouvement vertical de l'équidé perturbaient

le novice. Naturellement, il a été confirmé que l'entrainement et la pratique de l'activité améliorent les coordinations dynamiques et l'habileté des cavaliers, leur permettant d'adapter leurs patrons de coordination pour suivre les allures du cheval (Byström et al., 2015 ; Lagarde et al., 2005 ; Terada, Clayton, & Kato, 2006). Olivier (2012) a étudié le comportement des cavaliers sur un cheval réel et a observé que les experts utilisaient principalement les informations proprioceptives et non-visuelles pour se positionner dans l'espace. La tête des cavaliers experts (ici, des cavaliers professionnels) était plus stable, contrairement à la tête des cavaliers de club (Olivier, 2012). Ces études indiquent que les cavaliers experts sont capables de développer des modes de coordination posturales spécifiques à l'activité afin d'optimiser au mieux leur posture (Megrot & Bardy, 2005).

Pour améliorer la posture des cavaliers et, par conséquent, leur performance, un nouvel outil a été créé dans les années 90 : le simulateur équestre (cf. chapitre 4 de la partie I du manuscrit). Aujourd'hui, une adaptation de cet outil, le cheval mécanique de Klavins, est utilisé dans le domaine médical et plus spécifiquement dans le domaine de la rééducation afin d'améliorer les capacités motrices, le tonus musculaire, la coordination posturale et la dépense énergétique de sujets pathologiques. De plus, nous avons pu voir dans le chapitre 3 de ce document que l'équitation présente un réel intérêt rééducatif, aussi bien psychologique, social, mais également postural, chez des sujets atteints de handicap : l'équithérapie (Choi, 2013 ; Homnick, Henning, Swain, & Homnick, 2013 ; Long, 2014 ; Winchester, Kendall, Peters, Sears, & Winkley, 2002). Par ailleurs, une étude a comparé les effets bénéfiques induits lors d'un protocole d'équithérapie par rapport à ceux induits lors d'un protocole sur un simulateur équestre, indiquant ainsi des effets similaires entre les deux (Temcharoensuk et al., 2015). L'utilisation d'un cheval mécanique peut ainsi être considérée comme une nouvelle forme de rééducation, pouvant être proposée à différentes populations de patients.

Cependant, pour permettre une première approche de cet outil et avant de développer entièrement le potentiel du cheval mécanique dans l'élaboration de protocoles de rééducation adaptés chez des sujets atteints de handicap, les besoins énergétiques et les facteurs de coordination posturale doivent être caractérisés.

Cette étude est la première étape d'un projet de recherche plus large impliquant une population pathologique, correspondant à l'étude n°3 de ce manuscrit. Le premier objectif de ce travail est d'analyser la dépense énergétique et la coordination posturale de sujets sains

(cavaliers et non-cavaliers) pendant un protocole d'exercice sur le cheval mécanique. Le second objectif concerne l'investigation de l'influence du niveau d'expertise sur ces facteurs.

Par conséquent, lors de cette expérimentation nous avons souhaité tester trois hypothèses. Premièrement, nous supposons que les cavaliers experts dépensent moins d'énergie que les non-experts, lors d'un protocole sur le cheval mécanique. Deuxièmement, nous présumons que les experts ont une posture plus adaptée en comparaison des sujets novices. Une posture plus adaptée équivaut à un maintien de la synchronisation cavalier/cheval induisant une faible variabilité de la coordination, en fonction de la fréquence d'oscillation du cheval, pendant l'ensemble du protocole. Enfin, notre troisième et dernière hypothèse envisage que les cavaliers experts soient plus efficaces (*i.e.* capacités à résister à la désorganisation posturale et aux changements énergétiques induis par le cheval mécanique) que les non-experts.

2. Matériel et méthodes

2.1. Population

Pour cette première étude, 22 participants ont été recrutés, tous de sexe féminin et volontaires pour participer à l'expérimentation. Elles étaient âgées de (moyenne±écart-types) 24,3±4,6 ans, pesaient 59,7±7,3 kg et mesuraient 167,7±4,8 cm. Les participantes étaient ainsi recrutées selon leur sexe (femme), leur âge (18 ans et plus) et leur statut (étudiante).

Deux groupes étaient alors constitués selon le niveau équestre des sujets ; la moitié d'entre elles était des cavalières avec au moins 5 ans d'expérience et l'autre moitié n'avait aucune expérience équestre. Le niveau d'expertise des participantes permettait de différencier deux groupes distincts, le groupe *cavaliers* (n=11) et le groupe *non-cavaliers* (n=11).

Il est important de spécifier que les non-expertes de l'activité étaient toutes des étudiantes de l'UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) et pratiquaient plusieurs sports (*e.g.* athlétisme, football, karaté…) pendant une durée moyenne de 3,7±3,9 heures par semaine. Cette spécification est nécessaire car nous souhaitions comparer les effets de l'expertise et non comparer l'activité physique par rapport à la sédentarité. Aucune participante ne présentait de déficiences physiques ni de troubles de

l'équilibre et toutes étaient non-fumeuses et non-gymnastes. Un consentement libre et éclairé était signé par chacune d'entre-elle avant le début de l'étude.

2.2. Dispositifs

Pour valider nos hypothèses précitées, nous avons utilisé deux systèmes expérimentaux, nous permettant d'analyser, d'une part le coût énergétique —le système K_4b^2 (COSMED, Rome, Italie)— et d'autre part les coordinations posturales —le système Optitrack (Natural Point, Corvallis, OR, USA)— des sujets évoluant sur le cheval mécanique (défini dans le chapitre 4, partie I, section 2). Ces variables, le coût énergétique et la coordination posturale, sont donc considérées comme les variables dépendantes de cette étude. En revanche, la fréquence d'oscillation du cheval et le niveau d'expertise des participantes sont quant à eux considérés comme les variables indépendantes.

2.2.1. Mesure des échanges gazeux respiratoires

Les échanges gazeux respiratoires étaient analysés avec le système K_4b^2 (Figure 36). C'est un système portatif qui permet l'enregistrement des échanges gazeux respiratoires en mode cycle à cycle réel (*i.e.* obtention d'une valeur à chaque inspiration/expiration) grâce à un masque, positionné sur le visage des sujets, et un cardiofréquencemètre (Polar Electro, Tempere, Finlande), permettant d'enregistrer leur fréquence cardiaque.

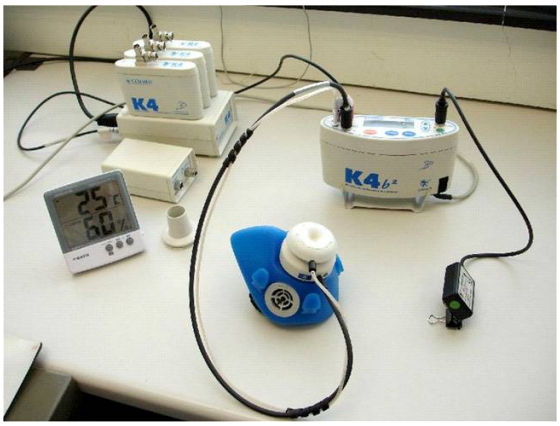


Figure 36. Le système K_4b^2

Les données captées par le système K_4b^2 étaient enregistrées pendant le test afin de comparer la dépense énergétique des sujets du groupe cavalier aux sujets du groupe non-cavalier. Pour cela, nous avons relevé la Fréquence Cardiaque (FC), exprimée en battements par minute (bpm), ainsi que la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$), exprimés en millilitres par minutes ($ml.min^{-1}$). Il était alors possible de calculer le Quotient Respiratoire (QR) des sujets en divisant la production de dioxyde de carbone par la consommation d'oxygène. Ce QR permet d'exprimer la capacité énergétique des sujets, pouvant être à dominante aérobie ou à dominante anaérobie. Lorsque le QR est supérieur à 1, le sujet se trouve majoritairement en anaérobie alors qu'un QR inférieur à 1 signifie que le sujet est à dominante aérobie pendant l'exercice.

Pour cette expérimentation, nous avons considéré la consommation d'oxygène, la fréquence cardiaque et le quotient respiratoire comme des indicateurs de la dépense énergétique (Haugen, Chan, & Li, 2007) pour chaque participante.

2.2.2. Mesure de la coordination posturale

Les coordinations posturales étaient enregistrées avec le système Optitrack, composé de 10 caméras, à une fréquence de 100Hz (Figure 37).

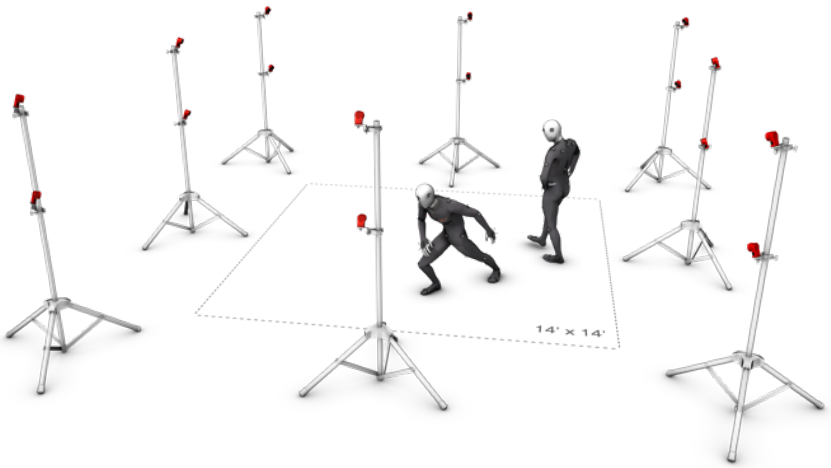


Figure 37. Le système OptiTrack (© www.optitrack.com)

Cet outil est un système optocinétique basé sur la reconnaissance de marqueurs par réflexion infrarouge. Dans cette présente étude, huit marqueurs (Figure 38) étaient positionnés sur les

points anatomiques des sujets, de la manière suivante : *'tête', 'C2'* (2ème vertèbre cervicale), *'acromion droit', 'T8'* (8ème vertèbre thoracique), *'S1'* (1ère vertèbre sacrée), *'coude droit', 'poignet droit'* ; et un dernier marqueur était positionné sur le *cheval mécanique* (derrière la selle). Ces marqueurs nous ont ainsi permis de caractériser la coordination posturale des participantes sur le cheval en mouvement. Des angles étaient déterminés grâce aux points de coordonnées de ces marqueurs permettant, ensuite, de réaliser le calcul de la phase relative discrète (ϕ_{rel}) entre les participantes et le cheval mécanique. Le premier angle était un angle articulaire et était calculé entre trois points : les points de coordonnées des marqueurs *'acromion droit'*, *'coude droit'* et *'poignet droit'*, permettant de caractériser l'*angle du coude*. Les deux autres angles étaient des angles segmentaires, ils étaient donc calculés entre deux points et l'axe vertical. L'*angle de la tête* était calculé grâce aux points de coordonnées des marqueurs *'tête'* et *'C2'*, exprimé par rapport à l'axe vertical. Enfin, l'*angle du tronc* était quant à lui calculé grâce aux points de coordonnées des marqueurs *'T8'* et *'S1'*, exprimé par rapport à l'axe vertical. De la même manière, le marqueur positionné sur le cheval (derrière la selle) était mis en relation avec l'axe vertical et caractérisait l'*angle du cheval*.

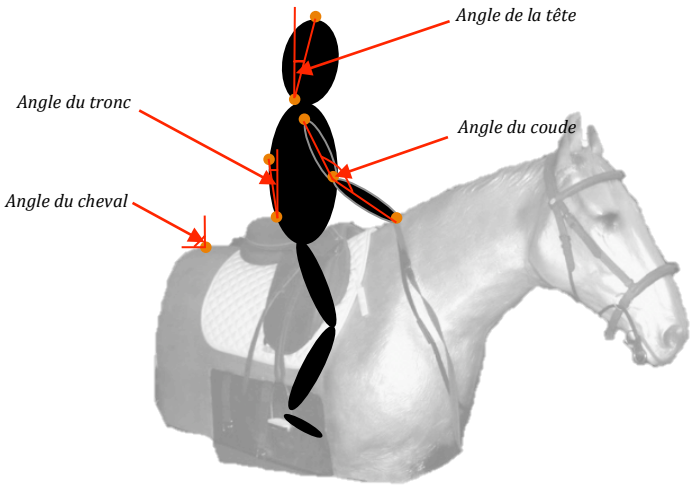
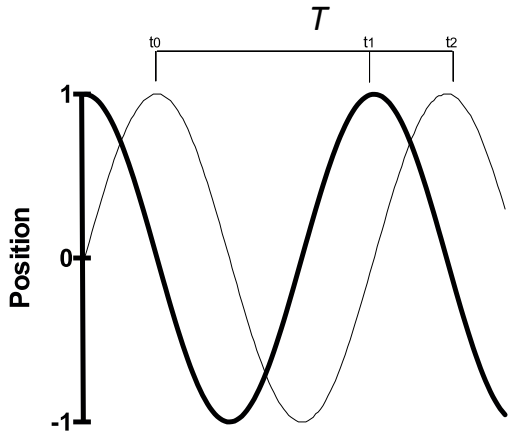


Figure 38. Représentation schématique du positionnement des marqueurs sur le sujet

Grâce aux mouvements oscillatoires du cheval mécanique, nous avons pu enregistrer les valeurs des différents angles dans le temps. Ces derniers suivaient et représentaient une sinusoïde, que nous avons appelé *oscillateurs* : l'*oscillateur coude*, l'*oscillateur tête*, l'*oscillateur tronc* et l'*oscillateur cheval*. Les positions angulaires de chaque oscillateur

étaient comparées à celles de l'oscillateur cheval, ce qui nous permettait de calculer la ϕ_{rel} entre le coude et le cheval, la tête et le cheval et entre le tronc et le cheval.

La ϕ_{rel} est caractérisée comme la différence temporelle entre deux occurrences similaires de deux oscillateurs. Cette différence est alors reportée sur la période du cycle d'un des deux oscillateurs, pris en tant que référence (Zanone & Kelso, 1992) (Figure 39). Dans notre étude, cette référence était l'oscillateur cheval et trois phases relatives étaient ainsi calculées : $\phi_{Tête\text{-}Cheval}$; $\phi_{Coude\text{-}Cheval}$; $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$.



$$Ørel = \frac{t1\text{-}t2}{T} X\ 360$$

Figure 39. Calcul de la phase relative discrète (d'après Zanone & Kelso, 1992). t1 : pic de revirement d'un oscillateur ; t2 : pic de revirement du cheval mécanique ; T : période d'oscillation du cheval mécanique

Les phases relatives, ainsi que leur variabilité (*i.e.* écart-type des phases relatives) des 22 participantes étaient calculées et analysées grâce à l'utilisation du logiciel Matlab (Matlab 2014a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). À chaque fréquence d'oscillation du cheval mécanique (*i.e.* à V0, V1, V2 et V3, voir section 2.3. Procédure) et pour chaque participante, nous avons déterminé trois périodes de 39 oscillations. Les 39 premières oscillations de l'essai n'étaient pas prises en considération. Les 39 suivantes caractérisaient la première période : P1. Ensuite, les 19 valeurs précédant et succédant la valeur centrale de l'essai caractérisaient la seconde période : P2. Enfin, de la même façon que les 39 premières, les 39 dernières oscillations n'étaient pas considérées. La troisième période était donc caractérisée par les 39 valeurs précédentes : P3. Grâce à ces trois périodes, les phases relatives pouvaient être calculées, en degrés. La coordination *en phase* entre la participante et le cheval était caractérisée par les valeurs proches de 0° (± 20°) ou 360° (± 20°), alors que les valeurs autour

de 180° (± 20°) caractérisaient l'*antiphase*. Les autres valeurs représentaient une coordination en *décalage de phase*.

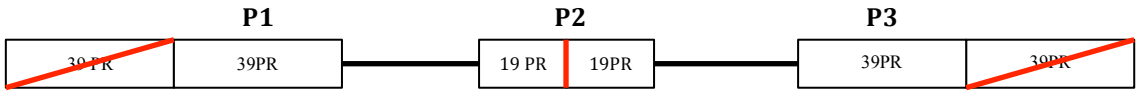


Figure 40. Représentation schématisée des périodes P1, P2 et P3.

2.3. Procédure

Les données posturales et physiologiques étaient enregistrées pendant un protocole de 45 minutes sur le cheval mécanique avec des fréquences d'oscillation qui augmentaient. Après une période de repos de 5 minutes (*i.e.* les participantes étaient assises sur une chaise), les sujets montaient sur le cheval et effectuaient 3 minutes d'échauffement à une fréquence d'oscillation faible (V0, 57,7 osc.min^{-1}). La procédure continuait de la même manière avec 3 paliers de 6 minutes : à 88,2 osc.min^{-1} (V1), à 103,4 osc.min^{-1} (V2), puis à 150 osc.min^{-1} (V3). Les conditions de l'étude étaient similaires pour toutes les participantes. Pour chacune d'entre elles, la consigne était de suivre les mouvements du cheval lors des différentes fréquences d'oscillation. Dans un précédent travail, Dietrich, Breniere, & Do (1994) ont étudié les différentes vitesses de marche chez des sujets sains et ont montré que des patrons de mouvements spécifiques (*e.g.* mouvements anticipatoires) concernant différents segments du corps (*« stereotipic movement patterns of body segment (trunk, shoulders, arms and pelvis) »,* p.205) étaient observés, facilitant la marche et minimisant les forces et la dépense énergétique. En ce sens, dans cette première étude, nous attendions que les sujets experts adaptent leur posture et résistent à la désorganisation posturale et au changement énergétique dus à l'augmentation de la fréquence d'oscillation.

2.4. Statistiques

Toutes les analyses statistiques suivantes ont été réalisées avec le logiciel SPSS (SPSS Statistics 21, SPSS Inc., IBM, Chicago, IL, USA). Dans un premier temps les analyses concernant les échanges gazeux respiratoires, et dans un second temps, celles concernant les coordinations posturales puis les corrélations sont présentées ci-dessous.

2.4.1. Les échanges respiratoires

Les analyses statistiques étaient conduites grâce à une ANOVA deux voies, 2(Expertise $_{(cavaliers/non\text{-}cavaliers)}$) x 5(fréquences $_{(repos/V0/V1/V2/V3)}$) à mesures répétées (sur le facteur fréquence), sur quatre variables dépendantes : $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, QR et FC. La méthode de Bonferroni était utilisée comme test *post-hoc* afin d'évaluer les différences significatives entre les moyennes des facteurs (expertise et fréquence) et leurs interactions.

2.4.2. Les coordinations posturales

Les phases relatives $\phi_{Tête\text{-}Cheval}$; $\phi_{Coude\text{-}Cheval}$; $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$ étaient des données circulaires (0° - 360°) exprimées en degrés, avec 0° et 360° représentant la même orientation et le même angle polaire. D'un point de vue méthodologique, Batschelet (1978) préconise pour ce type de données l'utilisation des statistiques circulaires. Cependant, ces statistiques ne permettent pas de calculer les interactions entre les facteurs. Afin de réaliser des statistiques linéaires, l'étendue des valeurs des phases relatives a donc été diminuée de 0° à 180°. En effet, lorsque l'étendue de la distribution des valeurs est inférieure à 180°, la différence entre les méthodes circulaires et linéaires est négligeable (Faugloire et al., 2006a ; Pellegrini, Andrade, & Teixeira, 2004). Nous avons réalisé cette réduction de l'étendue des données en prenant exemple sur l'étude de Hodges & Franks (2002) : toutes les valeurs des phases relatives supérieures à 180° sont soustraites à 360°. À partir de ce calcul, la valeur 0° est toujours caractéristique d'une coordination *en phase*, 180° d'une coordination *en antiphase* et les autres valeurs caractérisent le *décalage de phase* (Kelso, 1995).

À partir de ces données, l'analyse statistique a pu être réalisée grâce à une ANOVA trois voies, 2(Expertise $_{(cavaliers/non\text{-}cavaliers)}$) x 4(Fréquences $_{(V0/V1/V2/V3)}$) x 3(Périodes $_{(P1/P2/P3)}$) à mesures répétées (sur la fréquence et les périodes) sur la moyenne des phases relatives $\phi_{Tête\text{-}Cheval}$; $\phi_{Coude\text{-}Cheval}$; $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$ et sur leur écart-type (variabilité). Pour tester les différences significatives entre les moyennes (et entre les écarts-types) des facteurs (expertise, fréquence et période) et leurs interactions, la méthode de Bonferroni a été utilisée pour permettre la réalisation de toutes les comparaisons *post-hoc*.

Pour toutes ces analyses, le seuil de significativité est établi à p=0,05. Lorsque le test de Mauchly était significatif, la correction de Greenhouse-Geisser était appliquée.

2.4.3. Les corrélations

Les corrélations entre les données physiologiques et posturales étaient évaluées pour analyser les liens existants entre elles. Nos résultats ont permis de montrer que la variable $\dot{V}O_2$ résumait au mieux les échanges gazeux respiratoires, tout comme les variables tête/cheval et tronc/cheval concernant la coordination. De ce fait, nous avons décidé de tester les corrélations de la principale variable physiologique, $\dot{V}O_2$, avec deux variables posturales (moyenne des phases relatives), $\phi_{Tete\text{-}Cheval}$ et $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$.

Normalisation des données

Afin de corréler la $\dot{V}O_2$ et les variables posturales, les données étaient normalisées en fonction du temps. En effet, étant donné que chaque enregistrement était échantillonné à des fréquences différentes, les variables énergétiques et posturales ne disposaient pas de la même temporalité. C'est pourquoi, il était nécessaire de normaliser les trois fréquences d'oscillation principales du cheval, V1, V2 et V3. Dans un premier temps, l'objectif était de normaliser $\dot{V}O_2$. Pour cela, chaque fréquence, d'une durée de 6 minutes, nous permettait d'enregistrer une valeur toutes les 2 secondes, correspondant ainsi à un total de 180 valeurs pour chaque fréquence. Dans un second temps, l'objectif était de normaliser les données posturales. Les fréquences V1 (88 osc.min^{-1}), V2 (104 osc.min^{-1}) et V3 (150 osc.min^{-1}) étaient respectivement composées de 528, 624 et 900 phases relatives. Chaque période (P1, P2 et P3) étaient quant à elles composées de 39 phases relatives chacune.

À partir de ces données, les deux variables étaient normalisées selon un cadre temporel identique. Pour cela, le nombre de valeurs nécessaires était calculé afin de pouvoir corréler ces variables : à V1, 528/180, soit une valeur toutes les 3 valeurs ; à V2, 624/180, soit une valeur toutes les 3,5 valeurs ; à V3, 900/180, soit une valeur toutes les 5 valeurs. Grâce à ces calculs, 13 valeurs étaient enregistrées à chaque période de V1, 11 valeurs à chaque période de V2 et 8 valeurs à chaque période de V3.

Nous avons ainsi calculé les coefficients de corrélations de Pearson pour les 3 fréquences d'oscillation : à V1, à V2 et à V3. Le test *t* de Student était ensuite utilisé pour comparer les corrélations entre le groupe cavalier et le groupe non-cavalier. Puis, nous avons réalisé des cross-corrélations (voir ci-dessous), utilisant des décalages temporaux entre les variables.

Pour toutes ces corrélations, le test t de Student était réalisé avec un seuil de significativité établi à p=0,05.

2.4.4. Les cross-corrélations

Enfin, nous avons voulu réaliser des corrélations croisées entre ces variables : $\dot{V}O_2$/tronc, et $\dot{V}O_2$/tête afin de déterminer si les valeurs des variables co-évoluent avec un décalage dans le temps, ce qui n'est pas détecté par des corrélations simples.

Analyse discriminante

Une analyse discriminante était pratiquée sur les variables physiologiques : $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, FC, et les variables posturales : $\phi_{Tete\text{-}Cheval}$, $\phi_{Coude\text{-}Cheval}$ et $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$, de 20 sujets (certaines données étaient non disponibles pour deux d'entre eux) afin de déterminer si les deux groupes différaient (*i.e.* différent patterns selon le niveau d'expertise), selon ces variables.

3. Résultats

3.1. Les échanges gazeux respiratoires

3.1.1. Consommation d'oxygène $\dot{V}O_2$

Pour la variable $\dot{V}O_2$, aucun effet significatif du niveau d'expertise (p>0,05) n'a été montré entre les deux groupes. En revanche, nous avons observé un effet significatif de la fréquence pour cette variable, F(2, 40,4)=114,57. Par la suite, le test *post-hoc* de Bonferroni était appliqué à cette variable révélant des différences significatives entre les fréquences. En effet, la consommation d'O_2 à la condition repos était différente de celle à toutes les autres

conditions (p<0,05) ; celle à la condition V0 était différente de celle au repos, à V2, et à V3 (p<0,05), mais pas à V1 (p>0,05) ; la consommation à la condition V1 était différente de la consommation au repos, à V2, et à V3 (p<0,05), mais pas à V0 (p>0,05) ; celle à la condition V2 était différente de celle au repos, à V0, à V1, et à V3 (p<0,05) ; et la $\dot{V}O_2$ à la condition V3 était différente de celle au repos, à V0, à V1, et à V2 (p<0,05) (Figure 41).

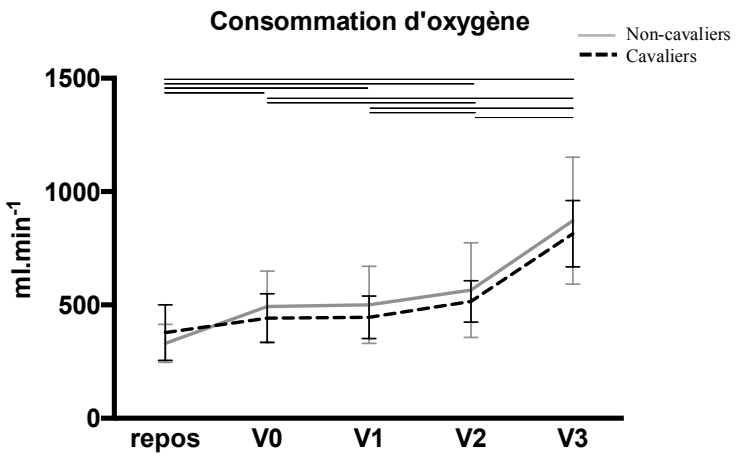


Figure 41. Valeurs moyennes (± écart-types) de $\dot{V}O_2$ pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences d'oscillation.

Nous avons également pu observer que la consommation d'oxygène des sujets cavaliers augmentait en fonction des fréquence d'oscillation du cheval (repos : 378,2±122,2 ml.min^{-1}, V0 : 441,3±108,7 ml.min^{-1}, V1 : 445,2±94,1 ml.min^{-1}, V2 : 515,5±91,5 ml.min^{-1}, et V3 : 814,7±147,1 ml.min^{-1}), tout comme celle des sujets non-cavaliers (repos : 331±84,3 ml.min^{-1}, V0 : 492,8±156,6 ml.min^{-1}, V1 : 501±169,8 ml.min^{-1}, V2 : 565,7±208,9 ml.min^{-1}, et V3 : 871,6±280,4 ml.min^{-1}) indiquant ainsi une similarité de la $\dot{V}O_2$ (Figure 41). De ce fait, aucune différence significative n'était observée entre les cavalières et les non-cavalières concernant cette variable.

3.1.2. Production de dioxyde de carbone $\dot{V}CO_2$

Tout comme la consommation d'oxygène, l'analyse de la production de dioxyde de carbone entre les deux groupes de participantes n'a montré aucun effet significatif de l'expertise

(p>0,05). Un seul effet de la fréquence d'oscillation du cheval mécanique a pu être relevé, F(2.4, 47,9)=128,44. Le test *post-hoc* a ainsi été appliqué afin d'observer les différences significatives existantes entre ces fréquences (p<0,05), indiquant les résultats suivants (identiques à la variable précédente ; Figure 42) : la production de dioxyde de carbone à la condition repos était différente de celle à toutes les autres (p<0,05) ; à la condition V0 elle était différente de celle au repos, à V2, et à V3 (p<0,05), mais pas à V1 (p>0,05) ; la production mesurée à la condition V1 était différente de celle au repos, à V2, et à V3 (p<0,05), mais pas à V0 (p>0,05) ; celle à la condition V2 était différente de celle au repos, à V0, à V1, et àV3 (p<0,05) ; et la $\dot{V}CO_2$ à la condition V3 était différente de celle au repos, à V0, à V1, et à V2 (p<0,05).

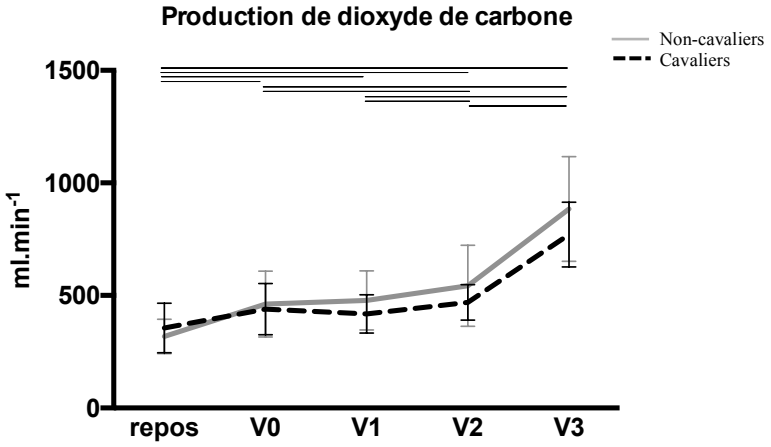


Figure 42. Valeurs moyennes (± écart-types) de $\dot{V}CO_2$ pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences d'oscillation.

Enfin, l'analyse des résultats de la $\dot{V}CO_2$ des sujets cavaliers a montré une augmentation de la production en fonction de la fréquence d'oscillation du cheval (repos : 355,3±110,2 ml.min^{-1}, V0 : 439,6±113,9 ml.min^{-1}, V1 : 417,5±86,1 ml.min^{-1}, V2 : 469,5±79,3 ml.min^{-1}, et V3 : 770,5±144,4 ml.min^{-1}), ce qui a également été observé chez les sujets non-cavaliers (repos : 317,8±76,6 ml.min^{-1}, V0 : 462,2±146,6 ml.min^{-1}, V1 : 478,4±131,1 ml.min^{-1}, V2 : 543,7±180,1 ml.min^{-1}, et V3 : 884,0±232,6 ml.min^{-1}). Ces résultats n'ont donc pas permis de différencier de manière significative le groupe de sujets experts de celui des non-experts de l'activité.

3.1.3. Fréquence Cardiaque FC

L'analyse de la fréquence cardiaque des individus n'a pas permis de différencier significativement les deux groupes. En effet, aucun effet significatif de l'expertise ($p>0,05$) n'a été observé. En revanche, comme précédemment, un effet significatif de la fréquence ($p<0,05$) a été montré, $F(2.6, 51,2)=63,8$. De plus, pour cette variable, le test *post-hoc* de Bonferroni a révélé des différences significatives de FC à toutes les fréquences d'oscillation (repos≠V0≠V1≠V2≠V3) du cheval mécanique ($p<0,05$) (Figure 43).

Nous avons ainsi pu voir que la FC des sujets cavaliers (repos : 89,3±11,5 bpm, V0 : 94,5±15,5 bpm, V1 : 98,7±14,4 bpm, V2 : 104,1±17,5 bpm, et V3 : 121,2±21,9 bpm) augmentait significativement avec la fréquence d'oscillation, similairement à la FC des sujets non-cavaliers (repos : 92,2±21,9 bpm, V0 : 104,9±22,3 bpm, V1 : 116,5±27,5 bpm, V2 : 123,1±26,5 bpm, et V3 : 138,2±26 bpm) (Figure 43). Toutefois, aucune différence significative n'était observée entre les cavalières et les non-cavalières.

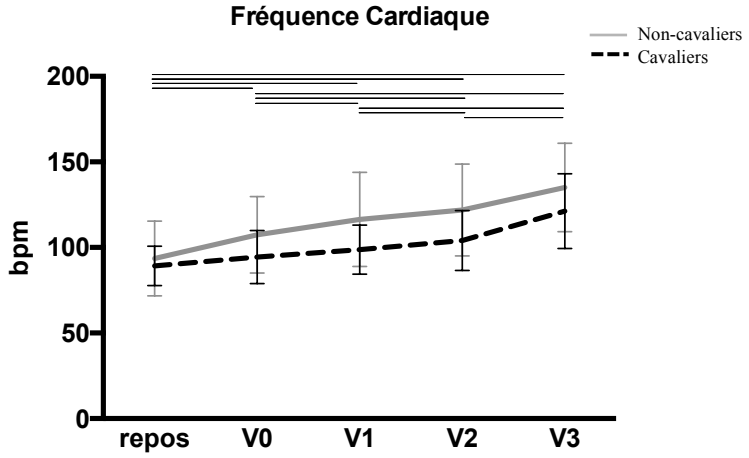


Figure 43. Valeurs moyennes (± écart-types) de FC pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences d'oscillation.

3.1.4. Quotient Respiratoire QR

Les résultats du QR de tous les participants de chaque groupe n'ont révélé aucun effet significatif de l'expertise ($p>0,05$), ni de la fréquence ($p>0,05$), lors de ce protocole sur le cheval mécanique (Figure 44).

L'analyse du QR chez les sujets cavaliers (repos : 0,95±0,07, V0 : 1,0±0,15, V1 : 0,94±0,10, V2 : 0,91±0,07, et V3 : 0,95±0,10), mais également chez les sujets non-cavaliers (repos : 0,97±0,11, V0 : 0,95±0,14, V1 : 0,98±0,14, V2 : 0,98±0,13, et V3 : 1,07±0,25) a montré une augmentation des valeurs moyennes en fonction de la fréquence d'oscillation du cheval, ne permettant pas de différencier significativement les deux groupes de participantes (Figure 44).

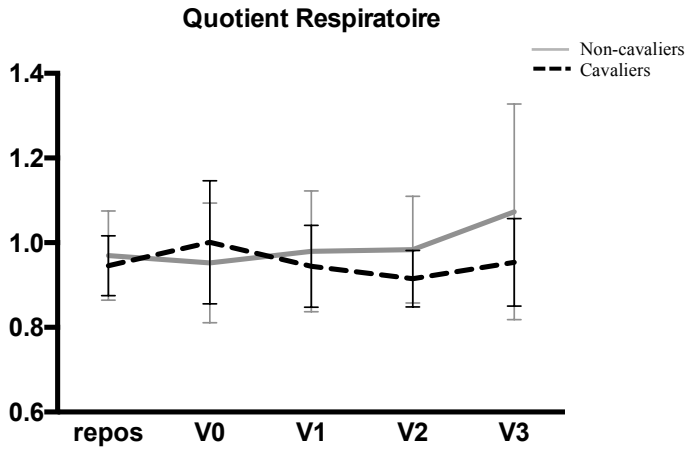


Figure 44. Valeurs moyennes (± écart-types) du QR pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise).

3.2. La coordination posturale

Les phases relatives

L'analyse statistique des phases relatives tronc/cheval a indiqué un effet significatif de la fréquence, $F(1,5, 29,1)=7,10$ ($p<0,05$), et de l'expertise, $F(1, 19)=10,37$ ($p<0,05$). Cependant, nous n'avons observé aucun effet de la période ($p>0,05$) et aucune interaction des effets entre les deux variables ($p>0,05$).

Le test de Bonferroni réalisé sur la fréquence d'oscillation a indiqué que la coordination tronc/cheval à V0 était différente de celle à V1 et à V2 ($p<0,05$), mais pas à V3 ($p>0,05$) ; celle à V1 était différente de celle à V0 et à V3 ($p<0,05$), mais pas à V2 ($p>0,05$) ; la coordination à V2 était différente de celle à V0 et à V3 ($p<0,05$), mais pas à V1 ($p>0,05$) ; et enfin celle à V3 était différente de celle à V1 et à V2 ($p<0,05$), mais pas à V0 ($p>0,05$).

Concernant le facteur expertise, ce test *post-hoc* a permis de montrer que les oscillations du tronc des sujets cavaliers étaient significativement différentes de celles des sujets non-cavaliers. En effet, les cavalières présentaient des oscillations de tronc *en antiphase* avec le cheval mécanique, quelle que soit la fréquence d'oscillation de ce dernier (V0 : 178,0±22,2° ; V1 : 178±22,9° ; V2 : 177,2±5,6° ; V3 : 169,7±11,8°) alors que le tronc des non-cavalières évoluait lui en *décalage de phase* à la fréquence maximale (V0 : 174,1±66,4° ; V1 : 174,9±29,2° ; V2 : 179,9±19,4° ; V3 : 134,6±33°) (Figure 45).

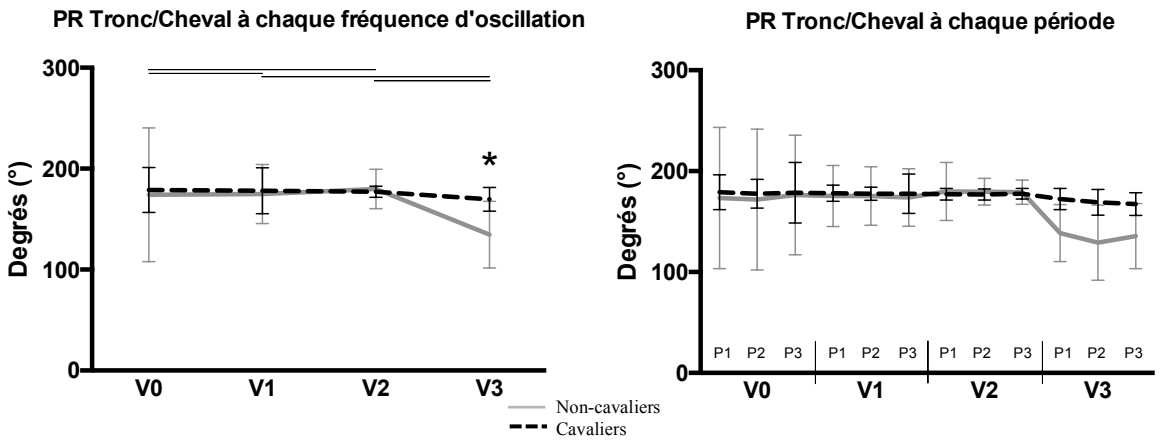


Figure 45. Moyennes et écart-types des phases relatives Tronc/Cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise), à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1, P2, P3 ; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences ou entre les périodes. L'étoile indique des différences significatives (p<0,05) entre les groupes.

A V3, le comportement en *décalage de phase* des sujets non-cavaliers correspondait en réalité à un changement de pattern de coordination entre le tronc et le cheval (*i.e.* l'émergence d'une nouvelle coordination) (Figure 46).

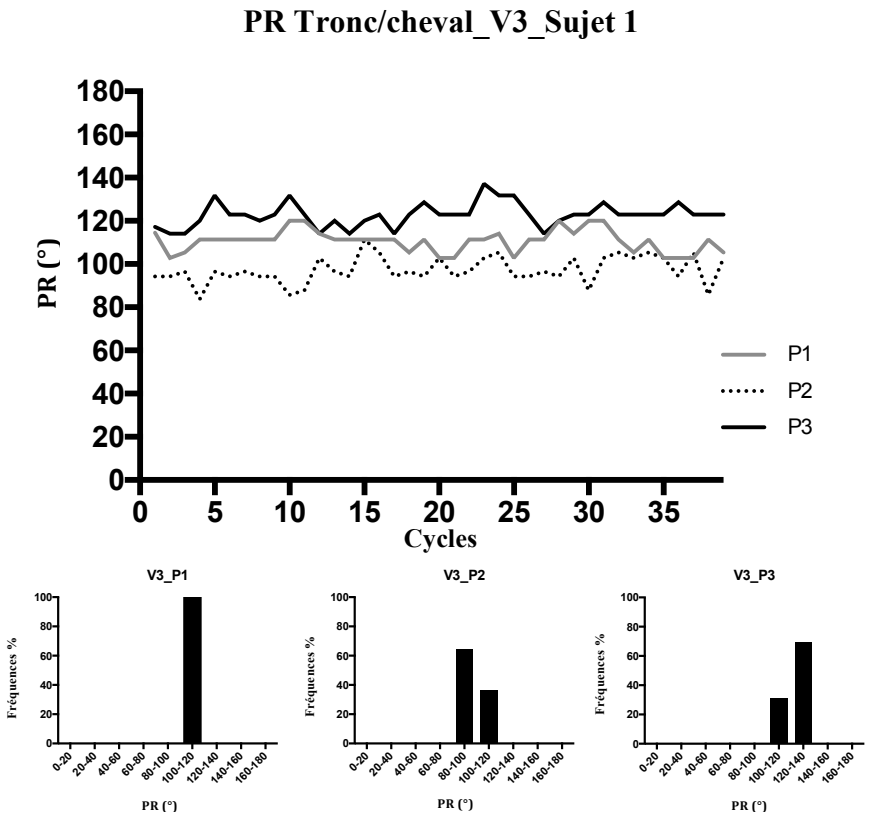


Figure 46. Phases relatives tronc/cheval à la fréquence maximale (à chaque période) représentant le groupe non-cavaliers. Exemple du sujet 1 (non-cavalier).

Les résultats de l'analyse de variance réalisée sur les phases relatives tête/cheval ont indiqué un effet significatif de la fréquence, $F(2,2, 43,8)=91,55$ ($p<0,05$), de la période, $F(2, 40)=3,32$ ($p<0,05$) et de l'expertise, $F(1, 20)=12,92$ ($p<0,05$). Cette analyse a également mis en avant un effet d'interaction fréquence x expertise, $F(2,2, 43,8)=4,74$ ($p<0,05$).

Les résultats du test de Bonferroni ont quant à eux permis de montrer que les oscillations de la tête par rapport à celles du cheval mécanique étaient significativement différentes à chaque fréquence d'oscillation et à la première période (P1) de chaque fréquence ($p<0,05$). De plus, les oscillations de la tête des sujets cavaliers étaient significativement différentes de celles des sujets non-cavaliers à V0, V1, et V2. En effet, la tête des cavalières oscillait en *décalage de phase* à V0 et se déplaçait rapidement vers la *phase* (V0 : 114,8±76,1° ; V1 : 46,9±58,7° ; V2 : 29,4±34,9° ; V3 : 0,3±29°), alors que celle des non-cavalières se déplaçait vers la phase, seulement à V3 (V0 : 163,3±50,6° ; V1 : 95,6±62,2° ; V2 : 61,7±44,4° ; V3 : 1,6±35,3°) (Figure 47).

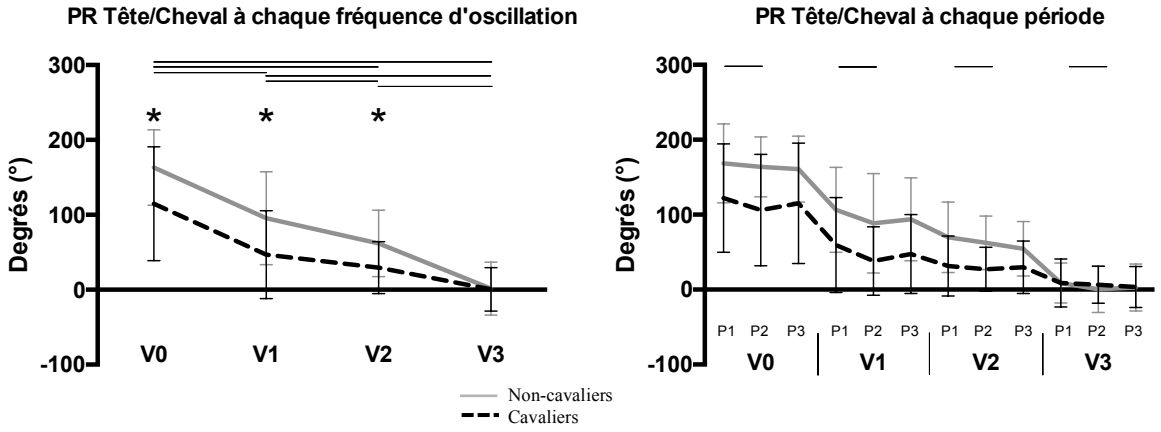


Figure 47. Moyennes et écart-types des phases relatives Tête/Cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise), à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1, P2, P3 ; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences ou entre les périodes. Les étoiles indiquent des différences significatives (p<0,05) entre les groupes.

Enfin, l'ANOVA appliquée aux phases relatives coude/cheval a montré un effet significatif de la fréquence, F(2,1, 42,9)=6,71 (p<0,05) et de l'expertise, F(1, 20)=4,95 (p<0,05). En revanche, aucun effet de la période (p>0,05), ni d'interaction entre les deux variables n'étaient observés (p>0,05).

Le test *post-hoc* a permis de montrer que les oscillations du coude étaient significativement différentes à V0 (p<0,05), V1 (p<0,05), et V3 (p<0,05). Pour les deux groupes, le coude oscillait *en phase* avec le cheval mécanique lorsque la fréquence était faible (V0 : 0,8±48,7° pour les sujets non-cavaliers ; 10,5±26,4° pour les sujets cavaliers). Cependant, le coude des non-cavalières tendait vers le *décalage de phase* lorsque la fréquence du cheval augmentait (V1 : 32,5±72,4° ; V2 : 56,8±90,9° ; V3 : 80±118,8°), alors que le coude des cavalières était maintenu *en phase* avec le cheval jusqu'à V3 (V1 : 6,5±21,2° ; V2 : 17,1±21,4° ; V3 : 40,9±47,2°) (Figure 48).

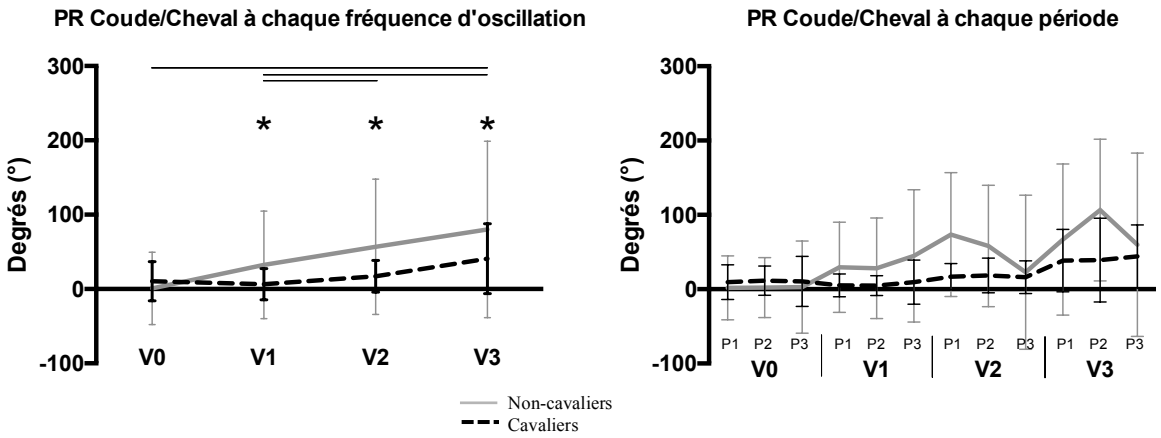


Figure 48. Moyennes et écart-types des phases relatives Coude/Cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et non-cavaliers (ligne grise), à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1, P2, P3 ; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les fréquences ou entre les périodes. Les étoiles indiquent des différences significatives (p<0,05) entre les groupes.

Le comportement en *décalage de phase* des sujets non-cavaliers à V3 correspondait à une perte de synchronisation entre le coude et le cheval (*i.e.* absence d'un pattern stable) (Figure 49).

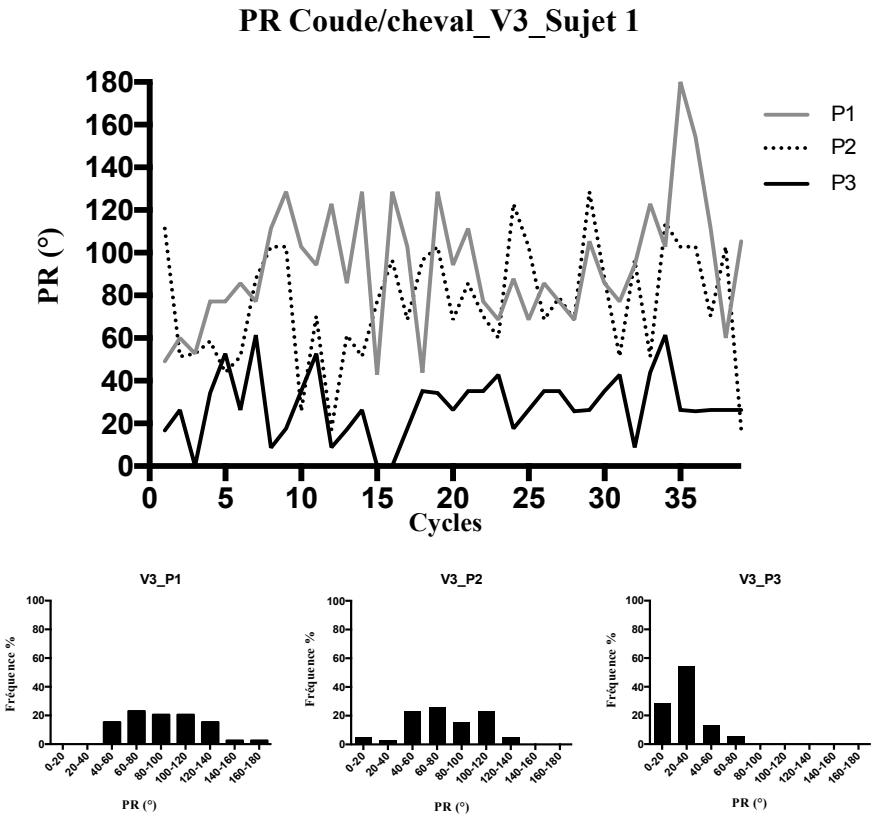


Figure 49. Phases relatives coude/cheval à la fréquence maximale (à chaque période) représentant le groupe non-cavaliers. Exemple du sujet 1 (non-cavalier).

La variabilité des phases relatives

Les résultats de l'analyse de variance n'ont indiqué aucun effet significatif de la période, ni de l'expertise, concernant la variabilité de la phase relative du tronc ($p>0,05$) et du coude ($p>0,05$). La stabilité du tronc et du coude n'était pas significativement différente entre les cavalières et les non-cavalières. En effet, aucune différence significative n'était observée entre les sujets cavaliers (V0 : 22,2° ; V1 : 22,9° ; V2 : 5,6° ; V3 : 33°) et non-cavaliers (V0 : 66,4° ; V1 : 29,2° ; V2 : 19,4° ; V3 : 33°) (Figure 50).

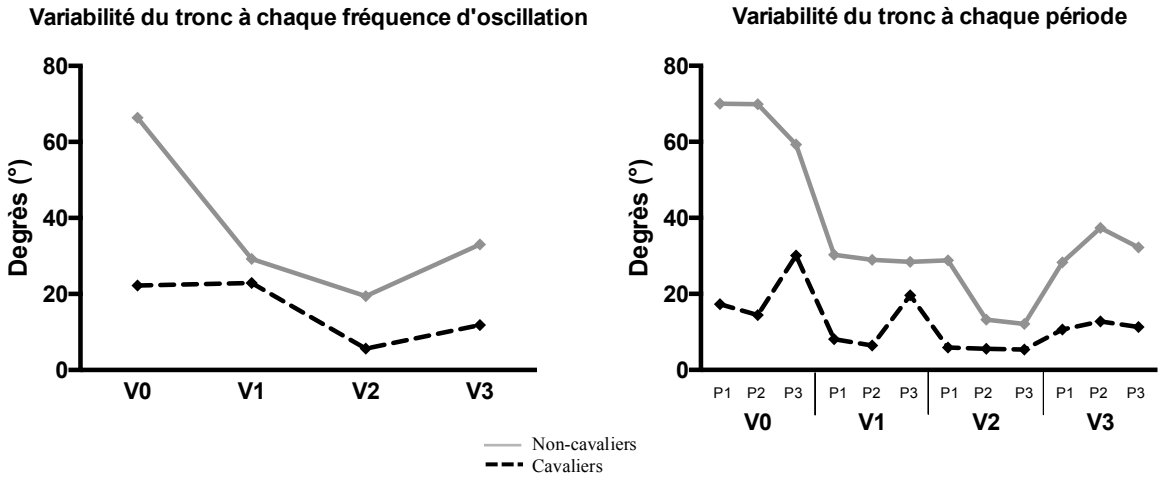


Figure 50. Variabilité de la coordination tronc/cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et le groupe non-cavaliers (ligne grise) à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1; P2; P3; figure droite).

Cependant, un effet significatif de la fréquence, $F(1,9, 37,8)=9,77$ ($p<0,05$) et un effet d'interaction fréquence x période, $F(3,5, 70)=3,3$ ($p<0,05$), étaient observés concernant la variabilité du coude.

Suite à l'application du test de Bonferroni, les résultats ont montré que la variabilité du coude à V3 était significativement différente de V0, V1, et V2 ($p<0,05$). La variabilité augmentait avec la fréquence d'oscillation du cheval (cavalières : V0 : 26,4° ; V1 : 21,2° ; V2 : 21,4° ; V3 : 47,2° ; non-cavalières : V0 : 48,7° ; V1 : 72,4° ; V2 : 90,9° ; V3 : 118,8°) et particulièrement à V3 (Figure 51).

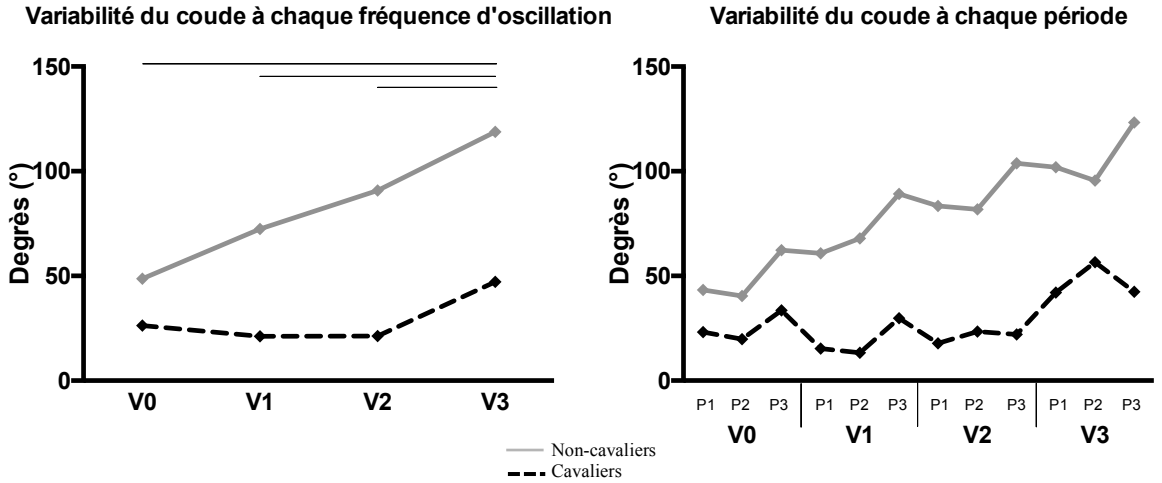


Figure 51. Variabilité de la coordination coude/cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et le groupe non-cavaliers (ligne grise) à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1; P2; P3; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0.05) en fonction des fréquences et des périodes.

Concernant la variabilité de la coordination de la tête, il a été observé un effet principal de la fréquence, F(1,5, 29,8)=14,83 (p<0,05), de la période, F(1,5, 30)=5,08 (p<0,05), et de l'expertise, F(1,20)=13,37 (p<0,05), ainsi qu'un effet d'interaction fréquence x expertise, F(1,5, 29,8)=3,64 (p<0,05).

Le test *post-hoc* a montré que la variabilité de la tête à V3 était significativement différente de celle à V0, V1, et V2 (p<0,05). De plus, la variabilité différait significativement selon la période pour chaque fréquence. En effet, la variabilité à P2 était différente de celle à P1 et P3 (p<0,05). Les résultats du test de Bonferroni ont ensuite permis de montrer que les oscillations de la tête des non-cavalières étaient significativement moins variables (p<0,05) lorsque la fréquence d'oscillation du cheval était faible (V0 : 50,4°) contrairement aux oscillations de tête des cavalières (V0 : 76,1°).

Contrairement aux coordinations précédentes, la variabilité de la tête diminuait quand la fréquence du cheval augmentait ; et ce, pour les deux groupes. Lorsque la variabilité de la tête des sujets non-cavaliers (V0 : 50,4° ; V1 : 62,2° ; V2 : 44,4° ; V3 : 35,3°) était comparée avec celle des sujets cavaliers (V0 : 76,1° ; V1 : 58,7° ; V2 : 34,9° ; V3 : 29°), les résultats

indiquaient que la tête des non-cavalières était moins stable que la tête des cavalières à V0 (Figure 52).

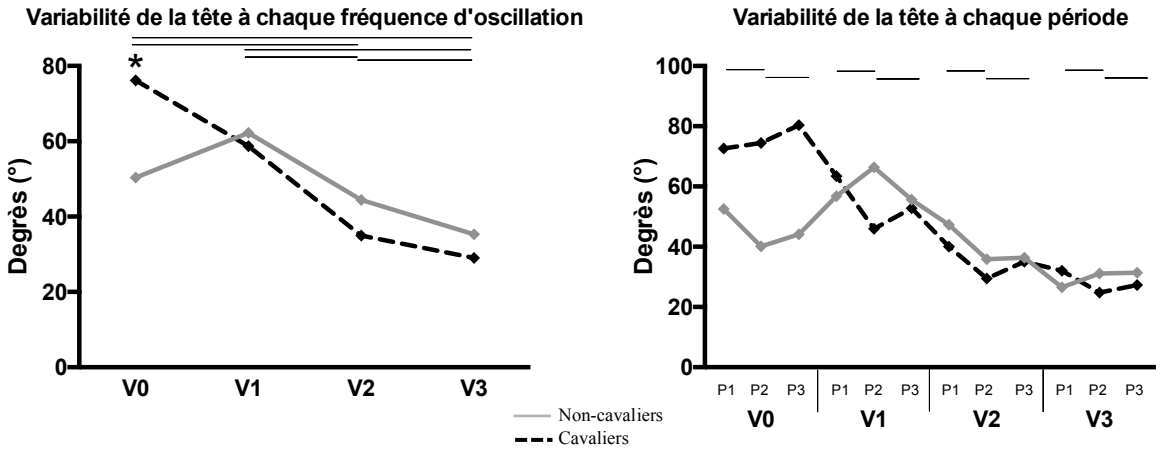


Figure 52. Variabilité de la coordination tête/cheval pour le groupe cavaliers (ligne pointillée noire) et le groupe non-cavaliers (ligne grise) à chaque fréquence d'oscillation (figure gauche) et à chaque période (P1; P2; P3; figure droite). Les lignes horizontales indiquent les différences significatives (p<0.05) entre les fréquences et les périodes. Les étoiles indiquent les différences significatives (p<0,05) entre les groupes.

Les corrélations

Consommation d'O_2 et phases relatives tronc/cheval

Pour les sujets cavaliers, le coefficient de corrélation de Pearson a montré une faible relation entre les données de consommation d'oxygène, $\dot{V}O_2$, et les phases relatives du tronc par rapport au cheval, pour toutes les fréquences d'oscillation du cheval mécanique (Annexe 1). A V1, une corrélation significative était observée pour seulement deux sujets (r=0,335 ; 0,542) avec, respectivement, 0,11 et 0,29 de variances expliquées (valeurs r^2). A V2, une corrélation significative était également relevée pour deux sujets (r=-0,742 ; -0,450) avec, respectivement, des valeurs de r^2 égales à 0,55 et 0,20. A V3, quatre sujets ont montré une corrélation significative (r=-0,754 ; -0,935 ; 0,440 ; -0,519) expliquant, respectivement, 0,57, 0,87, 0,19 et 0,27 de la variance. Toutefois, pour la moitié d'entre eux, la corrélation est positive indiquant une évolution des deux variables dans le même sens (plus l'une augmente, plus l'autre augmente également) alors que pour l'autre moitié, cette dernière est négative indiquant de ce fait une évolution inverse des deux variables. En revanche, les coefficients concernant les non-cavalières ont montré une corrélation plus fréquente entre ces deux

variables (Annexe 1). Une corrélation significative était trouvée pour quatre sujets à V1 (r=-0,5 ; 0,667 ; 0,554 ; 0,648), cinq à V2 (r=-0,442 ; -0,475 ; -0,518 ; 0,510 ; 0,351), et six à V3 (r=-0,587 ; -0,455 ; -0,580 ; -0,662 ; 0,595 ; -0,414). Ainsi, les valeurs respectives de r^2 à V1 étaient de 0,25, 0,45, 0,31 et 0,42 ; à V2, elles étaient égales à 0,20, 0,23, 0,27, 0,26 et 1,2 ; et 0,35, 0,21, 0,34, 0,44, 0,35 et 0,17, à V3. De même, la moyenne des coefficients sur les trois fréquences d'oscillation a montré une meilleure corrélation entre les données de $\dot{V}O_2$ et les phases relatives tronc/cheval pour les sujets non-cavaliers comparés aux sujets cavaliers. En effet, seules deux cavalières ont affiché une corrélation significative, contre neuf non-cavalières.

Consommation d'O_2 et phases relatives tête/cheval

De la même manière, nous avons appliqué le coefficient de Pearson pour rendre compte de la corrélation existante entre les données $\dot{V}O_2$ et les phases relatives tête/cheval (caractérisant l'hypothèse n°3 ; Annexe 2). Nous avons observé une faible relation entre ces deux variables pour les deux groupes de sujets, cavaliers et non-cavaliers. Cependant, à la fréquence maximale, une corrélation significative était observée pour quatre cavalières (r=0,66 ; -0,504 ; 0,569 ; -0,402) avec, respectivement, des valeurs de r^2 égale à 0,44, 0,26, 0,32, et 0,16. Cela contrastait avec les sujets non-cavaliers, pour qui, seul un coefficient de corrélation significatif était observé (r=-0,539), expliquant 29% de la variance. Cependant, la moyenne des coefficients sur l'ensemble des fréquences d'oscillation (V1, V2 et V3), a montré une faible corrélation entre les données $\dot{V}O_2$ et les phases relatives tête/cheval, pour les deux groupes. Une corrélation significative était alors trouvée pour seulement trois cavalières et deux non-cavalières.

Pour comparer les corrélations chez les cavalières et les non-cavalières, nous avons réalisé un test t de Student sur les coefficients de Pearson (moyenne de V1, V2, et V3). Aucune différence significative n'était observée pour les corrélations $\dot{V}O_2$/tronc ($p<0,05$) et $\dot{V}O_2$/tête ($p<0,05$) entre ces deux populations.

Les cross-corrélations

Suite aux résultats des coefficients de Pearson, nous avons effectué des corrélations croisées entre les variables : $\dot{V}O_2$/tronc, et $\dot{V}O_2$/tête, à chaque fréquence d'oscillation afin de déterminer si un décalage d'une des deux variables pouvait laisser apparaitre une meilleure corrélation entre ces précédentes variables (Annexe 3).

La corrélation $\dot{V}O_2$/tronc était significative pour toutes les non-cavalières avec un faible décalage (principalement proche du délai 0). La valeur moyenne de r^2 était quant à elle très haute : 0,46. Cependant, une corrélation significative était observée pour huit cavalières avec un plus grand décalage entre ces variables, et une valeur de r^2 égale à 0,33.

La corrélation $\dot{V}O_2$/tête était significative pour neuf cavalières (avec des délais hauts, principalement autour de 15) et dix non-cavalières (avec des délais beaucoup plus bas, autour de 5), avec, respectivement, des valeurs de r^2 égales à 0,13 (cavalières) et 0,24 (non-cavalières).

Pour les sujets cavalières, les coefficients de corrélation avec un décalage d'une des deux variables ($\dot{V}O_2$/coordination) étaient plus souvent significatifs, comparés aux coefficients sans décalage. Cela signifie donc qu'une des deux variables précédait l'autre lors de ce protocole sur le cheval mécanique. Grâce à nos résultats et à la lecture des signes (positifs et négatifs) correspondant aux décalages (Annexe 3), nous avons pu constater que les variables de coordination (tronc et tête) précédaient généralement la variable physiologique ($\dot{V}O_2$).

Pour les sujets non-cavaliers, le décalage des variables était très faible, et même souvent égal à zéro. De ce fait, dans la plupart des cas, les variables indiquaient un coefficient de corrélation significatif sans décalage (Annexe 3).

L'analyse discriminante

L'analyse discriminante réalisée sur les données physiologiques et posturales n'a révélé aucune différence entre les groupes à V1 et à V2, mais une différence à V3 (Figure 53). Cette dernière indiquait que les cavalières et les non-cavalières présentaient des patterns différents en fin de protocole sur le cheval mécanique. Dans cette analyse, nous avons mis en avant deux variables comme étant les plus discriminantes : FC et $\phi_{Tronc/cheval}$. Pour chacune d'entre elles, le pourcentage de variances était respectivement expliqué par 60% pour la FC, correspondant aux variables physiologiques, et par 78,3% pour $\phi_{Tronc/cheval}$ correspondant aux variables posturales.

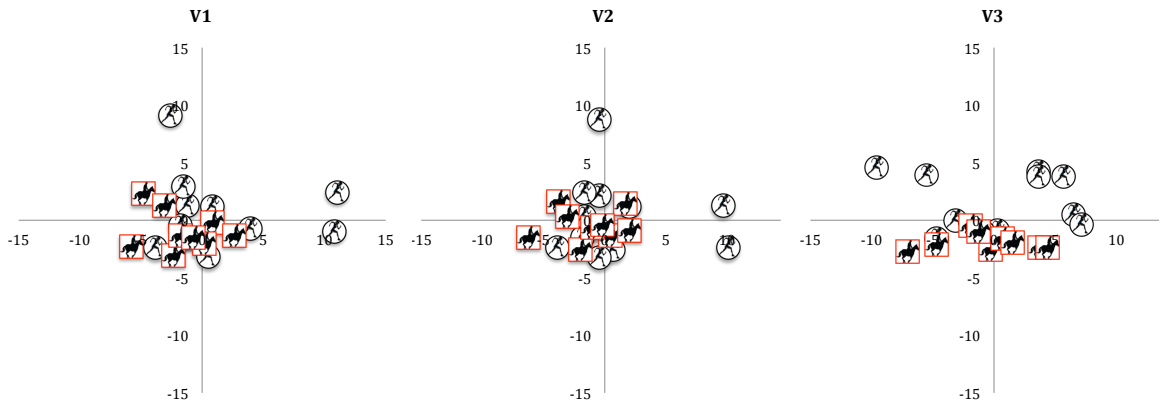


Figure 53. Analyse discriminante pour le groupe cavaliers (cheval dans un carré rouge) et le groupe non-cavaliers (joggeur dans un cercle noir) à V1, V2 et V3

4. Discussion

Le but de cette présente étude était d'évaluer la dépense énergétique et la coordination posturale de sujets cavaliers et non-cavaliers évoluant sur un cheval mécanique. Ces travaux ont montré des changements dans la dépense énergétique et la dynamique posturale, corrélés avec l'augmentation des fréquences d'oscillation du cheval.

Les valeurs du QR indiquaient une augmentation lorsque la fréquence d'oscillation du cheval mécanique augmentait, principalement chez les non-cavalières (QR>1). En effet, les non-experts de l'activité avaient un QR supérieur à 1 à la vitesse maximale (V3), alors que celui des cavalières restait inférieur à ce seuil quelle que soit la fréquence d'oscillation du cheval. En revanche, aucun effet significatif n'était observé pour ce facteur chez les cavalières, mais

ces résultats révèlent qu'elles étaient physiologiquement à dominante aérobie, comme dans l'activité équestre réelle (Devienne & Guezennec, 2000), alors que les non-cavalières étaient elles à dominante anaérobie lactique à V3. Cette tendance confirme les résultats de Devienne & Guezennec (2000) ; Trowbridge et al. (1995) et Westerling (1983), montrant que les cavaliers ont une capacité aérobie importante, qui augmente avec l'expertise.

De plus, les valeurs du QR ont montré qu'il y avait un changement de filière énergétique chez les sujets non-cavaliers (*i.e.* transition du mode à dominante aérobie vers le mode à dominante anaérobie) lorsque la fréquence d'oscillation du cheval mécanique augmentait.

Concernant l'évolution des indicateurs de la dépense énergétique, nos résultats n'ont montré aucune différence significative entre les deux groupes. En effet, la consommation d'oxygène, la production de dioxyde de carbone et la fréquence cardiaque des cavalières n'étaient significativement pas différentes de celles des non-cavalières.

Plusieurs études ont comparé le coût énergétique en fonction du niveau d'expertise, dans différents sports (Argentin et al., 2006 ; Delapille et al., 2001 ; Devienne & Guezennec, 2000 ; Hausswirth et al., 2000). Généralement, cette comparaison est réalisée entre des sujets experts de l'activité et des sujets sédentaires, comme par exemple en plongée sous-marine (Delapille et al., 2001). Ces comparaisons ont également été réalisées entre plusieurs niveaux d'expertise pour une même activité, par exemple en cyclisme (Argentin et al., 2006) et en équitation (Devienne & Guezennec, 2000 ; Trowbridge et al., 1995 ; Westerling, 1983). Dans notre étude, les non-cavalières n'étaient pas des sujets sédentaires mais des sujets actifs et mêmes sportifs (*i.e.* toutes étaient étudiantes de l'UFR STAPS et pratiquaient une activité sportive régulière) : cela peut donc être une explication concernant l'absence de différence significative de dépense énergétique, entre les groupes. De plus, contrairement au cheval réel, la variabilité du cheval mécanique est prédictible, ce qui peut expliquer pourquoi ces sujets actifs étaient capables de s'adapter facilement, avec une dépense énergétique inférieure à ce qu'on aurait pu retrouver sur le vrai cheval. Cependant, plusieurs études se sont focalisées sur ces facteurs pour interpréter les différences entre les groupes. Par exemple, Devienne & Guezennec (2000) ont indiqué que la dépense énergétique du cavalier varie en fonction du cheval monté, signifiant qu'un cavalier utilise moins d'énergie avec un cheval connu. Dans notre étude, le cheval mécanique était inconnu pour les cavaliers et les allures testées n'étaient

pas identiques aux allures du cheval réel. Ainsi, il semblerait que les sujets cavaliers aient une dépense énergétique plus importante qu'à leur habitude (Devienne & Guezennec, 2000).

De même, plusieurs études ont indiqué que le coût attentionnel et la motivation avaient un impact sur la performance de la tâche. Dans son étude, Kahneman (1973) observait que la mobilisation de l'effort attentionnel du sujet était proportionnelle à la difficulté de la tâche réalisée. De la même manière, Capa, Audiffren, & Ragot (2008) ont montré que la motivation du sujet était liée à la difficulté de la tâche, indiquant donc que les participantes étaient plus performantes lorsque la motivation était élevée. De ce fait, dans cette présente étude, la motivation et l'attention doivent être prises en compte. Le fait de chevaucher le cheval mécanique se révèle être une faible tâche attentionnelle (*i.e.* tâche motrice sans tâche cognitive supplémentaire), et il semble alors possible que l'attention des sujets non-cavaliers évoluant sur ce cheval mécanique s'avère faible, en comparaison à l'attention qu'ils auraient pu avoir sur un cheval réel. Par ailleurs, la motivation des sujets cavaliers évoluant sur ce cheval mécanique peut également être plus faible que sur l'animal. Ces différences peuvent donc expliquer la non-significativité statistique concernant la dépense énergétique entre les deux groupes. En effet, Brisswalter, Durand, Delignières, & Legros (1995) ont observé que la consommation d'oxygène est étroitement liée au temps de réaction (donc à l'attention), avec une demande attentionnelle variant selon la demande énergétique. Sparrow, Lay, & O'Dwyer (2007) ont mis en avant le fait que le coût attentionnel est influencé par le traitement de l'information de la coordination et les besoins métaboliques énergétiques. Nos résultats sont en accord avec ceux de Capa et al. (2008), qui n'indiquaient aucune différence significative concernant les mesures physiologiques, entre un groupe de « haute » motivation et un groupe de « faible » motivation, lorsque la tâche demandée n'était pas particulièrement difficile. Par conséquent, ces résultats ne confirment pas notre première hypothèse. En effet, les sujets cavaliers ne dépensent pas moins d'énergie que les non-cavaliers. Cependant, il est important de noter le changement de filière énergétique chez les non-cavaliers : les valeurs du QR ont indiqué une modification énergétique, passant du mode aérobie (lors des fréquences faibles), au mode anaérobie lactique lorsque la fréquence d'oscillation du cheval était augmentée.

Concernant les coordinations posturales, les résultats ont montré que le niveau d'expertise des cavalières leur permettait de maintenir une coordination *en phase* (tête/cheval et coude/cheval) et *en antiphase* (tronc/cheval). L'analyse statistique a également révélé que la

coordination posturale différait entre les deux groupes. Les cavalières présentaient des oscillations du tronc *en antiphase* avec le cheval mécanique, à chaque fréquence d'oscillation (Ancelet, 2006), alors que celles des non-cavalières oscillaient en *décalage de phase* à la fréquence maximale (V3). Ancelet (2006) expliquait dans son étude, la nécessité pour les cavaliers d'avoir un tronc qui oscille *en antiphase* avec le cheval. En effet, il met en avant l'idée que le cavalier doit « danser » avec son cheval. En d'autres termes, lorsque le cheval va vers l'avant, le tronc du cavalier va lui vers l'arrière. Nos résultats confirment donc cette analyse. De même, le coude des cavalières oscillait principalement *en phase* avec le cheval mécanique à V0, V1, V2 et V3 (Terada et al., 2006), alors que le coude des non-cavalières oscillait en *décalage de phase* à partir de V2. Le couplage *en phase*, du coude et du cheval mécanique, chez les cavalières était expliqué par Terada et al. (2006). Ils ont montré que la position du poignet et de la main est stabilisée grâce aux mouvements coordonnés de l'épaule et du coude pendant les oscillations du cheval. De plus, la tête des cavalières oscillait *en phase* à partir de V2 (Olivier, 2012), alors que celle des non-cavalières oscillait *en phase*, seulement à V3. Dans son étude, Olivier (2012) a étudié les amplitudes de la tête des cavaliers experts et des cavaliers de club sur un cheval réel. Elle a révélé que les cavaliers experts avaient des amplitudes de tête plus faibles que les cavaliers de club. Les experts utilisaient principalement les informations proprioceptives et non-visuelles pour se mouvoir dans l'espace. L'analyse du rôle de la vision et de la proprioception (ou de leur interaction ; Stoffregen & Bardy (2001)) en fonction des fréquences aurait pu être intéressante, mais ce n'était pas l'objet de cette étude. De plus, cette analyse n'était pas réalisable d'un point de vue méthodologique car il n'était pas possible de faire varier les modalités et les fréquences d'oscillation du cheval de façon équilibrée. Dans cette présente étude, la détection d'une transition possible de la coordination nécessite une augmentation de la fréquence d'oscillation (Kelso, 1984) et non une variation de fréquences.

Au sein de ces présents travaux, la tête des cavaliers oscillait principalement *en phase*, confirmant ainsi les résultats d'Olivier (2012). Les adaptations posturales de nos cavalières confirment également l'étude de Lagarde et al. (2005), montrant que les experts adaptent constamment leurs mouvements aux oscillations du cheval réel, grâce à la pratique et à l'entrainement (Byström et al., 2015). Les patterns de mouvement des cavaliers sont donc dépendants des allures du cheval. Toutes ces études ont indiqué une stabilité du pattern *en phase*, avec une diminution du pattern en *décalage de phase* pour les cavaliers et une

augmentation de ce pattern pour les non-cavaliers. Dans l'étude réalisée par Lagarde et al. (2005), analysant la performance sur un cheval réel, le cavalier débutant était incapable de suivre le cheval. Ces résultats concordent avec nos travaux car les cavaliers maintenaient le pattern *en phase* (coude et tête) et *en antiphase* (tronc) à chaque fréquence d'oscillation, alors que les non-cavaliers oscillaient vers le *décalage de phase* (coude et tronc) lorsque la fréquence d'oscillation augmentait. Bien que ces études aient été réalisées sur un vrai cheval, nos recherches sur le cheval mécanique ont montré une très forte similarité.

Par ailleurs, nos résultats semblent également confirmer les travaux de Megrot & Bardy (2005) concernant l'équilibre en position érigée. Ces auteurs ont pu mettre en avant le fait que l'expertise induit un comportement plus contrôlé et plus prédictible dans l'espace des phases, par opposition au comportement plus chaotique des sujets sédentaires (Megrot & Bardy, 2005). Plusieurs travaux ont investigué la posture en position érigée, dans différentes activités physiques : par exemple en gymnastique (Delignières et al., 1998), au jonglage (Leroy et al., 2008), ou sur un simulateur de ski (Nourrit et al., 2003). D'autres travaux ont analysé la posture dans une position horizontale, comme par exemple, en natation (Seifert et al., 2007). Toutes ces études ont montré que l'expertise est caractérisée en partie, par l'habilité de réaliser les adaptations posturales les plus appropriées, afin d'optimiser la coordination posturale et de réduire les dépenses énergétiques. L'objectif pour les experts d'une activité est de réussir dans une tâche avec le moindre effort (*i.e.* réduction de la dépense énergétique, coordination posturale adaptée ; (Mark et al., 1997)). Nos résultats posturaux ont montré que la fréquence d'oscillation n'affectait pas la posture des cavalières, contrairement aux non-cavalières, qui présentaient un *décalage de phase* du tronc et du coude, en concordance avec l'étude de Lagarde et al. (2005). De plus, la variabilité dans les dynamiques de coordination était significativement différente, seulement pour la tête dans notre étude. En effet, les non-cavalières présentaient des oscillations de la tête plus stables à V0, indiquant que celle des cavalières n'était pas « meilleure » que la leur. A l'instar des résultats de la dépense énergétique, cette différence non-significative concernant la variabilité de la coordination peut être expliquée par l'adaptabilité posturale des sujets non-cavaliers (personnes actives et sportives) sur le cheval mécanique ; dont les mouvements se révèlent plus prédictibles qu'un vrai cheval.

Ainsi, les résultats permettent de valider et de confirmer la seconde hypothèse : la coordination posturale est plus adaptée (*i.e.* maintien de la phase et de l'*antiphase*) chez les sujets experts de l'activité (*i.e.* cavalières). De plus, la coordination experte est caractérisée par deux composantes majeures : haute stabilité (Delignières et al., 1998 ; Nourrit, Caillou, Deschamps, Lauriot, & Delignières, 1999) et efficience (Sparrow, 1983). Dans cette présente étude, nous avons utilisé le terme d'efficacité (*i.e.* meilleure résistance à la désorganisation posturale et changement énergétique lorsque la fréquence augmente). L'analyse des corrélations entre les variables physiologiques et posturales permet de mesurer le lien entre les deux. Les coefficients de Pearson n'ont indiqué aucune différence significative entre les cavalières et les non-cavalières, démontrant que le lien entre la dépense énergétique et la posture des cavalières n'était pas plus efficace que celui des non-cavalières. Cela peut également s'expliquer par l'absence de différence significative au niveau énergétique, ce qui peut avoir plusieurs explications : les non-cavalières étaient des personnes actives physiquement, la tâche sur le cheval mécanique demandait une faible attention, et ce dernier était inconnu pour les deux groupes. Nous pensons que c'est pour ces raisons que les corrélations entre les variables posturales et physiologiques ne présentaient pas non plus de différences entre les groupes. En revanche, lorsque nous avons réalisé des cross-corrélations entre ces variables en ajoutant un décalage d'une variable sur l'autre, des différences apparaissaient. Pour les cavalières, les coefficients de corrélation augmentaient quand une variable (variable de coordination) précédait l'autre (variable physiologique), avec un décalage important. Il est donc probable que les cavalières résistaient à la désorganisation posturale en maintenant les patterns *en phase* et *en antiphase* lorsque les fréquences d'oscillation augmentaient (Lagarde et al., 2005 ; Leroy et al., 2008 ; Megrot & Bardy, 2005 ; Nourrit et al., 2003 ; Seifert et al., 2007). De ce fait, cette résistance à la désorganisation entrainait par la suite, une augmentation de leur dépense énergétique. C'est pourquoi, les résultats des cross-corrélations pour les sujets cavaliers ont montré un lien important entre leur coordination posturale et leur dépense énergétique. Le lien entre ces deux variables, lorsqu'un décalage d'une des deux était réalisé, indique une meilleure efficacité des cavalières comparée à celle des non-cavalières. En effet, les non-cavalières présentaient des corrélations significatives entre les deux variables mais avec un décalage proche de zéro. Quand la fréquence d'oscillation du cheval augmentait, les non-cavalières affichaient, de manière simultanée, une désorganisation posturale, une augmentation de la dépense énergétique et un

changement de filière énergétique. En revanche, les cavalières maintenaient leur posture, les amenant à une augmentation de leur dépense énergétique (sans changement de filière). Malgré la différence non-significative des coefficients de Pearson entre les deux groupes, les cross-corrélations indiquent que les cavalières présentaient un lien plus important entre leur dépense énergétique et leur posture que les non-cavalières, lors d'un exercice sur le cheval mécanique. La troisième hypothèse de cette étude n'est donc pas entièrement validée car aucune différence significative n'a pu être montrée. Toutefois le lien entre la dépense énergétique et la coordination posturale chez les cavalières doit être souligné.

Pour finir, une analyse discriminante a été réalisée sur toutes les variables physiologiques et posturales. Cette dernière affiche les principaux résultats à la fréquence d'oscillation maximale : V3. En effet, les cavalières et les non-cavalières présentent, au fil du temps, des patterns différents lors du protocole sur le cheval mécanique. Nos résultats sont cohérents avec l'étude de Dietrich et al. (1994), qui ont démontré que des patterns de mouvements spécifiques émergent selon les sujets.

II. Synthèse et résumé de l'expérimentation 1

Cette étude avait pour objectif d'analyser la dépense énergétique et la coordination posturale de sujets sains lors d'un protocole sur le cheval mécanique, mais également d'évaluer l'influence du niveau d'expertise sur ces facteurs. Les résultats de ces travaux ont montré que les cavalières expertes avaient une coordination posturale plus adaptée (*i.e.* maintien des patterns *en phase* et *en antiphase*) que les non-cavalières, à chaque fréquence d'oscillation du cheval mécanique (validation de l'hypothèse 2). Cependant, malgré cette posture plus adaptée, la dépense énergétique des cavalières n'était pas inférieure à celle des non-cavalières, invalidant ainsi la première hypothèse. En effet, aucune différence de dépense énergétique n'était observée, mais un résultat important devait être souligné : un changement de filière énergétique a pu être observé, seulement chez les non-cavalières. De même, les cavalières n'étaient pas plus efficaces que les non-cavalières mais, chez ces expertes, la dépense énergétique était liée à la coordination posturale. Ce dernier résultat a ainsi permis de valider partiellement la troisième hypothèse.

La prédictibilité du cheval mécanique et l'adaptabilité des non-cavalières peuvent expliquer ces résultats physiologiques. Les non-cavalières étant des sujets actifs et sportifs, leur capacité à s'adapter rapidement aux mouvements du cheval était probablement plus importante qu'elle n'aurait été chez des sujets sédentaires. Cette population de personnes sportives peut être considérée comme une limite pour notre étude, mais nous soupçonnons néanmoins que l'adaptabilité des non-cavalières aurait été bien différente sur le cheval réel. Cependant, la coordination tronc/cheval mesurée sur le cheval mécanique pour nos sujets experts correspond à la coordination retrouvée dans l'activité équestre réelle. Nous pouvons donc en déduire que cet outil permet de résumer, en quelque sorte, l'activité équine, et son utilisation est donc pertinente pour la suite de nos travaux.

À partir de l'ensemble de ces résultats, nous connaissons maintenant avec plus de précisions les caractéristiques et l'utilisation de cet outil, ainsi que les effets de la pratique à différentes fréquences d'oscillation sur le comportement des participants non-atteints de pathologie. Cela nous permet maintenant de nous engager avec d'avantage de connaissances dans l'étude de l'utilisation de ce dispositif chez des patients cérébrolésés.

Chapitre 6. Coordination spontanée et apprentissage de nouveaux patterns posturaux

Cette étude n°2 a donné lieu à :

- Un article scientifique en préparation

Baillet, H., Thouvarecq, R., Vérin, E., Delpouve, C., Boulanger, J., Benguigui, N., Komar, J., Leroy D. Effects of biofeedback method on learning new postural coordination pattern, in sitting position, on a mechanical horse (en preparation).

- Une communication lors de congrès

Rochat, N., Baillet, H., Boulanger, J., Benguigui, N., Thouvarecq, R., Hauw, D., Leroy, D. (2018). Understanding learning processes of postural coordination patterns on a mechanical horse: the perspectives of a joint analysis. *Congrès international de la Société Française de Psychologie du Sport*. 13-15 juin. Lausanne, Suisse.

I. Etude 2

1. Introduction

Comme nous avons pu l'observer dans les parties précédentes, la coordination motrice a été définie par (Bernstein, 1967) comme étant un processus de contrôle des degrés de liberté redondants, engagé dans un mouvement spécifique afin d'en faire un système contrôlable. De plus, selon l'approche théorique choisie, la coordination correspond à un mode de couplage entre différents éléments du système sensori-moteur (auto-organisation (Haken, 1983)), émergeant ainsi de l'interaction des contraintes de l'organisme, de l'environnement et de la tâche (Newell, 1986 ; Riccio & Stoffregen, 1988).

Concernant la posture, les degrés de liberté redondants du système assurent des moyens adaptatifs afin de maintenir l'équilibre sous l'effet d'interaction des contraintes (Newell, 1986 ; Riccio & Stoffregen, 1988). La phase relative (ϕ_{rel}) entre les mouvements angulaires de deux articulations non-homologues, la hanche et la cheville, apparait être un bon outil pour décrire cette coordination posturale (Bardy, 2004 ; Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999 ; Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002 ; Faugloire, Bardy, Merhi, & Stoffregen, 2005 ; Oullier, Bardy, Stoffregen, & Bootsma, 2002). Ainsi, les deux modes de coordination spontanément observés lors d'une posture érigée étaient : le pattern *en phase* (*i.e.* $\phi_{rel} \simeq 20°$) et le pattern *en antiphase* ($\phi_{rel} \simeq 180°$) (Bardy, 2004 ; Bardy et al., 1999 ; Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002 ; Oullier, Marin, Stoffregen, Bootsma, & Bardy, 2006). Ces deux patterns de coordination préférentiels ne présentent pas la même stabilité intrinsèque, et Bardy et al. (2002) ont montré que la stabilité du pattern *en phase* est moindre que celle mesurée pour le pattern *en antiphase*. De plus, l'augmentation ou la diminution des fréquences d'oscillation de la cible induisent des transitions de phase non-équilibrées entre les patterns *en phase* et *en antiphase*, appelées *bifurcation*. Cette bifurcation est elle-même accompagnée par une perte de stabilité, rendant des fluctuations critiques et aussi un phénomène d'hystérésis (*i.e.* les transitions de la phase à l'*antiphase* se produisent à une fréquence de mouvement plus haute que les transitions de l'*antiphase* à la phase) et un temps de relaxation plus large dans la palette de fréquences au niveau de la région de transition (Bardy et al., 2002).

La complexité du système postural et les contraintes constantes qui s'appliquent sur lui, induisent une forte variabilité du système (Oullier, Marin, Bootsma, Stoffregen, & Bardy, 2004). Depuis une dizaine d'années, plusieurs études ont manipulé ces contraintes (*e.g.* intrinsèques : centre de masse ; extrinsèques : surface mouvante) —toujours lors d'une tâche de poursuite de cible (Oullier et al., 2006)— afin de déterminer leurs effets sur la coordination posturale humaine. Nous retrouvons la description détaillée de ces études dans le chapitre 1, partie II.2. de ce document. Suite aux résultats de ces expérimentations, nous pouvons retenir et mettre en avant la forte influence des contraintes environnementales sur la coordination posturale. Par exemple, lorsque les participants étaient debout sur un sol ferme, ils adoptaient un pattern de coordination *en phase* pour de faibles amplitudes d'oscillations et un pattern de coordination *en antiphase* pour de plus grandes amplitudes d'oscillations (Bardy et al., 1999). En revanche, quand ils étaient en position debout sur de la mousse, la coordination adoptée était une coordination *en antiphase*, quelle que soit l'amplitude d'oscillations (Marin, Bardy, Baumberger, et al., 1999). Enfin, l'influence de la tâche —par exemple, maintenir une distance constante ente la cible et la tête des individus ou juste regarder le mouvement de la cible sans mouvement de tête (Oullier et al., 2002)— présentait un effet sur la stabilité des patterns de coordination. La coordination posturale peut donc être limitée par les propriétés de la tâche supra-posturale. En effet, Oullier et al. (2002) ont observé que les patterns *en phase* et *en antiphase* étaient moins stables pendant la tâche de visualisation de la cible (juste regarder), que pendant le suivi de cette cible. De la même manière, d'autres chercheurs se sont intéressés aux contraintes de tâche et ont réalisé un large éventail de patterns de coordination posturale possibles (entre 0° et 360°, 16 patterns de coordination) entre la hanche et la cheville (Faugloire et al., 2005). L'originalité de ces études était fondée sur l'ajout d'une information comportementale (figure de Lissajous) indiquant le mode de coordination à adopter. De plus, les participants pouvaient recevoir une information supplémentaire : un biofeedback visuel en temps réel, afin de caractériser leur propre activité posturale. Dans ces expérimentations, les sujets devaient donc reproduire le pattern de coordination projeté sur un écran situé face à eux, grâce à leur propre coordination posturale en position érigée (avec un biofeedback visuel en temps réel, ou avec un biofeedback après chaque essai). Ces informations ont permis aux sujets de produire d'autres patterns de coordination, en plus des modes principalement utilisés, *en phase* et *en antiphase* (Faugloire et al., 2005).

De plus, ces auteurs ont utilisé cette même méthode afin d'évaluer l'effet de l'apprentissage sur les patterns de coordination émergeant pendant une tâche supra-posturale (*i.e.* debout face à un écran (Faugloire et al., 2006a)). L'utilisation du Biofeedback a ainsi permis aux participants d'apprendre de nouveaux patterns de coordination et les auteurs ont montré que l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination hanche/cheville induisait des modifications des patterns spontanés, *en phase* et *en antiphase*, dans la direction des nouveaux patterns appris (Faugloire et al., 2006a).

Dans ces études, la coordination posturale était principalement analysée en position érigée où les principales contraintes interagissant sur l'individu étaient celles de tâche et d'organisme. Cependant, Bardy et al. (1999) ont montré que les propriétés mécaniques de l'environnement influençaient fortement la coordination posturale du sujet. C'est pourquoi, le but de cette présente étude était d'analyser l'apprentissage de nouveaux patterns de coordination (utilisant cette méthode de biofeedback) lorsque les contraintes environnementales étaient importantes (*e.g.* sur un cheval mécanique en mouvement selon plusieurs fréquences d'oscillation).

Par ailleurs, peu de travaux se sont focalisés sur l'étude de la posture en position assise mais certaines études ont montré que la stabilité du tronc repose sur l'adéquation sensori-motrice de l'attitude du corps et sur le développement des réponses musculaires adéquates, constamment modifié par l'interaction des contraintes qui s'appliquent sur le système. Dans des positions non-érigées, les muscles posturaux sont actifs dans un ordre cranio-caudal, avec les muscles du cou recrutés avant les muscles du tronc (Hadders-Algra et al., 1996 ; Hadders-Algra, Brogren, & Forssberg, 1998 ; van der Heide & Hadders-Algra, 2005). De plus, les mouvements de la tête occupent une place importante permettant d'explorer l'environnement grâce aux systèmes visuel et vestibulaire (Lanzetta, Cattaneo, Pellegatta, & Cardini, 2004). Selon Lanzetta et al. (2004), le bassin peut être comparé à un corps rigide bougeant autour d'un axe medio-latéral, et est une surface de support stable pour le tronc. Ces études ont montré l'importance des mouvements de la tête, du tronc et du bassin, lors d'une posture assise. Par conséquent, cette posture assise ne peut pas être caractérisée par la coordination entre l'angle de la hanche et celui de la cheville mais plutôt par la coordination existante entre l'angle de la tête, du tronc et de la hanche (Forssberg & Hirschfeld, 1994 ; Van der Fits, Klip, Eykern, & Hadders-Algra, 1998).

Nous avons précédemment vu le rôle que pouvait jouer le cheval mécanique aussi bien pour l'entrainement des cavaliers que pour la rééducation. En effet, cet outil est aujourd'hui utilisé dans certains centres de rééducation afin d'améliorer les capacités motrices, le tonus musculaire, la coordination posturale et la dépense énergétique des patients atteints de handicaps (Park et al., 2013). Grâce à l'étude précédente de ce manuscrit (chapitre 5), il a été montré que ce cheval mécanique, oscillant dans un plan antéro-postérieur, induisait par ses mouvements, des modifications de la coordination posturale du sujet (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017).

Dans cette deuxième étude, le premier objectif était de quantifier l'impact de l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination sur la coordination posturale spontanément adoptée par des sujets sains, assis sur un cheval mécanique en mouvement. Le deuxième était d'observer les effets d'une méthode de biofeedback sur l'apprentissage de ces coordinations sur le cheval mécanique.

Lors de notre première expérimentation (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017), les sujets non-cavaliers adoptaient spontanément un pattern de coordination *en antiphase* entre le tronc et le cheval (*i.e.* $\phi_{tronc\text{-}cheval} \simeq 180°$). Ce pattern était maintenu lorsque les fréquences d'oscillation du cheval étaient faibles, puis une instabilité ou/et un changement de pattern de coordination apparaissait lorsque les fréquences augmentaient. Par conséquent, dans cette étude, la caractérisation des coordinations posturales était aussi réalisée grâce à cette coordination entre le tronc et le cheval ($\phi_{tronc\text{-}cheval}$).

Ainsi, nous avons émis plusieurs hypothèses concernant cette méthode d'apprentissage.

1. La première est que la pratique du cheval mécanique va être à l'origine d'une modification du comportement (modification des valeurs de phases relatives tronc/cheval) des participants. Nous supposons également que les coordinations posturales produites seront différentes selon les conditions d'apprentissage de chaque groupe.

2. De la même manière, nous pensons que l'apprentissage permettra une diminution de la variabilité posturale et donc une meilleure stabilité de la coordination, dépendante de la coordination apprise.

3. Nous présumons également que la fréquence d'oscillation du cheval mécanique aura un impact sur les coordinations apprises. En effet, nous pensons que plus la fréquence

d'oscillation du cheval augmente, plus les patterns de coordination tronc/cheval tendront vers la coordination « experte de l'activité » : *en antiphase*, 180°.

4. De plus, nous faisons l'hypothèse que selon le groupe d'apprentissage (c'est à dire, selon le pattern à produire durant les séances d'entrainement) des individus, certains (nous pensons aux patterns 0° et 90°) présenteront une plus importante « facilité » à reproduire et à réussir les 4 patterns prescrits lors du post-test.
5. Enfin, en fonction des séances d'apprentissage effectuées, avec ou sans biofeedback, nous supposons qu'une modification de la coordination et de la variabilité posturale apparaîtra. C'est pourquoi, nous envisageons que les groupes d'apprentissage ayant recourt au biofeedback visuel en temps réel présentent une performance plus importante (production du pattern prescrit plus précise et variabilité moindre de la coordination) que le groupe sans biofeedback (hypothèse n°5).

2. Matériel et méthodes

2.1. Population

Quarante quatre participants, volontaires, étaient recrutés pour cette étude. Le critère d'âge s'étendait de 18 à 40 ans afin de tester de jeunes adultes. Tous les participants étaient étudiants ou employés de l'Université. Ils étaient novices de l'équitation (aucune expérience de l'activité) et n'avaient aucune expérience en terme de biofeedback. Aucun d'entre eux ne présentait d'incapacités physiques ni de troubles de l'équilibre. Chaque individu participant à l'expérimentation était informé et devait signer le consentement libre et éclairé.

2.2. Conditions expérimentales

Dans cette étude, nous avons utilisé le même outil que dans l'étude précédente : le cheval mécanique, dont les caractéristiques sont exposées en partie 1, chapitre 4, section 2.1. Ainsi, les participants étaient assis confortablement sur la selle du cheval, leurs mains pouvaient tenir les rênes. Puis, nous avons enregistré les positions angulaires du tronc des sujets et du cheval en utilisant 2 électro-goniomètres (Biometrics, Ldt) connectés au DataLog

(Biometrics, Inc., Gwent, UK). Un électro-goniomètre était positionné sur la hanche des sujets, au regard du grand trochanter (une partie au niveau de la crête iliaque, dans l'axe du tronc ; et l'autre partie sur la cuisse dans l'axe du genou) permettant ainsi de caractériser *l'angle du tronc* par rapport à la cuisse. Le second électro-goniomètre était positionné sur le cheval mécanique (une partie de l'outil sur la partie mouvante du cheval et l'autre sur la partie fixe de ce dernier), permettant de caractériser *l'angle du cheval* par rapport à la verticale. Chaque goniomètre était échantillonné à une fréquence de 50Hz. Pour estimer la coordination entre le tronc et le cheval, nous avons calculé la phase relative ($\phi_{tronc\text{-}cheval}$), selon la méthode du point estimé en utilisant les pics de flexion du tronc et ceux du cheval.

La tâche demandée aux sujets était de reproduire des patterns posturaux correspondant au calcul de la phase relative discrète (entre les deux goniomètres) : 0° (*en phase*), 90° (en *décalage de phase*) et 180° (*en antiphase*), selon les conditions, qui étaient visuellement représentés sur un premier écran pendant une durée d'environ 20 secondes (Figure 54). Pendant l'expérimentation, les participants étaient positionnés sur le cheval mécanique, à une distance de 2,62 mètres de l'écran (2,36 m de largeur x 1,54 m de hauteur). Le pattern à reproduire était symbolisé par un point vert qui se déplaçait sur le graphique, selon la coordination demandée (*i.e.* une figure de Lissajous). L'écran affichait les positions angulaires du tronc par rapport à celles du cheval dans un repère orthonormé, x, y. L'axe des abscisses correspondait à la position angulaire du cheval et l'axe des ordonnées à celle du tronc des participants. Le pattern 0° correspondait à un déplacement du point équivalant à une ligne oblique avec une pente positive ; le pattern 90° était équivalant à un cercle et le pattern 180° à une ligne oblique avec une pente négative (Figure 54). À la suite de cette première figure, un nouveau graphique (x,y) apparaissait sur ce même écran et correspondait à l'enregistrement, réalisé en temps réel. Sur celui-ci, un biofeedback visuel en temps réel était représenté (point de couleur bleue) correspondant à la propre activité posturale du participant, grâce aux données des électro-goniomètres et au calcul instantané de la phase relative ($\phi_{tronc\text{-}cheval}$). Afin de donner une indication aux participants, le point était d'une couleur verte lorsque la coordination effectuée était proche de la coordination requise ; et bleue lorsqu'elle s'éloignait du pattern demandé (*i.e.* erreur de ±30°).

Les consignes données aux participants étaient simples et dépendaient de la coordination à produire. Positionné sur le cheval, ces derniers devaient adapter leur coordination tronc/cheval pour se rapprocher au maximum de la coordination prescrite.

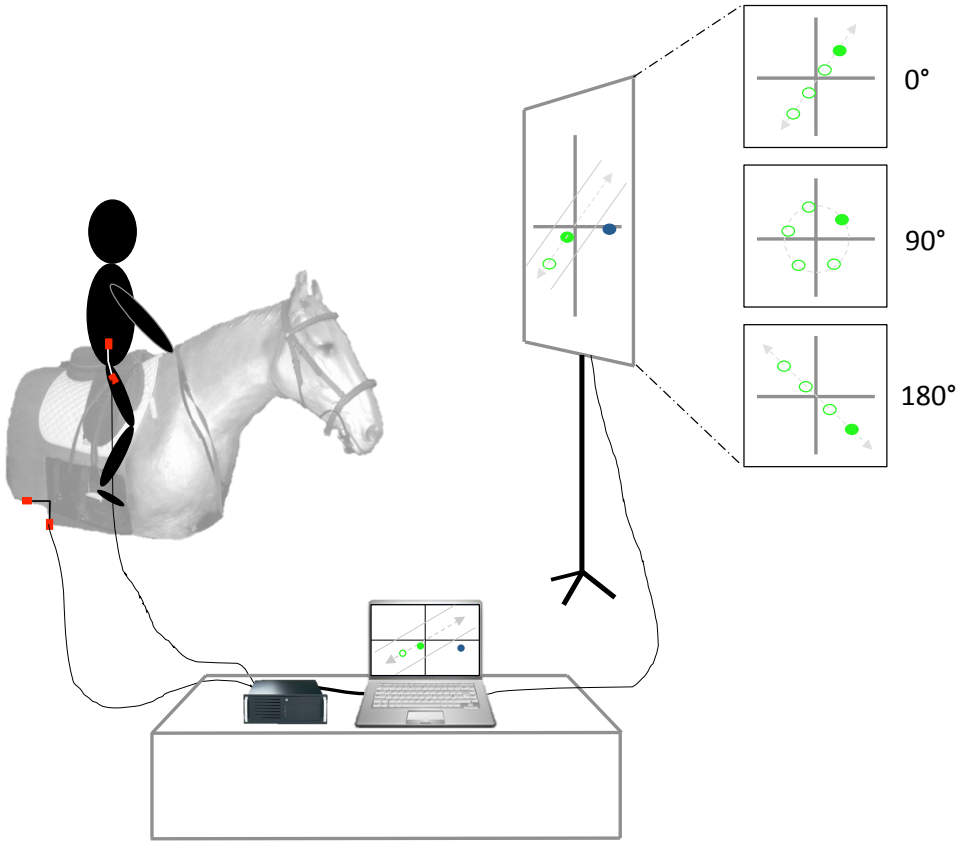


Figure 54. Configuration de l'expérimentation. Un biofeedback visuel est donné en temps réel aux sujets (bille bleue).

En effet, le but pour les participants était de produire les mouvements de flexion-extension du tronc en fonction du cheval mécanique afin de déplacer le point sur l'écran, en essayant toujours de maintenir la couleur verte de ce point, pour être le plus proche possible de la coordination prescrite.

Les 44 participants étaient affectés de façon aléatoire à 4 groupes. Chaque groupe correspondait à l'apprentissage d'un pattern de coordination spécifique :

- Le groupe 1 constituait le groupe contrôle ou témoin (n=11). Les sujets devaient réaliser un pattern de coordination *en antiphase* (*i.e.* 180°±30°) entre le tronc et le cheval mécanique, sans avoir recours au biofeedback.

- Le groupe 2 (n=11), les participants réalisaient une coordination *en phase* (*i.e.* 0°±30°), avec l'aide d'un biofeedback visuel en temps réel.
- Le groupe 3 (n=11), les participants réalisaient une coordination en *décalage de phase* (*i.e.* 90°±30°), avec l'aide d'un biofeedback visuel en temps réel.
- Le groupe 4 (n=11), les sujets réalisaient un pattern de coordination *en antiphase* (*i.e.* 180°±30°), également avec le Biofeedback visuel en temps réel.

2.3. Procédure

Cette étude était composée de trois étapes : un pré-test, trois sessions d'apprentissage et un post-test (Figure 55). Une quatrième étape avec un test de rétention a été réalisée tardivement et n'a donc pu être traitée dans ce document. Tous les participants de chaque groupe réalisaient un pré- et un post-tests (identiques) durant lesquels 4 essais de différents patterns de coordination pendant 3 fréquences d'oscillation du cheval mécanique (V1 : 57,7 osc.min^{-1}, *ou 50%* ; V2 : 88,2 osc.min^{-1}, *ou 70%* et V3 : 103,4 osc.min^{-1}, *ou 80%*) étaient maintenus pendant une durée de 3 minutes chacune (soit un total de 36 minutes).

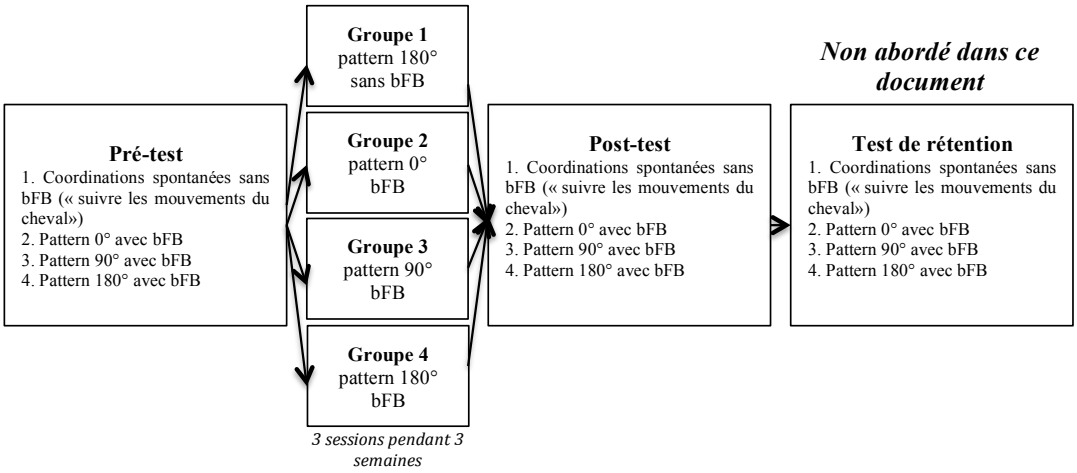


Figure 55. Protocole de l'étude

Le premier essai du pré-test (mais également du post-test) correspondait à l'enregistrement de la coordination spontanée de chaque participant. L'instruction pour les sujets était, conformément à la procédure décrite au dessus de la figure 1, de *« suivre les mouvements du cheval et être le plus stable possible à chaque fréquence d'oscillation »*. À cet instant, aucune indication de résultat, ni aucun biofeedback visuel en temps réel n'était proposé aux individus. Ensuite, les 2ème, 3ème et 4ème essais consistaient, pour les sujets, à réaliser des patterns de coordination équivalant à 0°, 90° et 180° entre leur tronc et le cheval. Contrairement à l'essai 1, chaque coordination était représentée dans un premier temps sur l'écran, puis dans un second temps un biofeedback visuel en temps réel était proposé aux sujets, leur donnant une information sur leur propre activité posturale en temps réel. Aucune instruction particulière n'était demandée aux participants, sauf *« de reproduire les mouvements du point vert, précédemment visionnés sur l'écran, à chaque fréquence d'oscillation du cheval, afin que le point bleu devienne vert ».*

Les sessions d'apprentissage débutaient une semaine après le pré-test et étaient effectuées une fois par semaine pendant une durée de trois semaines. Une session d'apprentissage correspondait, selon les groupes, à la réalisation d'un pattern de coordination particulier (*i.e.* 0° pour le groupe 2, 90° pour le groupe 3 et 180° pour le groupe 4 et le groupe témoin (sans biofeedback)), pendant V1, V2, et V3, soit un total de 9 minutes. Comme pour les pré- et post-tests, aucune instruction particulière n'était donnée aux participants, si ce n'est de *« reproduire les mouvements du point vert, précédemment visionné sur l'écran, à chaque fréquence d'oscillation du cheval ».*

Variables

Les variables dépendantes correspondaient aux variables cinématiques, correspondant à la phase relative de la coordination $\phi_{tronc\text{-}cheval}$ et à la variabilité de cette coordination (variance).

Les variables indépendantes de cette expérimentation étaient quant à elles :

- La variable *groupes* correspond au groupe d'apprentissage (soit témoin, 0°, 90° ou 180°) des individus, avec (0°, 90° et 180°) ou sans biofeedback (témoin) auquel ils ont été affectés pendant les 3 séances
- la variable *apprentissage* correspond au moment où a été effectué le test : pré-test, post-test

- la variable *séances* correspond aux 3 séances (S1, S2 et S3) réalisées pour chaque groupe
- la variable *patterns de coordination* correspond aux 4 coordinations demandées (spontanée, 0°, 90°, 180°) lors des pré- et post-tests.
- la variable *fréquences d'oscillation* correspond à la vitesse du cheval mécanique (50%, 70% ou 80%)

Ces termes seront utilisés de cette façon dans la suite du document.

2.4. Statistiques

À partir des données enregistrées par les goniomètres permettant le calcul de la phase relative $\phi_{tronc\text{-}cheval}$, une analyse statistique a pu être réalisée. Cependant, afin de permettre la réalisation de statistiques linéaires —les phases relatives $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$ étant des données circulaires (0° - 360°)— nous avons utilisé la même méthode que celle utilisée lors la première expérimentation de cette thèse en ramenant toutes les valeurs de phases relatives entre 0° et 180°.

Dans un premier temps, afin d'évaluer l'effet de cette méthode d'apprentissage et le rôle du biofeedback sur les coordinations posturales, une ANOVA quatre voies a été effectuée, 4(Groupes $_{(\text{Témoin}/0°/90°/180°)}$) x 2(Apprentissage $_{(\text{Pré-test/Post-test})}$) x 4(Patterns $_{(\text{spon}/0°/90°/180°)}$) x 3(Fréquences $_{(50\%/70\%/80\%)}$) à mesures répétées sur la moyenne (± erreur standart) des phases relatives $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$ (± ES).

Dans un second temps, cette même ANOVA quatre voies a été effectuée sur la variance des phases relatives $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$ (± ES) afin d'évaluer l'effet de cette méthode sur la variabilité posturale des individus.

Dans un troisième et dernier temps, quatre ANOVA deux voies à mesures répétées (une pour chaque groupe) ont été réalisées afin d'évaluer l'évolution des coordinations posturales (et leur variabilité) tout au long des séances, 3(Séances $_{(S1/S2/S3)}$) x 3(Fréquences $_{(50\%/70\%/80\%)}$).

Pour tester les analyses, le seuil de significativité est établi à p=0,05. Lorsque le test de Mauchly était significatif, la correction de Greenhouse-Geisser était appliquée.

Pour tester les différences significatives entre les moyennes (± ES) et les variances (± ES) pour les différents facteurs (groupes, apprentissage, séances, patterns et fréquences) et leurs interactions, la méthode de Bonferroni a été utilisée pour permettre la réalisation de toutes les comparaisons *post-hoc*.

3. Résultats

Avant d'évoquer les résultats statistiques globaux de cette étude, nous souhaitons mettre en lumière les profils individuels de chaque participant en fonction du groupe d'apprentissage auquel ils appartiennent. Ces analyses descriptives font figure de première approche et permettent d'observer le rôle de cette méthode d'apprentissage pour chaque individu. Pour cela, les résultats observés nous permettent de déterminer 3 modes de coordinations distincts : le mode *en phase* pour les valeurs 0°±30°, le mode *en antiphase* pour les valeurs 180°±30° et le mode en *décalage de phase* pour les valeurs 90°±30°.

L'analyse des graphiques (représentant la moyenne des phases relatives mesurée à chaque séance et lors des 3 fréquences d'oscillation ; présents en Annexe 8) pour chaque participant révèle des profils individuels de coordination posturale et permet de catégoriser les évolutions de la coordination en fonction des séances d'apprentissage.

En effet, pour le groupe 0°, seuls 2 sujets sur 11 (18% de la population) réussissent à réaliser et à maintenir la coordination *en phase* lors de la séance 3, à 50% (Figure 56). Puis, lorsque la fréquence augmente, à 70%, 4 participants réussissent cette coordination à la séance 3 alors que seulement 1 sujet maintient 0° à la fréquence maximale, 80% (Figure 56). Pour la plupart de ces participants, nous observons des modifications de la coordination mais la majorité n'atteint pas la coordination demandée *en phase,* rejoignant ainsi, soit le *décalage de phase,* soit *l'antiphase* (Figure 56).

Pour le groupe 90°, 8 sujets sur 11 réussissent à effectuer la coordination en *décalage de phase* à la 3ème séance d'apprentissage, lors de la fréquence faible. En revanche, ils ne sont plus que 4 lorsque la fréquence augmente à 70%, puis 3 à 80% (Figure 56).

En observant les groupes témoin et 180°, le taux de réussite du mode de coordination prescrit est largement supérieur aux précédents groupes, lors de la troisième séance. En effet, 21 sujets sur 22 ont réussi à réaliser le pattern *en antiphase* demandé, pour chaque fréquence

d'oscillation (relevons tout de même quelques difficultés lors de la première fréquence pour certains participants) (Figure 56).

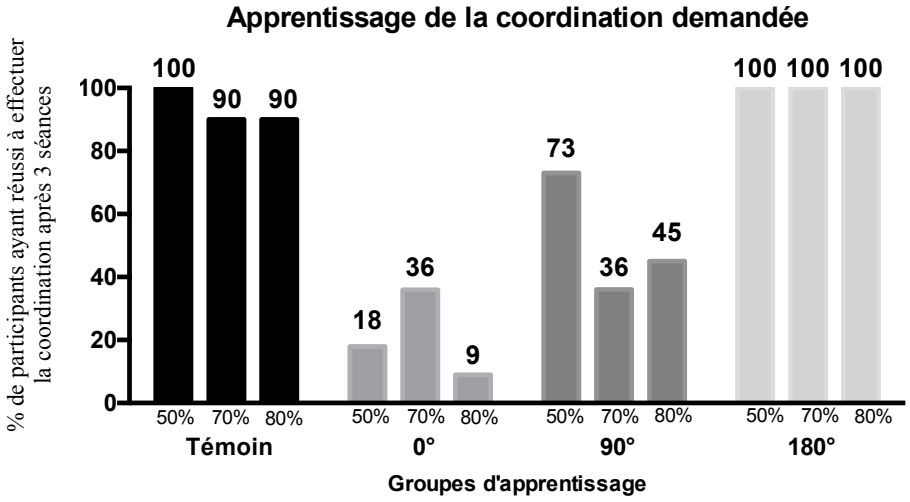


Figure 56. Pourcentage de participants ayant réussi à effectuer la coordination demandée selon le groupe d'apprentissage et selon les fréquences d'oscillation (50%, 70% et 80%).

3.1. Coordination tronc/cheval

L'analyse statistique réalisée sur les phases relatives $\phi_{Tronc\text{-}Cheval}$ a révélé un effet significatif de l'apprentissage $F(1,40)=25,7$ ($p<0,05$) (Figure 57), du pattern de coordination prescrit $F(1.5,60.0)=83,1$ ($p<0,05$) (Figure 58), et de la fréquence d'oscillation du cheval $F(1.4,56.3)=12,7$ ($p<0,05$) (Figure 59). En revanche, aucun effet significatif du groupe n'a été démontré ($p>0,05$).

De plus, cette analyse a montré plusieurs effets d'interaction entre ces facteurs : un effet apprentissage x groupes $F(3,40)=6,3$ ($p<0,05$) (Figure 60), patterns x groupes $F(9,120)=3,0$ ($p<0,05$) (Figure 61), apprentissage x patterns $F(3,78.8)=24,2$ ($p<0,05$) (Figure 62) et patterns x fréquences $F(3.1,125.6)=6,9$ ($p<0,05$) (Figure 63).

En analysant l'effet principal de l'apprentissage, nous pouvons observer une modification de la coordination des participants, quel que soit leur groupe, suite à cette méthode au post-test.

La phase relative tronc/cheval était proche de l'*antiphase* (154,1°±1,4°) au pré-test, avant de rejoindre le *décalage de phase* (142,4°±2,6°) au post-test (Figure 57).

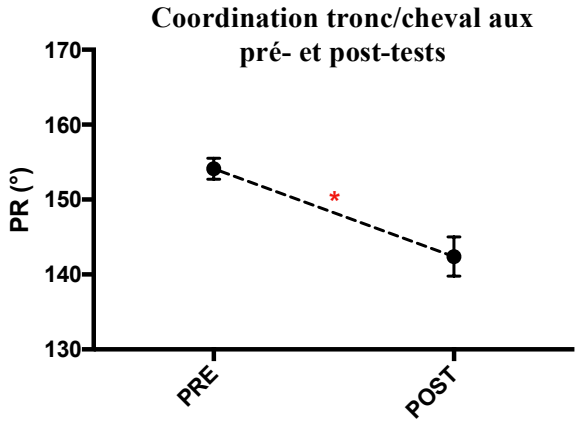


Figure 57. Moyennes (±ES) des coordinations posturales tronc/cheval aux pré- et post-tests. L'étoile correspond à la différence significative existante entre les deux moments.

Suite au test de Bonferroni effectué sur l'effet du pattern de coordination prescrit, nous avons observé que la coordination au pattern spontané (133,9°±3,6°), comme celle au pattern 0° (132,1°±2,8°) étaient différentes de la coordination moyenne mesurée aux patterns 90° (162,3°±1,2°) et 180° (164,7°±1,1°) ($p<0,05$) (Figure 58). De ce fait, la coordination au pattern 90° se révèle différente de celle aux autres patterns, tout comme la coordination réalisée au pattern 180°. Ces valeurs moyennes tendent à montrer que la coordination réalisée aux patterns 180° et 90° est la plus proche de l'*antiphase* alors que pour les deux autres patterns, cette coordination est en *décalage de phase* (Figure 58).

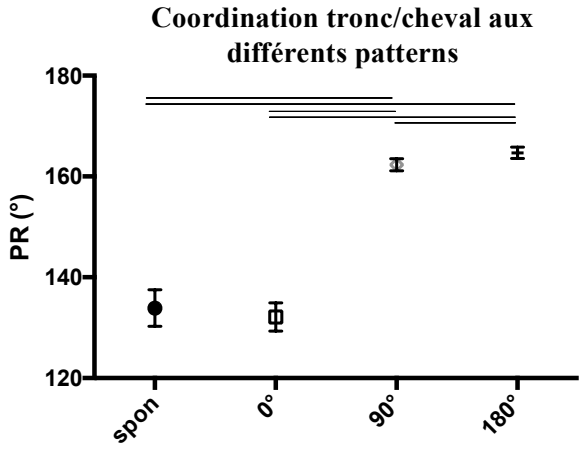


Figure 58. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval mesurées aux différents patterns de coordination prescrits. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives entre ces patterns.

Ce test a également permis de montrer les différences de coordination existantes entre les fréquences d'oscillation du cheval mécanique (Figure 59). Ainsi, la coordination mesurée à la fréquence 50% (143,1°±1,6°) était différente de celle à 70% (151,9°±2,0°) et à 80% (149,8°±2,4°) ($p<0,05$) ; à la fréquence la plus basse, la valeur moyenne de coordination posturale était plus faible (en *décalage de phase*) qu'aux deux fréquences supérieures (malgré tout, toujours en *décalage de phase* ; Figure 59).

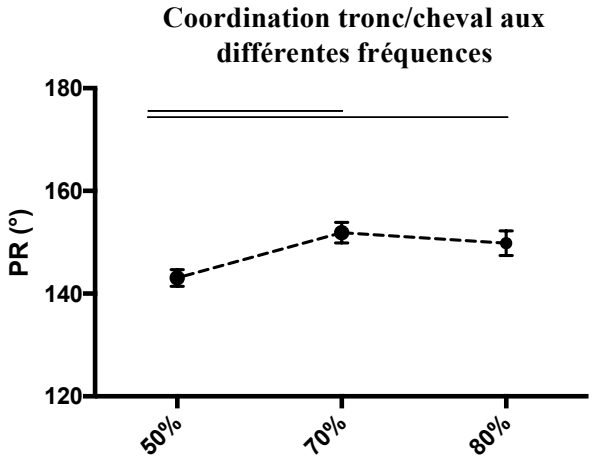


Figure 59. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives entre ces patterns.

Les tests *post-hoc* de Bonferroni effectués sur l'effet d'interaction apprentissage x groupes ont permis d'indiquer que la coordination mesurée au pré-test (nonobstant le pattern demandé) pour les groupes 0° et 90° était significativement différente de celle mesurée au post-test (p<0,05) (Figure 60). Ces coordinations étaient proches de l'*antiphase* au pré-test (154,9°±2,8° pour le groupe 0° et 154,5°±2,8° pour le groupe 90°) avant de se décaler vers le *décalage de phase* au post-test (127,2°±5,1° pour le groupe 0° et 142,4°±5,1° pour le groupe 90°).

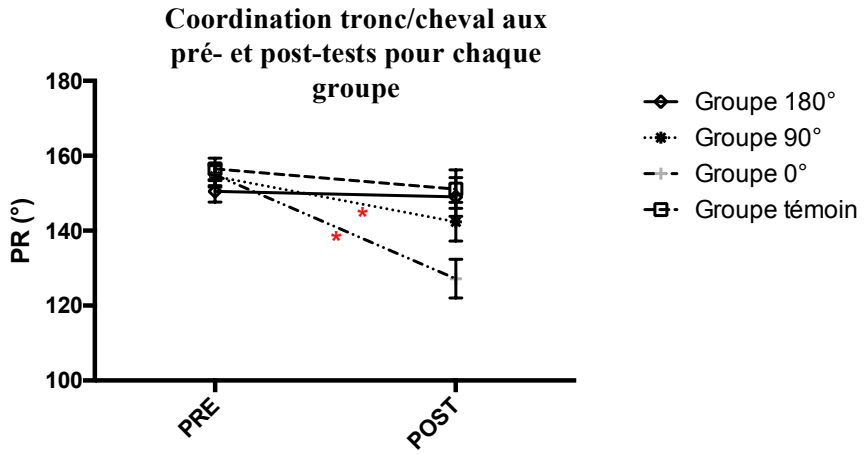


Figure 60. Moyennes (±ES) des phases relatives tronc/cheval pour chaque groupe (quelque soit le pattern demandé), au pré- et au post-tests. Les différences significatives sont indiquées par les étoiles.

De même, nous observons grâce à ces tests, des différences significatives entre les groupes selon le pattern demandé aux participants. En effet, pour le groupe témoin, la coordination mesurée lors du pattern 0° (143,1°±5,6°) se révélait différente de celle mesurée aux patterns 90° (162,0°±2,3°) et 180° (163,4°±2,2°) (p<0,05). Pour le groupe 0° et 90°, la coordination réalisée lors du pattern spontané (111,8°±7,2° pour le groupe 0° et 136,9°±7,2° pour le groupe 90°) était différente de celle aux patterns 90° (164,5°±2,3° pour le groupe 0° et 161,5°±2,3° pour le groupe 90°) et 180° (167,1°±2,2° pour le groupe 0° et 161,1°±2,3 pour le groupe 90°) (p<0,05). De même, celle au pattern 0° (120,7°±5,6° pour le groupe 0° et 134,3°±5,6° pour le groupe 90°) était différente de la coordination à 90° et 180° (p<0,05). Enfin, pour le groupe 180°, la coordination mesurée lors du pattern spontané (140,5°±7,2°) était différente de celle aux patterns 90° (161,1°±2,2°) et 180° (167,2°±2,2°) (p<0,05) ; la coordination au pattern 0° (130,2°±5,6°) était quant à elle différente de celle des patterns 90° et 180° (p<0,05) ; et la coordination réalisée au pattern 90° était également différente de toutes les autres

coordinations mesurées aux patterns spontanés, 0° et 180° (p<0,05). Par ces résultats, nous observons des valeurs moyennes qui semblent être modifiées selon le pattern présenté et selon le groupe d'apprentissage de chaque individu. En effet, prenons l'exemple du groupe 0°, nous observons des valeurs de phases relatives proches de 100° lors de la réalisation du pattern spontané et 0° au post-test, pouvant ainsi expliquer un changement dans la coordination spontanée de ces individus lié à cette méthode d'apprentissage (Figure 61).

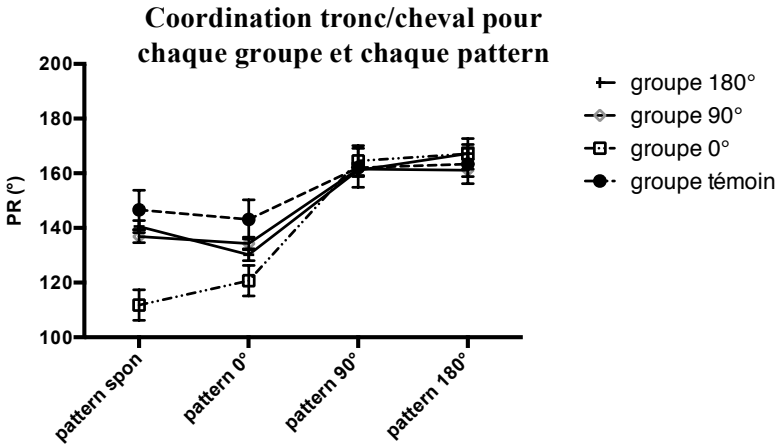


Figure 61. Moyennes (±ES) des phases relatives tronc/cheval pour chaque groupe d'apprentissage lors de chaque pattern demandé.

L'analyse *post-hoc* effectuée sur l'effet d'interaction apprentissage x patterns nous a permis de montrer des différences significatives concernant la coordination tronc/cheval lors des patterns spontané et 0° entre les pré- et post-tests (Figure 62) (p<0,05). En effet, au pattern spontané, la coordination au pré-test de tous nos participants était en *décalage de phase*, mais proche de l'*antiphase* (149,7°±2,8°) alors qu'au post-test, le tronc des participants était bel et bien en *décalage de phase* par rapport au cheval (118,2°±5,3°). Cette réduction des valeurs de phases relatives était également visible pour le groupe 0° (139°±2,9° au pré et 125,2°±4° au post).

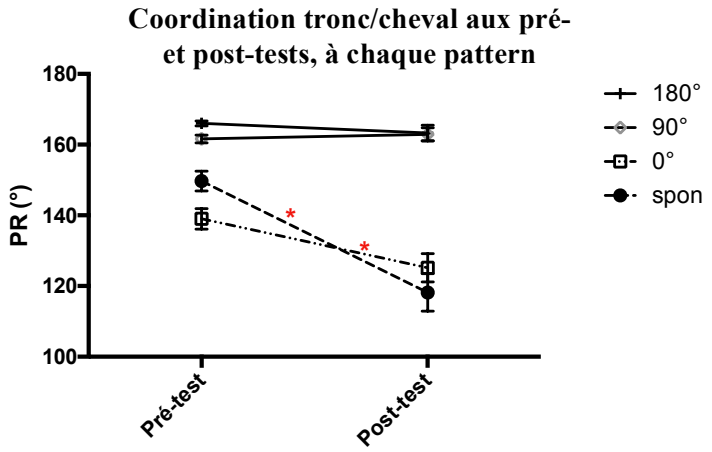


Figure 62. Moyennes (±ES) de la coordination tronc/cheval aux pré- et post-tests, à chaque pattern demandé. Les différences significatives sont indiquées par les étoiles.

Pour finir, l'analyse *post-hoc* a été effectuée sur l'effet d'interaction patterns x fréquences et nous a permis de remarquer que la coordination mesurée lors des quatre patterns de coordination prescrits, était significativement différente, pour tous, pendant la première fréquence d'oscillation du cheval (129,0°±3,4° au pattern spontané, 120,3°±2,7° à 0°, 158,90±1,7° à 90° et 164°±1,2° à 180°) ($p<0,05$). Pour la deuxième fréquence, la coordination au pattern spontané (136,7°±4,1°) se révélait différente de celle mesurée aux patterns 90° (165,5°±1,2°) et 180° (167,0°±1,1°), tout comme la coordination au pattern 0° (138,2°±3,6°) ($p<0,05$). Au pattern 90°, la coordination était quant à elle différente de celle aux patterns spontané et 0°, mais pas 180°. Enfin, lors de la troisième fréquence d'oscillation, nous avons observé les mêmes différences que celles mesurées à la fréquence 70% (Figure 63).

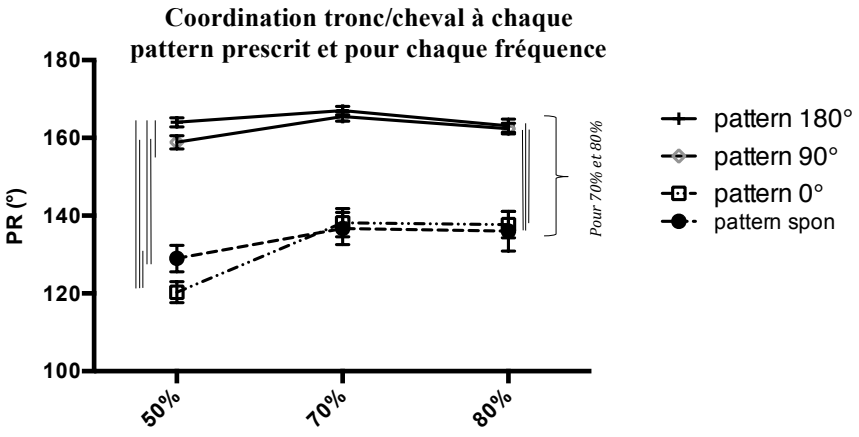


Figure 63. Moyennes (± ES) des coordinations tronc/cheval mesurées lors de chaque pattern de coordination prescrits et pour chaque fréquence. Les barres verticales correspondent aux différences significatives entre les patterns.

3.2. Variabilité de la coordination tronc/cheval

L'analyse statistique réalisée sur la variance des phases relatives de la coordination tronc/cheval a montré un effet significatif du pattern de coordination prescrit, $F(2,79.3)=63,2$ ($p<0,05$) (Figure 64), un effet de la fréquence d'oscillation du cheval $F(1.7,67.5)=20,3$ ($p<0,05$) (Figure 65), ainsi que deux effets d'interactions concernant ces facteurs : apprentissage x patterns $F(2.2,86.4)=4,3$ ($p<0,05$) (Figure 66), et patterns x fréquences $F(4.1,163.7)=5,5$ ($p<0,05$) (Figure 67).

Afin d'observer les différences de variabilité posturale entre les patterns de coordination, le test de Bonferroni a été appliqué et a permis de montrer une diminution importante de la variance lors des patterns 90° et 180° (Figure 64). Plus précisément, la variabilité au pattern spontané (931,6°±93,4°) était différente de celle aux patterns 90° (287,3°±37,9°) et 180° (203,9°±27,2°) ; comme celle au pattern 0° (1039,8°±89,0°). Enfin les patterns 90° et 180°, la variabilité mesurée était différente de celle aux autres patterns.

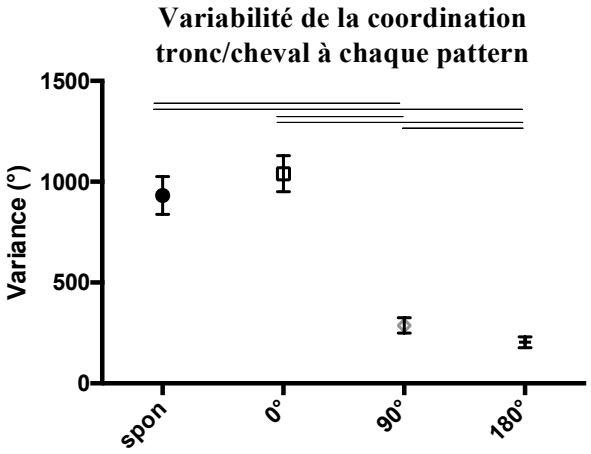


Figure 64. Variance (moyenne±ES) mesurée pour chaque pattern de coordination demandé. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives entre ces patterns.

Les tests *post-hoc* ont également été réalisés sur la variabilité posturale selon la fréquence d'oscillation du cheval montrant que la variabilité à la fréquence 50% était différente des deux autres fréquences (781,5°±59,4° à 50%, 551,1°±59,0° à 70% et 514,3°±50,5° à 80%) (Figure 65). Nous remarquons une diminution de cette variabilité lorsque la fréquence d'oscillation du cheval augmente.

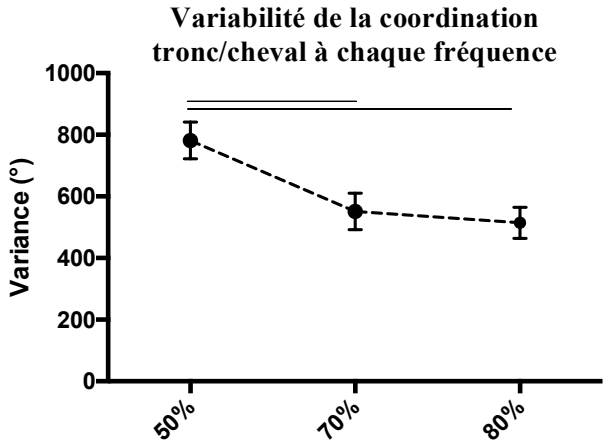


Figure 65. Variance (moyenne±ES) mesurée à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales correspondent aux différences significatives.

Le test de Bonferroni effectué sur l'effet d'interaction apprentissage x patterns a permis d'observer une unique différence significative pour le pattern spontané entre le pré et le post-test. En effet, lors de la réalisation de ce pattern, nous remarquons une importante augmentation de la variabilité de la coordination posturale, passant de 746,7°±100,5° au pré-test à 1116,5°±118,6° au post-test (Figure 66).

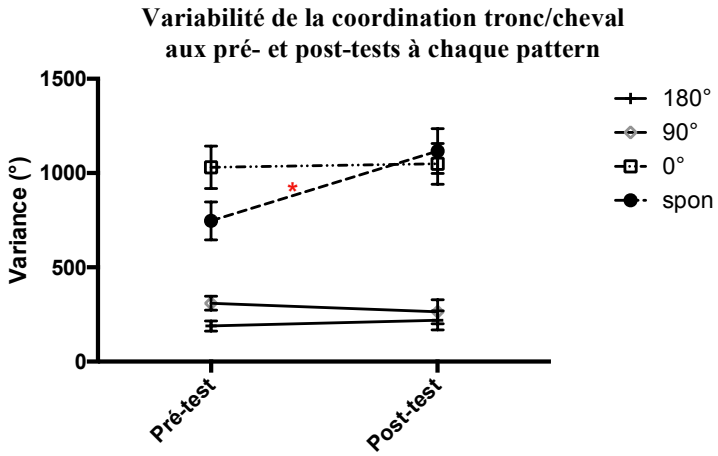


Figure 66. Variance (moyenne±ES) mesurée à chaque pattern de coordination prescrit lors des pré- et post-tests. L'étoile correspond à une différence significative.

Enfin, lorsque ces tests étaient effectués sur l'effet patterns x fréquences, nous observons une diminution de cette variabilité lorsque la fréquence d'oscillation du cheval augmente (Figure 67). De ce fait, lors de la fréquence 50%, la variabilité au pattern spontané (1136,7°±126,4°)

était différente de celle aux patterns 90° (378,3°±50,6°) et 180° (243,5°±38,3°) ; de même la variabilité au pattern 0° (1367,6°±107,0°) était également différente de celle aux pattern 90° et 180° ; au pattern 90° et 180°, la variabilité était différente de celle aux 3 autres patterns. Pendant la fréquence 70%, la variabilité au pattern spontané (899,4°±108,9°) et au pattern 0° (916,5°±112,8°) était différente de celle mesurée aux pattern 90° (208,6°±42,2°) et 180° (180,0°±39,4°) ; en revanche, la variabilité à 90° était différente des patterns spontané et 0° mais pas 180°. A la fréquence 80% nous avons observé les mêmes différences qu'à la fréquence 70% (758,6°±104,3° au pattern spontané, 835,5°±89,8° à 0°, 275,0°±42,8° à 90° et 188,1°±18,1° à 180°).

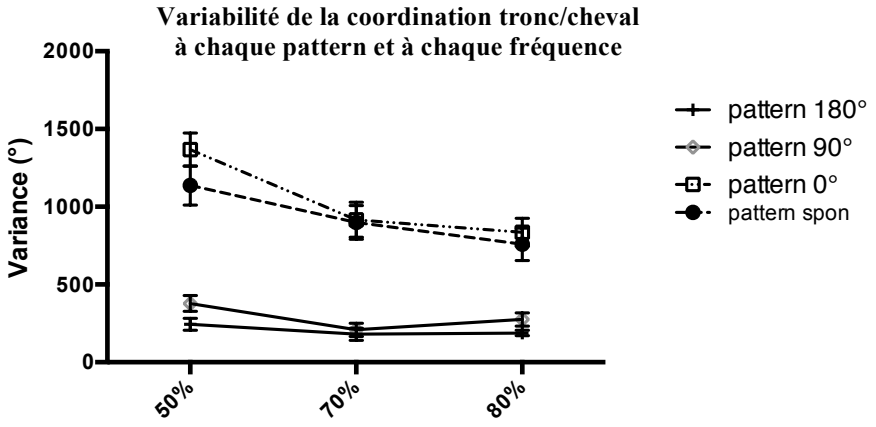


Figure 67. Variance (moyenne±ES) mesurée aux quatre patterns de coordination demandés et à chaque fréquence d'oscillation du cheval.

3.3. Evolution des coordinations tronc/cheval et de leur variabilité en fonction des séances pour chacun des groupes

Groupe témoin

L'ANOVA 2 voies, 3(séances) x 3(fréquences), effectuée sur les séances pour le groupe témoin n'a révélé aucun effet significatif, ni d'effets d'interaction ($p>0,05$) concernant la coordination tronc/cheval mais également concernant la variance de cette coordination (Figure 68 ;Figure 69).

Groupe 0°

L'analyse statistique réalisée pour le groupe 0° a montré un effet significatif de la séance d'apprentissage $F(2,9)=11,1$ ($p<0,05$) (Figure 68), mais aucun effet d'interaction ($p>0,05$).

Grâce à l'utilisation des tests *post-hoc*, nous avons observé que la coordination du groupe 0° mesurée à la séance 1 (133,9°±8,3°) était différente des deux autres séances (104,3°±12,2° à S2 et 91,9°±11,0° à S3). Nous remarquons une diminution des valeurs de phases relatives tronc/cheval en fonction des fréquences, restant toujours en *décalage de phase* mais évoluant vers le pattern prescrit, 0° (Figure 68).

En ce qui concerne la variabilité posturale, nous retrouvons également un effet significatif de la séance d'apprentissage pour ce groupe 0°, $F(2,9)=6,5$ ($p<0,05$). La variabilité posturale diminue tout au long des séances et nous remarquons que celle mesurée à la séance 1 (900,0°±192,9°) était différente de celle à la séance 3 (185,6°±24,4°) mais pas à la séance 2 (828,1°±220,9°) (Figure 69).

Groupe 90°

Pour le groupe 90°, l'ANOVA a permis de montrer un effet significatif de la séance d'apprentissage $F(2,9)=4,73$ ($p<0,05$) (Figure 68), et un effet de la fréquence d'oscillation du cheval $F(1.3,12.5)=5,5$ ($p<0,05$), mais aucun effet d'interaction.

Concernant l'effet de la séance, le test de Bonferroni a montré une unique différence entre la coordination à la séance 1 et celle à la séance 2 (133,5°±5,9° à S1, 117,2°±9,5° à S2 et 122,8°±5,7° à S3). De plus, ce test a été effectué sur l'effet de la fréquence et a montré que la coordination à la fréquence 50% (108,4°±7,4°) était uniquement différente de la coordination à 70% (131,7°±8,0°).

L'analyse statistique effectuée sur la variabilité posturale du groupe 90° a indiqué un effet principal de la séance d'apprentissage $F(2,9)=4,4$ ($p<0,05$) (Figure 69), mais aucun effet d'interaction entre les variables fréquences et séances.

Suite à la réalisation des tests *post-hoc*, nous avons observé que la variabilité mesurée à la séance 1 (894,5°±198,5°) était différente de celle mesurée à la séance 3 (243,6°±59,1°) mais pas à la séance 2 (625,0°±151,0°). Les valeurs de ces variances montrent bien une diminution de la variabilité posturale tout au long des séances d'apprentissage (Figure 69).

Groupe 180°

Enfin pour le groupe 180°, aucun effet significatif concernant la coordination tronc/cheval n'a été démontré ($p>0,05$) (Figure 68).

En revanche, lorsque l'analyse statistique était effectué sur la variabilité posturale, nous observons un effet significatif de la séance d'apprentissage $F(2,9)=8,2$ ($p<0,05$) (Figure 69), ainsi qu'un effet d'interaction séances x fréquences $F(4,7)=4,4$ ($p<0,05$).

Les tests *post-hoc* ont permis d'indiquer une diminution de cette variabilité tout au long des séances d'apprentissage, montrant des différences significatives de cette variabilité : la variabilité à la séance 3 (405°±120,8°) était différente de celle à la séance 1 (1161,2°±208,8°) et à la séance 2 (923,1°±219,6°). Cependant la variabilité à la séance 1 n'était pas différente de la séance 2 (Figure 69). Pour finir, l'effet d'interaction séances x fréquences a permis de montrer que la variabilité présentait des différences entre les séances mais également entre les fréquences. En effet, à la fréquence 50%, la variabilité posturale est uniquement différente entre la séance 2 (1194,3°±326,6°) et la séance 3 (339,6°±11,6°). Contrairement à la fréquence 70% pour laquelle aucune différence significative concernant la variance n'était observée, à la fréquence 80% il a été montré que la variabilité à la séance 1 (1756,1°±252,6°) était différente des deux autres (633°±192° à 70% et 294,7°±121,7° à 80%), et que celle à la séance 2 était différente de celle à la séance 1 mais pas 3.

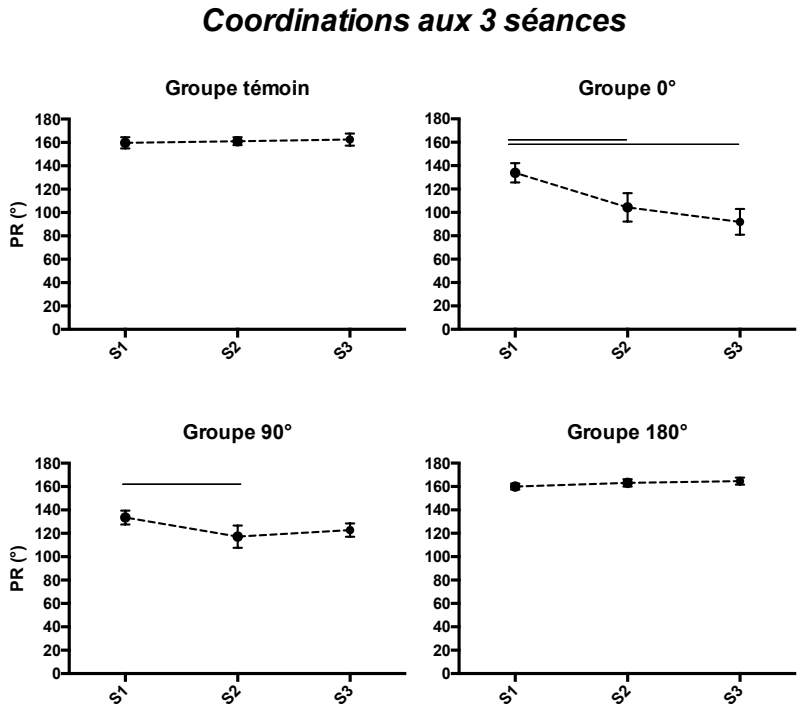


Figure 68. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval réalisées aux 3 séances d'apprentissage, pour chaque groupe (témoin, 0°, 90° et 180°). Les différences significatives sont représentées par les barres horizontales.

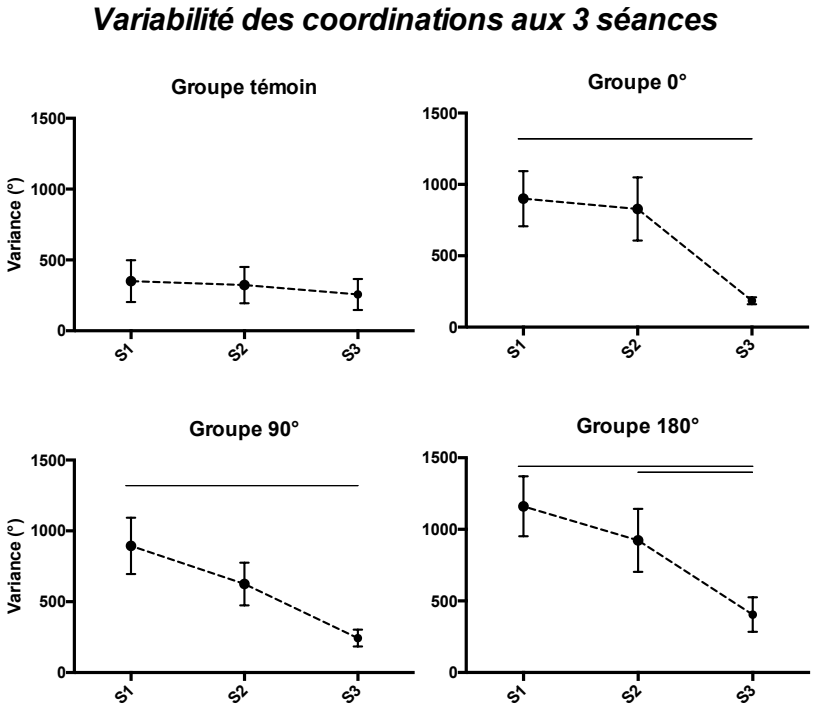


Figure 69. Variabilité (±ES) posturale mesurée à chaque séance d'apprentissage et pour chaque groupe. Les différences significatives sont représentées par les barres horizontales.

4. Discussion

L'objectif premier de cette deuxième étude expérimentale était de quantifier l'impact de l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination sur la coordination posturale spontanément adoptée par des sujets sains, assis sur un cheval mécanique en mouvement. Le second objectif était quant à lui d'observer les effets d'une méthode de biofeedback sur l'apprentissage de ces coordinations. Pour cela, nous avons testé, en plus de l'apprentissage lui-même, la coordination posturale spontanée grâce aux mesures des pré- et post-tests, correspondant à la première et à la dernière séance, avant et après la période d'apprentissage. Ainsi, plusieurs hypothèses concernant cette méthode d'apprentissage ont été émises et nous revenons sur chacune d'elle ci-après afin de valider, ou non, nos propos.

Suite aux résultats exposés précédemment, nous avons pu comparer la coordination posturale effectuée par tous les participants au pré-test et au post-test afin d'évaluer si la pratique du cheval mécanique avait un impact sur le comportement des sujets. Nous avons observé chez ces 44 individus une modification significative de leur coordination tronc/cheval après trois séances d'apprentissage de différents patterns posturaux. En d'autres termes, la coordination posturale des participants mesurée lors du post-test était différente de celle du pré-test. Ces modifications du comportement postural ou plus spécifiquement de la coordination motrice ont également été observées dans plusieurs études effectuées d'une part sur la coordination bimanuelle (Fontaine, Lee, & Swinnen, 1997 ; Hurley & Lee, 2006 ; Kostrubiec & Zanone, 2002 ; Kostrubiec, Tallet, & Zanone, 2005 ; Kostrubiec, Zanone, Fuchs, & Kelso, 2012 ; T. D. Lee et al., 1995 ; Swinnen et al., 1997, 1993 ; Wenderoth & Bock, 2001 ; Zanone & Kelso, 1992) ou d'autre part sur la coordination posturale (hanche/cheville lors d'une posture érigée) (Bardy et al., 2006 ; Delignières et al., 1998 ; Faugloire et al., 2006a, 2006b ; Hadders-Algra, 2003 ; Nourrit et al., 2003 ; Teulier & Delignières, 2007 ; Varoqui, Froger, et al., 2011 ; Vereijken et al., 1997). Ces résultats confirment le fait que la pratique modifie la coordination posturale des individus et donc notre première hypothèse.

Par ailleurs, en précisant ces résultats, nous avons observé que les coordinations posturales mesurées pour chaque groupe d'apprentissage, au post-test, étaient différentes selon ce groupe et selon la coordination qu'ils devaient apprendre. En comparant les résultats au pré-test et au post-test, nous pouvons ainsi remarquer, indépendamment du pattern réalisé, que seuls les

groupes 0° et 90° ont modifié leur pattern de coordination après les trois séances d'apprentissage. Aucune différence n'a cependant été observée pour les groupes témoin (180° sans biofeedback) et 180°. Ces observations confirment donc bien que la méthode d'apprentissage utilisée joue un rôle important sur la coordination effectuée lors du test final, et dépend en quelque sorte du pattern de coordination à produire lors de ces séances (Bardy et al., 2006 ; Faugloire et al., 2006a, 2009 ; Kostrubiec & Zanone, 2002). Le pattern *en antiphase* entre le tronc et le cheval était demandé aux individus des groupes témoin et 180° lors des séances d'apprentissage, soit avec ou sans le biofeedback visuel. Cependant, tout comme notre première expérimentation, l'analyse de ces présents résultats a montré que cette coordination était la coordination spontanément réalisée par les sujets sur le cheval (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017). C'est pourquoi, pour ces deux groupes d'individus, l'apprentissage de celle-ci s'est révélé inefficace dans la réussite des autres patterns posturaux.

En revanche, en nous penchant sur la variabilité posturale mesurée au pré et au post-test, nous n'avons pu montrer de diminution significative de cette variabilité au post-test pour nos quatre groupes de participants (avec même parfois une légère augmentation de cette variabilité lors du post-test). La littérature précise que l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination est souvent synonyme de déstabilisation posturale (Bardy et al., 2006 ; Faugloire et al., 2009 ; T. D. Lee et al., 1995 ; Schöner et al., 1992). Cependant, le faible nombre de séances d'apprentissage réalisé par les sujets peut aussi expliquer cette non-significativité concernant la variabilité posturale. Même si la tâche demandée sur le cheval se révèle simple, les études de Delignières et al. (1998) ; Delignières, Teulier, & Nourrit (2009) ; Nourrit et al. (2003), effectuées par exemple lors d'un balancé aux barres parallèles, ont montré que le nombre de séances avaient un impact sur la variabilité posturale des participants (exemple, dix sessions d'apprentissage pour Delignières et al. (1998)). Par ailleurs, nous remarquons que selon le pattern de coordination demandé lors des deux tests évaluatifs, la variabilité mesurée était différente. En effet, les participants sont très variables pour les patterns spontané et 0° alors qu'ils le sont beaucoup moins lors des patterns 90° et 180°. De ce fait, la seconde hypothèse n'est donc pas totalement validée étant donné que la variabilité posturale n'est pas diminuée après les 3 séances d'apprentissage sur le cheval mécanique. Il est cependant possible de confirmer la première partie de l'hypothèse présentant des différences de coordinations posturales selon les groupes d'apprentissage.

En observant l'effet de la fréquence d'oscillation du cheval sur les coordinations posturales des individus, il semble plus difficile pour les participants de maintenir le pattern de coordination prescrit lorsque la fréquence du cheval augmente (*e.g.* au post-test, lors du pattern 90°, pour le groupe 90°, 110°±21,3° à 50%, 134,4°±27,4° à 70%, 139,1°±21,4° à 80%), à l'exception du pattern 180° (*e.g.* au post-test, 163,1°±7,5° à 50%, 167,3°±3,1° à 70%, 165°±3,4° à 80°). Justement, si nous prenons l'exemple du pattern 0° devant être réalisé par le groupe 90°, nous observons une coordination moyenne proche de 100° aux fréquences 50% et 70%, puis cette dernière rejoint l'*antiphase*, 180°, lorsque le cheval accélère et atteint la fréquence 80%. Le pattern 180°, caractérisant l'*antiphase*, peut donc être considéré comme un fort attracteur (Zanone & Kelso, 1992) où la coordination tronc/cheval se repose lorsque la fréquence du cheval augmente (Bardy et al., 1999, 2002 ; Faugloire et al., 2005). En effet, tous les participants, même lorsqu'ils ont appris une nouvelle coordination spécifique, semblent être attirés par la coordination *en antiphase* entre le tronc et le cheval, à partir du moment où la coordination réalisée est perturbée par l'environnement, ici la fréquence du cheval plus élevée (Bardy et al., 1999).

En croisant nos résultats avec ceux des études réalisées sur la posture érigée (Bardy, 2004 ; Bardy et al., 1999, 2002 ; Marin, Bardy, Baumberger, et al., 1999 ; Oullier et al., 2006) ou sur la coordination bimanuelle (Kelso, 1981, 1984 ; Kelso et al., 1986), nous pouvons observer des similitudes concernant le mode de coordination *en antiphase*, spontanément adopté par nos sujets, et correspondant à un coordination « repère » lorsque cette dernière est déstabilisée par différentes contraintes. Cette coordination analysée dans ces études se révèle être en effet une coordination posturale attractive et stable. Cette stabilité a également été analysée dans cette présente étude et nous remarquons que plus la fréquence du cheval mécanique augmente, plus la stabilité posturale des individus est importante (notamment aussi observée lors de la marche dans l'étude de Jeka, Kelso, & Kiemel (1993)). Ces résultats nous permettent ainsi de valider notre troisième hypothèse et d'affirmer que la fréquence d'oscillation du cheval a un impact sur la coordination posturale des participants, qui rejoint souvent l'*antiphase* lorsque la contrainte environnementale est trop forte (Bardy et al., 1999 ; Kelso, 1984 ; Kelso et al., 1986).

Selon le groupe d'apprentissage des individus, nous avons pu observer des différences concernant la « facilité » ou non à reproduire tel ou tel pattern de coordination après les 3

séances d'apprentissage. Le groupe 0° semble être le plus caractéristique concernant cet apprentissage et nous souhaitons mettre en avant ses résultats. En effet, nous pouvons remarquer que cette méthode d'apprentissage a permis aux individus de ce groupe de se rapprocher de la coordination apprise (*en phase*), néanmoins sans l'atteindre réellement (mais nous parlons ici de moyennes pour les 11 participants et l'analyse des profils individuels (voir Annexe 8) semble indiquer que certains d'entre eux atteignent cette coordination *en phase*). L'analyse des résultats de ce groupe a également montré une modification de la coordination spontanée des individus après l'apprentissage d'une coordination tronc/cheval *en phase*. Ces résultats sont visibles uniquement sur cette coordination spécifique mais nous pouvons confirmer qu'il est possible de modifier le comportement spontané des individus après apprentissage et ainsi valider notre hypothèse à ce sujet. Cela confirme les études de Bardy et al. (2006, 1999, 2002) ; Faugloire et al. (2005, 2006a, 2009) ; Faugloire & Stoffregen (2003) ; Oullier et al. (2003) ; Oullier, Bardy, Stoffregen, & Bootsma (2004) ; Varoqui et al. (2007, 2006) ; Varoqui, Froger, et al. (2011) montrant la possibilité d'agir sur le répertoire postural de l'homme, uniquement en apprenant une nouvelle coordination.

L'analyse des séances d'apprentissage a également montré une évolution dans la dynamique posturale des individus (Bardy, 2004 ; Bardy et al., 2002 ; Faugloire et al., 2006a, 2009), principalement pour le groupe 0°. Au fil des trois séances d'apprentissage, la coordination tronc/cheval des sujets tendait à se rapprocher de plus en plus précisément du pattern qu'ils devaient apprendre (*e.g.* à 70%, 142,8°±28,7° lors de la séance 1, 110,6°±48,8° lors de la séance 2 et 90,1°±56,6° à la séance 3). Cependant, aucune différence concernant les séances n'a été montré pour les groupes témoin et 180°, étant donné la linéarité de la dynamique posturale sur cette coordination (proche de 180° pendant les 3 séances). Cela signifie que l'utilisation d'un biofeedback visuel en temps réel, ne permet pas nécessairement un meilleur apprentissage de la coordination prescrite, concordant avec l'étude de Faugloire et al. (2005). Néanmoins, en visualisant la Figure 68, nous pouvons observer un « effet plafond » de la coordination *en antiphase* (les individus ne pouvant faire mieux), sans doute dû au fait que la coordination demandée était la coordination spontanément adoptée par les sujets sur le cheval (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017). De ce fait, l'ajout ou la suppression de ce biofeedback visuel en temps réel aurait peut-être pu avoir un impact plus important lors de l'apprentissage d'une autre coordination, par exemple 0°, se révélant être beaucoup plus difficile à apprendre.

De plus, l'analyse de la variabilité posturale lors des séances d'apprentissage montre une réduction de la variance tout au long de ces séances. Nous remarquons pour les groupes avec biofeedback (0°, 90° et 180°) une diminution significative, de cette variabilité entre la séance 1 et la séance 3. Cette diminution est beaucoup plus faible, et non significative, pour le groupe sans biofeedback (témoin), mais il est important de préciser tout de même que la variabilité des individus de ce groupe à la séance 1 était inférieure de moitié à celle des autres groupes. Cette haute variabilité de la coordination pour les groupes 0°, 90° et 180° lors des premières séances, peut être expliquée par la diminution de la force de l'attracteur, induisant ainsi une modification de la coordination (Varoqui et al., 2010). Par ailleurs, nous remarquons que la réalisation d'une coordination dite « facile » sur le cheval mécanique (180°) se révèle être plus stable sans l'aide d'un biofeedback visuel (Faugloire et al., 2005). Nous pouvons ainsi nous demander si l'ajout d'une contrainte informationnelle supplémentaire impacte négativement la coordination et donc la stabilité posturale de l'individu (Faugloire et al., 2005). Néanmoins, nous devons rester prudent sur les conclusions faites à ce sujet car si nous avions demandé aux sujets d'apprendre une autre coordination sans biofeedback (*e.g.* 90°), les résultats auraient sans doute été différents, du fait de la difficulté de la tâche. La quatrième hypothèse ne peut donc pas être validée car l'ajout d'un biofeedback visuel en temps réel lors de l'apprentissage n'a pas permis de réaliser une performance plus importante (meilleur apprentissage du pattern prescrit et variabilité moindre de la coordination) comparé aux individus sans biofeedback. Ces résultats concordent ainsi avec les études précédemment citées de Faugloire et al. (2005) ; Varoqui, Froger, et al. (2011), ne permettant pas de distinguer le réel bénéfice d'un biofeedback visuel dans l'apprentissage.

Grâce à cette étude, nous avons montré que l'apprentissage de nouveaux patterns de coordination tronc/cheval était possible pour un sujet en position assise sur le cheval mécanique. Cette méthode pourra alors être utilisée dans un but rééducatif afin d'améliorer la coordination posturale de patients cérébrolésés et leur faire réapprendre des patterns de coordination perdus suite à la lésion (par exemple, une coordination en *antiphase*, 180°).

II. Synthèse et résumé de l'expérimentation 2

Cette seconde étude expérimentale avait pour objectif de quantifier l'impact de l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination sur la coordination posturale spontanément adoptée par des sujets sains, assis sur un cheval mécanique en mouvement ainsi que d'observer les effets d'une méthode de biofeedback sur l'apprentissage de ces coordinations. Les résultats exposés ci-dessus ont permis de montrer que cette méthode d'apprentissage utilisant ce cheval mécanique permettait de modifier le comportement postural des individus après seulement 3 séances (hypothèse n°1 validée). En allant plus loin dans l'analyse de ces résultats, nous avons observé que ce changement de coordination posturale au post-test était dépendant des conditions d'apprentissage, autrement dit du groupe de chaque sujet (partie 1 de l'hypothèse 2 validée). En revanche, nous pensions que l'apprentissage d'une coordination spécifique permettrait une augmentation de la stabilité de cette coordination, mais la variabilité posturale mesurée au post-test ne s'est pas révélée inférieure à celle mesurée au pré-test (partie 2 de l'hypothèse 2 non-validée). Ensuite, nous avons montré que la fréquence d'oscillation du cheval avait un impact important sur la coordination posturale des participants, qui souvent rejoint l'*antiphase* (considérée comme un fort attracteur) lorsque la contrainte environnementale était trop forte (validation de l'hypothèse 3). De plus, l'analyse détaillée du groupe 0° a permis d'observer et de confirmer la possibilité de modifier la coordination posturale vers le pattern apprit mais également de modifier le comportement spontané des individus vers ce même pattern après apprentissage (validation de l'hypothèse 4). Enfin, l'ajout d'un biofeedback visuel en temps réel dans cette méthode d'apprentissage n'a pas démontré de réel bénéfice concernant la performance posturale, en comparaison au groupe sans biofeedback (uniquement pour la coordination 180°), invalidant ainsi notre dernière hypothèse. Mais nous pensons que le rôle de ce feedback reste primordial dans l'apprentissage des autres coordinations (beaucoup plus difficile à apprendre). Cette expérimentation a ainsi montré que l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale était possible sur le cheval mécanique, mettant en avant la coordination 0° dans la modification du comportement spontané des individus, en position assise.

Toutefois, ces observations ne permettent pas de démontrer le réel intérêt de l'ajout d'un biofeedback visuel présenté en temps réel dans l'apprentissage d'une nouvelle coordination

posturale chez des sujets sains. Néanmoins, un sujet pathologique est par définition différent d'un sujet sain, que ce soit au niveau cognitif ou au niveau moteur par exemple. En effet, la littérature existante concernant la coordination posturale des patients cérébrolésés nous révèle que cette population présente des troubles posturaux et plus spécifiquement un comportement monostable lors de la posture érigée, associé à une diminution de la stabilité comparé à une population saine (bi-stable) (Varoqui et al., 2010). De ce fait, même si nous n'avons pu montrer le réel intérêt de ce biofeedback chez des sujets sains, nous pouvons penser qu'il pourra être bénéfique chez des patients, ayant une coordination spontanée différente des individus non-pathologiques. C'est pourquoi, pour de futures études (pas traitées dans ce document), l'objectif sera de mettre en place ce type d'apprentissage au sein d'un protocole de rééducation pour des patients cérébrolésés, afin de leur faire apprendre ou réapprendre un pattern de coordination (assis) perdu suite à la lésion.

Chapitre 7. Rééducation posturale de patients cérébrolésés

Cette étude n°3 a donné lieu à :

- Un article scientifique en préparation

Baillet, H., Thouvarecq, R., Vérin, E., Delpouve, C., Benguigui, N., Komar, J., Leroy, D. A new rehabilitation method for patients with a brain-damaged using the mechanical horse: focus on postural coordination. (En préparation)

- Une publication scientifique à la suite d'une communication

Baillet, H., Thouvarecq, R., Verin, E., Delpouve, C., Benguigui, N., Komar, J., & Leroy, D. (2017). Mechanical horse, a new rehabilitation method for brain-damaged patients: Focus on postural coordination. A preliminary study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *60*(Supplement), e82. https://doi.org/10.1016/j.rehab.2017.07.240

- Trois communications dans un congrès

Baillet, H., Thouvarecq, R., Verin, E., Delpouve, C., Benguigui, N., Komar, J., & Leroy, D. (2018). Les prémices d'une nouvelle méthode de rééducation posturale, utilisant un cheval mécanique, pour une population de patients cérébrolésés. *Congrès de l'Association Francophone en Activité Physique Adaptée*. 23-25 mai. Toulon, France.

Baillet, H., Thouvarecq, R., Carpentier, E., Verin, E., Delpouve, C., Benguigui, N., Komar, J., & Leroy, D. (2017). L'utilisation du cheval mécanique : une nouvelle méthode de rééducation posturale chez des patients cérébrolésés. Une approche exploratoire. *17e Congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives.* 29-31 octobre. Dijon, France.

Baillet, H., Thouvarecq, R., Verin, E., Delpouve, C., Benguigui, N., Komar, J., & Leroy, D. (2017). Mechanical horse, a new rehabilitation method for brain-damaged patients: Focus on postural coordination. A preliminary study. *32e congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation.* 5-7 octobre. Nancy, France.

I. Etude 3

1. Comité d'éthique

Avant la mise en place de cette troisième et dernière étude de thèse, nous devions avoir l'accord d'un comité d'éthique nous autorisant l'évaluation posturale de patients cérébrolésés sur le cheval mécanique et validant ainsi notre protocole. Un manuscrit exposant l'intégralité de l'expérimentation a donc été réalisé et soumis au comité d'éthique de la recherche humaine de l'Université de Lille 3 (voir Annexe n°8). Ce comité a émis un avis favorable le 25 mai 2016 (Annexe n°8), nous autorisant ainsi à lancer notre étude.

Les patients inclus au sein de ce protocole de rééducation étaient soit atteints d'un traumatisme crânien, soit ayant subi un accident vasculaire cérébral. Afin d'analyser les différents troubles, principalement moteurs, faisant suite aux différentes lésions subies, une synthèse des dossiers médicaux de chaque patient sont succinctement détaillés ci-après (3.1.1. et 3.1.2). De plus, les synthèses des dossiers des patients ayant abandonné l'expérimentation sont également disponibles en Annexe n°9.

2. Introduction

L'objectif de cette étude était d'utiliser les apports de l'approche dynamique au service de la rééducation des patients cérébrolésés. Nous avons pu voir que l'analyse de la coordination posturale est le plus souvent réalisée chez des individus non-pathologiques, en position érigée (Bardy, 2004 ; Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999 ; Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002 ; Oullier, Bardy, Stoffregen, & Bootsma, 2002). Cette analyse est basée sur une unité informationnelle, une variable collective (caractérisant la coordination de plusieurs éléments), appelée *paramètre d'ordre* (Haken, 1983) (représentée par la ϕ_{rel}).

Toutefois, la posture érigée est souvent impossible à réaliser et à maintenir pour des individus atteints de handicap, en particulier les patients cérébrolésés. En effet, ces derniers sont, la plupart du temps, contraints de rester en position assise. Ces patients (particulièrement les post-AVC) présentent souvent des déficits d'équilibre, une asymétrie importante du contrôle moteur et des altérations de la proprioception, induisant ainsi une augmentation des oscillations posturales et une diminution de la stabilité, en comparaison avec des personnes

saines (Geurts, de Haart, van Nes, & Duysens, 2005 ; Shumway-Cook, Anson, & Haller, 1988 ; Varoqui, Froger, Lagarde, Pélissier, & Bardy, 2010). Cette posture assise présente de nombreux intérêts, que nous avons évoqué dans l'introduction de la seconde étude de ce document, notamment son rôle essentiel pour de nombreuses activités motrices mais également lors d'exercices de rééducation, comme lors d'une séance de renforcement musculaire ou lors de l'équithérapie par exemple. En plus de la dimension émotionnelle et psychologique, cette activité thérapeutique utilise le mouvement rythmique du cheval au service de la rééducation posturale, permettant ainsi de participer au traitement des troubles moteurs des patients atteints de lésions neurologiques (Lechner et al., 2003). Les séances d'équithérapie sont conduites sous la direction d'un professionnel de santé diplômé et d'un moniteur équestre. Plusieurs études ont montré les effets positifs de cette technique sur le tonus musculaire, la posture, l'équilibre et la douleur, ainsi que son influence psychosomatique sur les patients (Debuse, Chandler, & Gibb, 2005 ; Lechner et al., 2003 ; Meregillano, 2004). De plus, le cerveau est un organe plastique qui lui permet de s'adapter à de nouvelles contraintes environnementales, aux expériences vécues, mais aussi de faire face, tout au moins en partie, à différentes contraintes, comme par exemple lors d'une lésion cérébrale (Johansson, 2000). En effet, selon Thomas (2003), la plasticité est définie comme « l'adaptation du système nerveux aux changements dans le milieu externe (*i.e.* entrées sensorielles) ou interne (*i.e.* les effets d'une lésion du système) et semble être principalement une propriété du cortex cérébral plutôt que des structures sous-corticales » (p.96). Par conséquent, une réorganisation corticale est possible après une lésion, grâce à une rééducation adaptée (Johansson, 2011). Il doit tout de même être spécifié que la plasticité cérébrale présente des limites, en particulier liées à l'âge du patient (le cerveau d'un enfant a une meilleure plasticité que le cerveau d'un adulte (Thomas, 2003)) et à l'étendue des lésions. Galeole, Bastien, Viruega, & Gaviria (2014) ont montré les bénéfices d'un protocole d'équithérapie après un traumatisme crânien sévère, spécifiant que « l'hippothérapie représente un nouveau support disponible pour la rééducation de troubles neurologiques » (p.3). Cependant, comme beaucoup d'animaux, le cheval peut présenter des comportements, parfois imprévisibles. C'est pourquoi, l'utilisation du cheval mécanique peut être une alternative. Dans la littérature, très peu d'études existent dans ce domaine ; certaines d'entre-elles ont cependant indiqué que le cheval mécanique présentait des effets similaires à l'équithérapie réelle (Temcharoensuk et al., 2015).

Suite aux nombreuses études existantes, l'importance des protocoles de réadaptation dans la rééducation fonctionnelle de la coordination posturale chez des patients atteints d'un handicap a été mise en avant. Les effets bénéfiques de l'équithérapie en sont ainsi induits et validés scientifiquement chez ces patients. Le but de cette présente étude est donc d'analyser l'impact d'un nouveau protocole de rééducation, utilisant le cheval mécanique, sur la coordination posturale de patients cérébrolésés.

Par cette étude, nous avons comme objectif de montrer que les mouvements du cheval mécanique —après vingt-quatre séances— permettent l'amélioration de la posture des patients, caractérisée par un maintien de l'équilibre, en synchronisation avec le cheval, et résistant ainsi aux désorganisations posturales lorsque la fréquence d'oscillation du cheval est augmentée.

Plus précisément, plusieurs hypothèses fonctionnelles peuvent être énoncées. Premièrement, nous supposons qu'une modification de la coordination tronc/cheval et tête/cheval sera observée pour tous les patients, quel que soit le type de rééducation (hypothèse n°1). De la même manière, nous pensons que les coordinations posturales (tronc/cheval et tête/cheval) seront différentes selon la fréquence d'oscillation du cheval (hypothèse n°2). Nous souhaitons, également, montrer que la rééducation utilisée en association avec le cheval mécanique permettra, selon la fréquence du cheval, une modification des patterns posturaux des patients aussi bien de la coordination tronc/cheval que de la coordination tête/cheval, comparée à une rééducation classique (hypothèse n°3).

Deuxièmement, nous suggérons, que sera montrée grâce à l'analyse de l'évolution posturale (post—pré-test), un changement plus important des patterns de coordination posturale au post-test lorsque les patients effectuaient une rééducation sur le cheval mécanique, contrairement à une rééducation classique (hypothèse n°4).

Troisièmement, nous pensons que la variabilité posturale ainsi que son évolution seront réduites pour les deux coordinations (augmentation de la stabilité de ces coordinations) grâce aux 24 séances sur le cheval, relativement aux patients du groupe témoin (hypothèse n°5).

Pour aller plus loin, nous envisageons également que ce protocole de vingt-quatre séances améliore la qualité de vie des patients cérébrolésés. Cette hypothèse ne sera pas directement traitée dans ce présent document car elle relève d'un projet plus global et sera abordée prochainement par le médecin coordonnateur de l'étude. Cependant nous suggérons en effet,

que l'amélioration de la posture aura des répercussions sur le bien-être général de l'individu et donc induira une amélioration de la qualité de vie de ces patients.

3. Matériel et méthodes

3.1. Population

Dix-huit patients cérébrolésés (*i.e.* atteints d'un AVC ou d'un TC) volontaires pour cette étude, ont été recrutés par le centre de rééducation fonctionnelle (CRMPR Les Herbiers) et répartis aléatoirement dans deux groupes distincts : un groupe expérimental (*i.e.* groupe cheval ; n=10, 9 AVC et 1 TC) et un groupe contrôle (*i.e.* groupe témoin ; n=8, 7 AVC et 1 TC). Les critères d'inclusion pour participer à cette étude étaient les suivants :

- Avoir une lésion cérébrale légère ou moyenne (score de Glasgow>9), non-progressive et datant d'au moins 3 mois
- Être âgé de plus de 18 ans et de moins de 65 ans
- Être capable de rester en position assise avec ou sans aide technique

En revanche, les participants avec une lésion cérébrale sévère (score de Glasgow<9) étaient exclus de l'étude. Un consentement éclairé était obtenu par écrit pour chaque participant après leur avoir expliqué le but et le déroulement de l'étude. Cette dernière était menée conformément à la Déclaration d'Helsinki et approuvée par le comité d'éthique de la recherche humaine de l'Université de Lille (n°2016-1-S39 ; Annexe n°8).

3.1.1. Groupe témoin

- **Patient 5** : Patient âgé de 56 ans, et inclus au centre des Herbiers suite à un infarctus sylvien droit complet apparu après l'opération d'une fracture ouverte traumatique de la jambe droite en août 2015. Le patient présente une hémiparésie gauche associée à des troubles de la vigilance, des troubles sensitifs majeurs et des troubles cognitifs.
- **Patient 6** : Patient âgé de 36 ans, ayant subi des AVC ischémiques multiples dans un contexte de découverte de cardiomyopathie dilatée avec trouble cinétique et probablement thrombus intra ventriculaire gauche. Patient présentant un déficit moteur

de l'hémicorps gauche mais également un déficit sensitif et des troubles de la déglutition.

- **Patient 11** : Patient âgé de 20 ans qui a subi un AVC ischémique sylvien total droit et cérébral antérieur droit, en février 2017. L'évaluation des capacités motrices, sensitives et cognitives montre de faibles troubles chez ce patient.
- **Patient 12** : Patient âgé de 61 ans arrivé au CRMPR Les Herbiers pour la rééducation d'une hémiplégie droite survenue à la suite d'un accident du travail au mois de février 2017. Apparition brutale d'une parésie brachio-faciale droite ainsi qu'une dysarthrie puis une paralysie du membre inférieur droit, liée à un hématome profond centré sur le noyau lenticulaire gauche et un hématome striatal gauche.
- **Patient 14** : Patient âgé de 20 ans et suivi pour un anévrisme géant carotidien droit avec évolution pseudo-tumorale. Après la réalisation d'une artériographie (en mai 2016), le patient présente une dégradation neurologique brutale avec coma. Au niveau moteur, ce patient est atteint d'une hémiplégique gauche lui permettant tout de même l'usage de la marche pour se déplacer.
- **Patient 19** : Patient âgé de 19 ans inclus au centre des Herbiers après un traumatisme crânien sévère survenu en novembre 2016. L'observation du bilan neurologique montre des troubles cognitifs importants (pas de suivi du regard), des troubles moteurs et de la sensibilité de l'hémicorps gauche, ainsi qu'une importante spasticité. Ce patient est dépendant pour tous les actes de la vie quotidienne.
- **Patient 20** : Patient âgé de 46 ans et hospitalisé pour prise en charge rééducative et réadaptative à la suite d'un hématome intra-parenchymateux du tronc cérébral avec syndrome cérébelleux secondaire. Le bilan général montre un déficit de l'équilibre assis, sans spasticité ni de troubles sensitifs.
- **Patient 21** : Patient âgé de 61 ans et hospitalisé pour une prise en charge rééducation à la suite d'un infarctus sylvien gauche d'origine athéromateuse survenu au mois d'aout 2017. Ce patient présente une hémiplégie droite sans déficit de l'équilibre assis et également un bon équilibre debout. Patient marchant avec une canne et autonome dans l'ensemble des transferts. Au niveau cognitif, le patient présente une aphasie avec manque de mot important.

3.1.2. Groupe cheval mécanique

- **Patient 1** : Patient âgé de 64 ans, atteint d'une anoxie cérébrale secondaire à un infarctus du myocarde (en mai 2016) associée à un déficit sensitivomoteur prédominant en distalité des quatre membres, à une cécité corticale (*i.e.* perçoit les formes et les couleurs), à des troubles de la déglutition et vraisemblablement à un apragmatisme. Les autres fonctions supérieures sont correctes.
- **Patient 3** : Patient âgé de 49 ans, atteint d'une hémiplégie droite secondaire à un hématome capsulo-lenticulaire gauche (en janvier 2016), suite à une maladie des petites artères liée à une hyper-tension artérielle et associée à une aphasie globale et des troubles de déglutition sévères.
- **Patient 4** : Patient âgé de 20 ans, atteint d'un traumatisme crânien suite à un accident de la voie publique à moto (casque mal attaché, chute puis percussion d'une voiture) survenu en octobre 2015, et présentant des troubles cognitifs séquellaires et un syndrome pyramidal discret. Sur le plan cognitif : discrets troubles de l'orientation temporo-spatiale ; troubles de la mémoire antérograde ; troubles de l'attention, manque d'initiative, ralentissement psychomoteur et fatigabilité intellectuelle.
- **Patient 8** : Patient âgé de 65 ans inclus au centre des Herbiers suite à un AVC ischémique sylvien droit superficiel et profond (déclaré en septembre 2016) avec déficit moteur total du membre supérieur gauche et une petite récupération motrice du membre inférieur gauche. Ces lésions sont associées à un syndrome de l'hémisphère mineur avec extinction sensitive et héminégligence droite. De plus, ce patient présente un syndrome dépressif, antérieur à l'AVC.
- **Patient 9** : Patient âgé de 53 ans arrivé aux Herbiers pour une prise en charge rééducative d'une hémiplégie gauche contractée à la suite d'un AVC hémorragique per-coïtale (en septembre 2016) dans un contexte d'hyper-tension artérielle non traitée. Le bilan neurologique présente des troubles moteurs et sensitifs au niveau de l'hémicorps gauche du patient avec spasticité.
- **Patient 10** : Patient âgé de 60 ans ayant subi, en janvier 2017, un AVC hémorragique avec un hématome du mésencéphale gauche avec contamination ventriculaire nécessitant la pose d'une Dérivation Ventriculaire Externe (DVE) sevrée. Sur le plan

neurologique, le patient présente un hémi-syndrome cérébelleux statique et cinétique gauche avec une importante dysarthrie ainsi qu'une petite hémiparésie gauche.

- **Patient 15** : Patient âgé d'une cinquantaine d'années arrivé aux Herbiers suite à un AVC ischémique sylvien gauche (en avril 2017) avec une hémiparésie droite et une aphasie non fluente.
- **Patient 16** : Patient âgé de 43 ans hospitalisé pour une prise en charge rééducative et réadaptative au centre des Herbiers à la suite d'un hématome cérébelleux et d'une hémorragie sous arachnoïdienne sur rupture anévrismale de l'artère cérébelleuse inféro-postérieure droite survenue au mois de mars 2017. Le bilan fonctionnel révèle un bon équilibre assis mais un équilibre debout précaire suite à un agrandissement du polygone de sustentation.
- **Patient 17** : Patient âgé de 50 ans pris en charge au sein du centre des Herbiers suite à un hématome intra-parenchymateux occipital gauche sur rupture d'une malformation artério-veineuse (en septembre 2017). Puis, après l'opération de cet hématome, découverte d'un hématome sous dural aigu gauche, en septembre 2017. Le bilan neurologique montre une faiblesse motrice des quatre membres sans déficit focal.
- **Patient 18** : Patient âgé de 57 ans hospitalisé pour prise en charge rééducative et réadaptative dans les suites d'un infarctus latérobulbaire gauche, de l'artère cérébelleuse postéro-inférieure gauche et de l'artère cérébelleuse gauche, survenu en juillet 2017. Le patient présente des soucis d'équilibre impliquant des nausées et des vomissements lors des sensations vertigineuses, très handicapants lors de différents mouvements.

3.2. Conditions expérimentales

Le groupe contrôle, composé de 8 patients, réalisait uniquement une rééducation classique, sans intervention sur le cheval mécanique (Figure 70). En revanche, le groupe expérimental, composé de 10 patients, réalisait une rééducation classique associée à des exercices d'équithérapie sur le cheval mécanique (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Delpouve, et al., 2017) pendant une durée de 30 minutes maximum, 2 fois par semaine pendant 12 semaines (Figure 70). Les séances de cheval mécanique remplaçaient 2 séances de kinésithérapie par semaine.

L'équithérapie proposée aux patients n'était donc pas une supplémentation mais plutôt le remplacement d'une séance de rééducation. Pour cette étude, nous avons utilisé le même outil que dans les études précédentes : le cheval mécanique avec sa fréquence d'oscillation réglable.

Lors des exercices réalisés sur le cheval mécanique, le moniteur d'équitation demandait aux participants de maintenir une posture droite et verticale. Les patients effectuaient différents exercices d'équilibre et de mobilisation du tronc sur le cheval en mouvement. Ces exercices correspondaient à des mouvements de bras (*e.g.* bras devant, sur les côtés, et en haut) ; des flexions-extensions du tronc (*e.g.* se pencher sur le cheval, sur les côtés et en arrière) ; des mouvements de jambes (*e.g.* lever la jambe droite 3 fois, puis la jambe gauche) ou bien encore des mouvements avec un ballon, permettant ainsi un renforcement musculaire des patients. La fréquence d'oscillation du cheval mécanique était contrôlée (par le moniteur) selon les capacités du patient à maîtriser l'activité et, également, le niveau de confort de chaque participant.

3.3. Procédure

Le protocole de l'étude était composé d'un pré-test, réalisé lors de la première séance ; et d'un post-test, lors de la dernière séance (Figure 70). Tous les participants, que ce soit le groupe contrôle ou expérimental, réalisaient les pré- et post-tests. Ces derniers étaient caractérisés et composés d'une période de repos (cheval à l'arrêt pendant 3 minutes), suivie par plusieurs niveaux de fréquences d'oscillation incrémentées (30%, 40%, 50%, etc. ; maintenue au moins 1 minute et 30 secondes) selon les capacités de chaque patient à maîtriser l'activité. Lorsque le patient le demandait ou lorsque nous (professionnels de santé ou de l'activité) estimions qu'il se mettait en danger, nous prenions alors la décision de mettre fin à l'enregistrement et par conséquent d'arrêter le cheval mécanique.

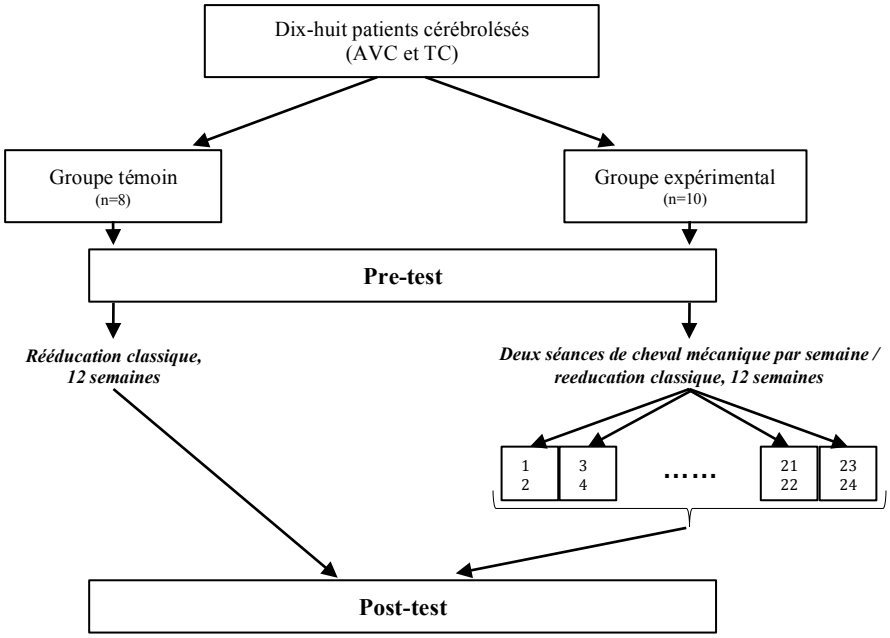


Figure 70. Représentation schématique du protocole d'étude

3.4. Recueil des données

Pendant les pré- et post-tests, la coordination posturale de chaque patient était enregistrée avec le système OptiTrack (Natural Point, Corvallis, OR) (Thewlis, Bishop, Daniell, & Paul, 2013), utilisé de manière identique à celle de l'étude 1. Tous les participants étaient équipés de 4 marqueurs réfléchissants (*i.e.* tête *ou à la jonction de l'os frontal et pariétal du crâne*, C2 *ou 2ème vertèbre cervicale*, C7 *ou 7ème vertèbre cervicale* et S1 *ou 1ère vertèbre sacrée*). Un cinquième marqueur était positionné sur le cheval (*i.e.* derrière la selle). Tout comme dans la première étude de ce manuscrit (chapitre 5), deux angles étaient déterminés grâce aux coordonnées de ces marqueurs permettant l'analyse de la phase relative discrète. Ces deux angles étaient des angles segmentaires, calculés entre deux points et l'axe vertical : l'angle de la tête, calculé grâce aux coordonnées des marqueurs tête et C2 par rapport à la verticale ; et l'angle du tronc calculé grâce aux coordonnées des marqueurs C7 et S1 par rapport à la verticale. De la même façon, le marqueur positionné sur le cheval mis en relation avec l'axe vertical permettait de caractériser l'angle du cheval. Le mouvement oscillatoire du cheval mécanique a permis l'analyse des valeurs d'angles en fonction du temps, suivant une sinusoïde, appelée « oscillateurs » : tête, tronc et cheval. Les positions angulaires de chaque oscillateur du « corps » étaient comparées à celles de l'oscillateur « cheval » et permettaient de calculer la

phase relative discrète —différence de temps entre deux occurrences similaires de deux oscillateurs, reportée sur la base d'une période d'un cycle pris comme référence (Zanone & Kelso, 1992)— entre la tête et le cheval et entre le tronc et le cheval. Dans notre présente étude, cette référence était l'oscillateur cheval. Deux phases relatives étaient ainsi calculées : $\phi_{\text{Tête-Cheval}}$, $\phi_{\text{Tronc-Cheval}}$.

Les phases relatives pour les 18 patients étaient analysées grâce au logiciel Matlab, version 8.3, (Matlab 2014a, The Math Works Inc., Natick, MA, USA). À chaque fréquence d'oscillation, une période de 30 oscillations était déterminée. Cette période correspondait aux 15 valeurs précédant et succédant la valeur centrale de l'essai pour chaque fréquence. Comme nous l'avons déjà énoncé dans les précédentes parties de ce manuscrit, les phases relatives étaient calculées en degrés : une coordination *en phase* entre le patient et le cheval était caractérisée par des valeurs autour de 0°±30° ou 360°±30° ; une coordination *en antiphase* par les valeurs autour de 180°±30°. Les autres valeurs caractérisaient un *décalage de phase*.

Afin de mesurer l'évolution —ou la progression— des coordinations (et de la variabilité) posturales après la période de rééducation, nous avons soustrait les valeurs enregistrées au pré-test à celles du post-test (*i.e.* progressions = post-test—pré-test).

3.5. Statistiques

De la même manière que pour le chapitre 5 de ce document, les phases relatives $\phi_{\textit{Tête-Cheval}}$ et $\phi_{\textit{Tronc-Cheval}}$ étaient des données circulaires (0° - 360°). Nous avons donc utilisé la même méthode que celle utilisée lors la première expérimentation de cette thèse en ramenant toutes les valeurs de phases relatives entre 0° et 180°.

À partir de ces données, l'analyse statistique a pu être réalisée grâce à une ANOVA trois voies, 2(Groupes $_{\text{(Témoin/Cheval)}}$) x 2(Rééducation $_{\text{(Pré-test/Post-test)}}$) x 4(Fréquences $_{\text{(30\%/40\%/50\%/60\%)}}$) à mesures répétées (sur la fréquence et la rééducation) sur la moyenne des phases relatives $\phi_{\textit{Tête-Cheval}}$ et $\phi_{\textit{Tronc-Cheval,}}$ et sur leurs variances (afin d'évaluer la variabilité posturale des patients). De plus, l'analyse statistique de la progression (différence entre les valeurs relevées au post-test et les valeurs relevées au pré-test) de ces coordinations posturales (et de la variabilité) a été réalisée grâce à une ANOVA deux voies, 2(Groupes $_{\text{(Témoin/Cheval)}}$) x 4(Fréquences $_{\text{(30\%/40\%/50\%/60\%)}}$) à mesures répétées.

Pour tester les analyses, le seuil de significativité est établi à p=0,05. Lorsque le test de Mauchly était significatif, la correction de Greenhouse-Geisser était appliquée.

Pour tester les différences significatives entre les moyennes (et les variances) pour les différents facteurs (groupes, rééducation et fréquences) et leurs interactions, la méthode de Bonferroni a été utilisée pour permettre la réalisation de toutes les comparaisons *post-hoc*.

4. Résultats

Comme dans l'étude n°2, avant d'évoquer les résultats statistiques, les observations individuelles sont présentées ci-dessous pour chaque coordination posturale, en fonction des fréquences d'oscillation du cheval, avant et après 12 semaines de rééducation. Tous les graphiques apparaissent en *Annexe 11* et représentent les 30 phases relatives mesurées au pré-test et les 30 phases relatives mesurées au post-test, lors des 4 fréquences d'oscillation du cheval (30%, 40%, 50% et 60%).

Au vu des représentations analysées lors du post-test, nous observons pour la coordination tronc/cheval que la plupart des patients (5 à 30% et 6 à 40%, sur les 10 patients du groupe cheval) ayant réalisé une rééducation sur le cheval mécanique alternent entre une coordination en *décalage de phase* et une coordination *en antiphase* lors des fréquences faibles (30% et 40%) puis rejoignent une coordination stable *en antiphase* à partir de 50% (8 patients à 50% et 9 à 60%, sur 10 patients du groupe cheval) (Figure 71). En revanche, seuls 3 patients du groupe témoin alternent entre une coordination en *décalage de phase* et une coordination *en antiphase*, à la fréquence 30%, et un seul patient à la fréquence 40%. Puis, seulement quatre d'entre eux rejoignent la coordination 180° à 50% et 5 à 60%. Ces résultats témoignent d'un apprentissage de la coordination *en antiphase* entre le tronc et le cheval au post-test.

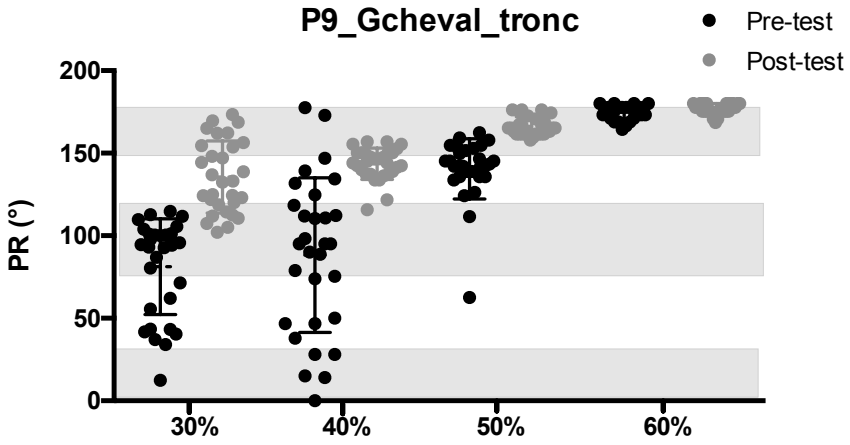


Figure 71. Représentation des modes de coordination tronc/cheval (PR : phases relatives) mesurés aux différentes fréquences d'oscillation du cheval, aux pré- et post-tests, pour un patient (patient 9) du groupe cheval. Les encarts gris représentent les 3 patterns de coordination±30° (antiphase, décalage de phase et phase).

De la même façon, la coordination tête/cheval se révèle souvent en alternance entre deux modes de coordination, soit entre le mode en *décalage de phase* et le mode *en antiphase*, soit entre le mode *en phase* et en *décalage de phase* ou entre le mode *en phase* et *en antiphase*. Les patients du groupe cheval oscillent principalement au post-test entre les patterns en *décalage de phase* et *en antiphase* (5 patients à 30%, 6 à 40%), lors des fréquences faibles, puis certains rejoignent *l'antiphase* (3 patients) ou le *décalage de phase* (3 patients) lorsque les fréquences augmentent. En revanche, pour le groupe témoin, nous observons des patients alternants entre deux modes de coordination, soit *en phase* et en *décalage de phase* (4 patients), soit en *décalage de phase* et *en antiphase* (4 patients) lors des fréquences faibles. Enfin, lorsque les fréquences augmentent, nous observons des résultats similaires aux patients du groupe cheval révélant deux « classes » de patients, 4 ayant une tête en *décalage de phase* avec le cheval et 4 ayant une tête qui alterne entre le *décalage de phase* et *l'antiphase* avec le cheval mécanique. Contrairement à la coordination tronc/cheval, les résultats individuels concernant la coordination tête/cheval ne permettent pas de réellement différencier les deux groupes de patients.

4.1. Coordinations posturales : tronc/cheval, tête/cheval

4.1.1. Phases relatives tronc/cheval

L'analyse statistique des phases relatives tronc/cheval a indiqué un effet significatif de la rééducation $F(1,15)=16,6$ ($p<0,05$) (Figure 72), de la fréquence d'oscillation du cheval $F(1.8,27.7)=59,9$ ($p<0,05$) (Figure 73), un effet d'interaction rééducation x fréquences $F(2,2,32,4)=13,7$ ($p<0,05$) (Figure 74), ainsi qu'un effet d'interaction rééducation x fréquences x groupes $F(3,13)=3,1$ ($p<0,05$) (Figure 75 ; Figure 76). En revanche, aucun effet du groupe ($p>0,05$) n'a été observé concernant la variable tronc/cheval.

L'effet principal mesuré pour la variable « rééducation », nous permet d'observer une modification significative de la coordination tronc/cheval entre l'évaluation au pré-test et l'évaluation au post-test pour tous les patients, sans pour autant observer un réel changement de pattern. La moyenne des phases relatives mesurées au pré-test était de 129,4°±5,1°, exprimant une coordination en *décalage de phase* entre le tronc et le cheval, alors que celle au post-test était modifiée et atteignait 144,5°±4,9°, caractérisant toujours le *décalage de phase* mais se rapprochant timidement d'une coordination *en antiphase* entre le tronc des patients et le cheval (Figure 72).

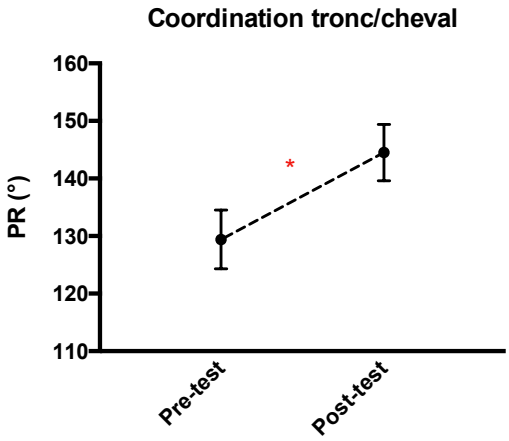


Figure 72. Moyennes (±ES) des coordinations tronc/cheval pour tous les patients aux pré- et post-tests. La différence significative est symbolisée par l'étoile.

De plus, le test de Bonferroni a été effectué sur l'effet de la fréquence d'oscillation du cheval et a montré que la coordination posturale tronc/cheval des patients était différente à chaque

fréquence (30% ≠ 40% ≠ 50% ≠ 60%) (Figure 73). Au vu des moyennes des phases relatives calculées à chaque fréquence, nous observons un changement de pattern de coordination initialement en *décalage de phase* et rejoignant l'*antiphase* lors de la fréquence la plus élevée (94,7°±8,7° à 30%, 126,0°±7,5° à 40%, 155,8°±3,5° à 50% et 171,2°±0,9° à 60%).

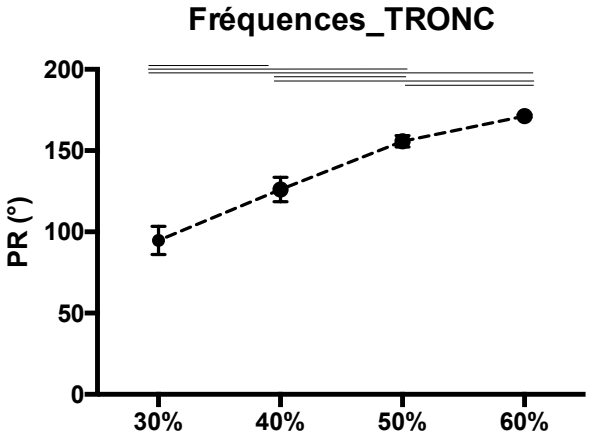


Figure 73. Moyennes (±ES) des phases relatives tronc/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives.

Les tests *post-hoc* ont ensuite été réalisés sur l'effet d'interaction rééducation x fréquences montrant que la coordination tronc/cheval présentait une différence significative entre le pré-test et le post-test uniquement lorsque les fréquences du cheval étaient faibles : à 30% (78,2°±9,4° au pré-test et 111,2°±9,4° au post-test) et à 40% (115,4°±8,9° au pré-test et 136,6°±7° au post-test) (Figure 74). En revanche, plus les fréquences du cheval augmentaient, plus les moyennes des coordinations tronc/cheval étaient similaires entre les deux évaluations (à 50%, 153,2°±3,9° au pré-test et 158,3°±4,2° au post-test ; à 60%, 170,8°±1,3° au pré-test et 171,8°±0,9° au post-test), passant d'une coordination en *décalage de phase* à une coordination *en antiphase* avec le cheval.

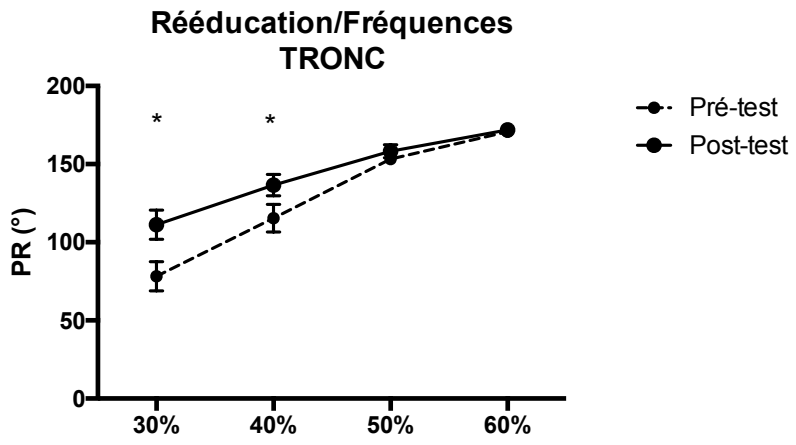


Figure 74. Moyennes (±ES) des coordinations posturales tronc/cheval aux pré- et post-tests, selon la fréquence d'oscillation du cheval. Les étoiles symbolisent les différences significatives.

Enfin, le test de Bonferroni a été effectué sur l'effet d'interaction concernant les 3 facteurs : rééducation x fréquences x groupes, et a montré que la coordination posturale du tronc par rapport au cheval était significativement différente entre le pré-test et le post-test lorsque les fréquences d'oscillation du cheval étaient faibles (30% et 40%), uniquement pour les patients du groupe cheval (Figure 75).

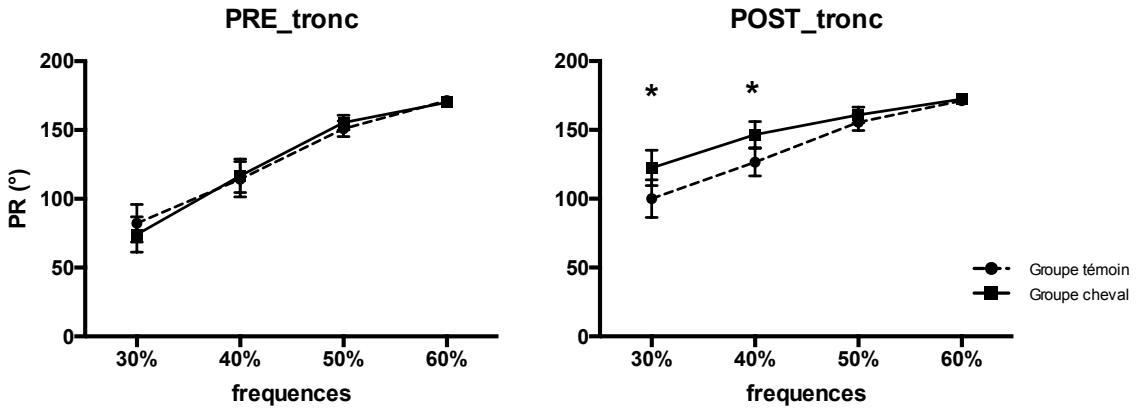


Figure 75. Représentation des PR (moyenne±erreur-standard) de la coordination tronc/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein). Les différences significatives entre les groupes sont représentées par les étoiles.

Ces résultats ont permis de montrer qu'il existait un changement de pattern de coordination du tronc des patients par rapport au cheval après 12 semaines de rééducation (Figure 76) (*e.g.* pour le groupe cheval, à la fréquence 40% : 116,7°±30,7° au pré-test, 146,6°±25,1° au post-test ; pour le groupe témoin, à la même fréquence : 114,2°±42,4° au pré-test, 126,5°±32° au post-test) et plus spécifiquement lors des faibles fréquences d'oscillation du cheval, permettant ainsi de différencier significativement la rééducation avec et sans cheval mécanique.

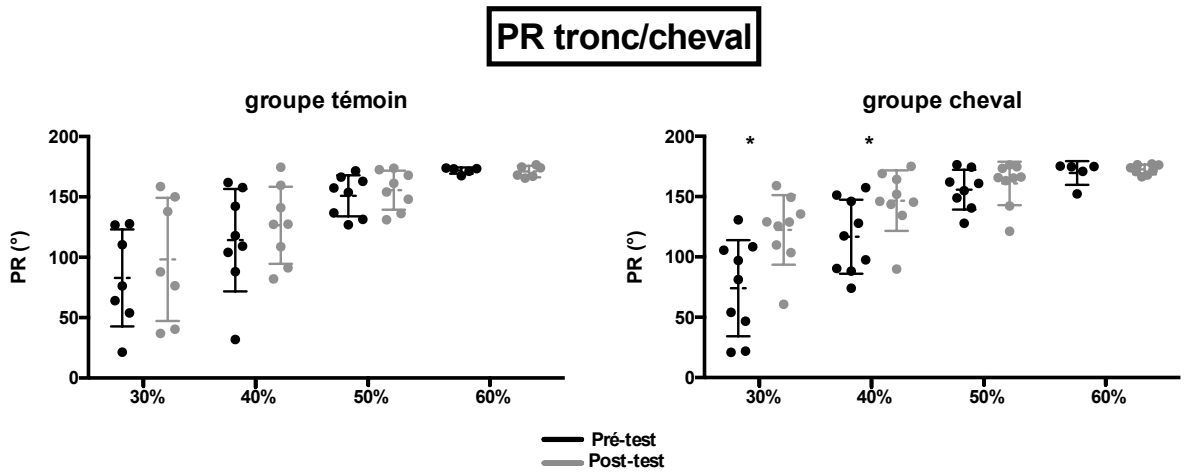


Figure 76. Phases relatives (un point par patient ; moyenne±écart-types) de la coordination tronc/cheval, pour le groupe témoin (à gauche) et le groupe cheval (à droite) lors du pré- (en noir) et du post-tests (en gris) à chaque fréquence d'oscillation. Les différences significatives sont symbolisées par les étoiles.

4.1.2. Phases relatives tête/cheval

L'ANOVA réalisée sur les phases relatives tête/cheval a révélé un effet significatif de la fréquence $F(1.7,25.7)=0,2$ ($p<0,05$) (Figure 77) mais également deux effets d'interaction : rééducation x fréquences $F(3,13)=5,5$ ($p<0,05$) (Figure 78) et rééducation x fréquences x groupes $F(3,13)=3,6$ ($p<0,05$) (Figure 79 ; Figure 80). Cependant, nous ne relevons aucun effet significatif entre les deux groupes de rééducation ($p>0,05$) pour la coordination tête/cheval.

Suite à l'application du test de Bonferroni sur l'effet de la fréquence d'oscillation du cheval, nous observons que la coordination tête/cheval présente des différences significatives selon la

fréquence du cheval. En effet, la coordination à la fréquence 30% (96,6°±6,1°) était différente de celle mesurée aux 3 autres fréquences (125,3°±3,9° à 40%, 140,1°±4,9° à 50% et 128°±4,8° à 60%) ; celle à la fréquence 50% était en plus différente de celle à 60%. Nous observons des changements de coordination de la tête en fonction des fréquences, toujours en *décalage de phase* par rapport au cheval (Figure 77).

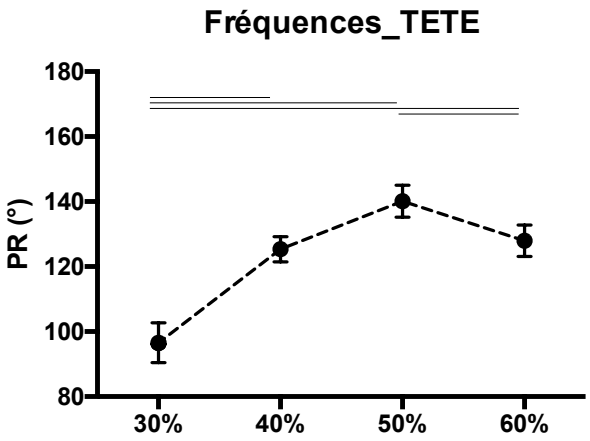


Figure 77. Moyennes (±ES) des phases relatives tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives.

Lorsque les tests *post-hoc* étaient effectués sur l'effet d'interaction rééducation x fréquences, nous avons observé des différences significatives entre la coordination tête/cheval mesurée au pré-test et celle mesurée au post-test, uniquement lors de la plus faible et lors de la plus haute fréquences (30% et 60%). A ces fréquences, la coordination de la tête des patients se retrouve modifiée (restant toujours en *décalage de phase* par rapport au cheval) à la suite de la rééducation réalisée (à 30%, 90,6°±7° au pré-test et 102,6°±5,7° au post-test ; à 60%, 132,6°±5,2° au pré-test et 123,3°±5,1° au post-test).

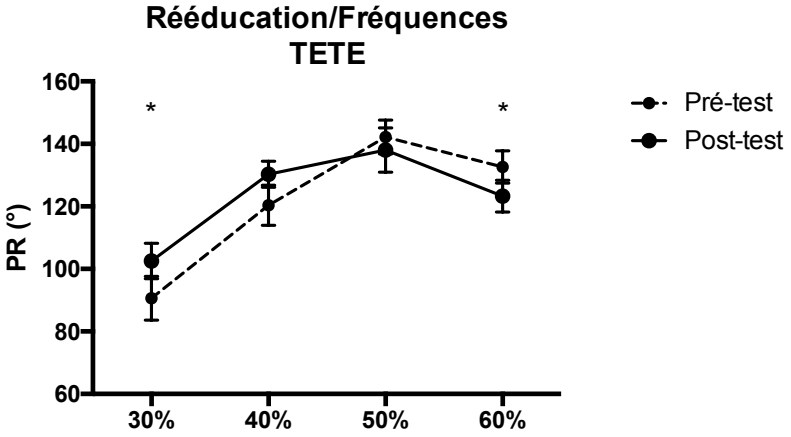


Figure 78. Moyennes (±ES) des coordinations posturales tête/cheval aux pré- et post-tests, selon la fréquence d'oscillation du cheval. Les étoiles symbolisent les différences significatives.

De plus, comme pour la coordination tronc/cheval, les tests de Bonferroni ont été réalisés sur l'effet d'interaction concernant les 3 facteurs : rééducation x fréquences x groupes, montrant une unique différence significative pour le groupe cheval, entre le pré- et le post-tests, à la fréquence la plus faible (30%) (Figure 79). Les patients ayant eu recourt à une rééducation sur le cheval mécanique ont pu modifier leur pattern de coordination de la tête lorsque le cheval oscillait à 30% (84,2°±29,5° au pré-test ; 110,7°±18,8° au post-test) (Figure 80). Aucune différence n'a été montrée pour les patients du groupe témoin.

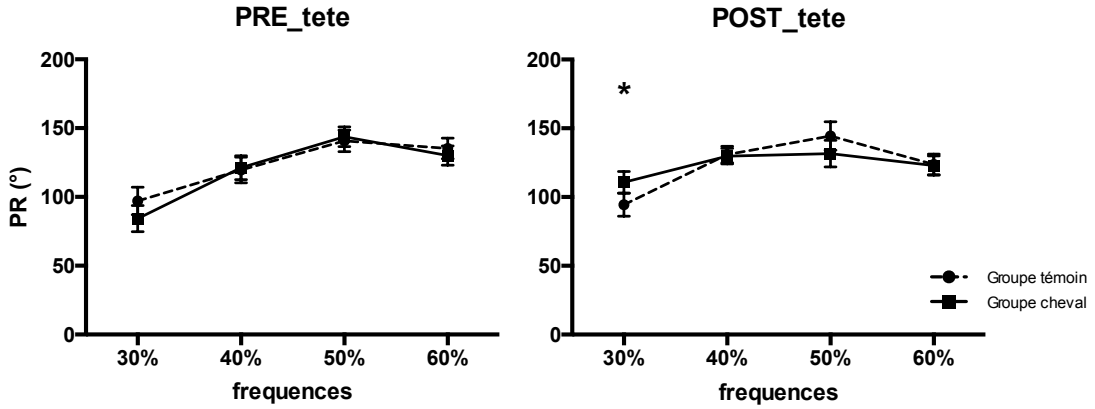


Figure 79. Représentation des PR (moyenne±erreur-standard) de la coordination tête/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein). L'étoile représente les différences significatives.

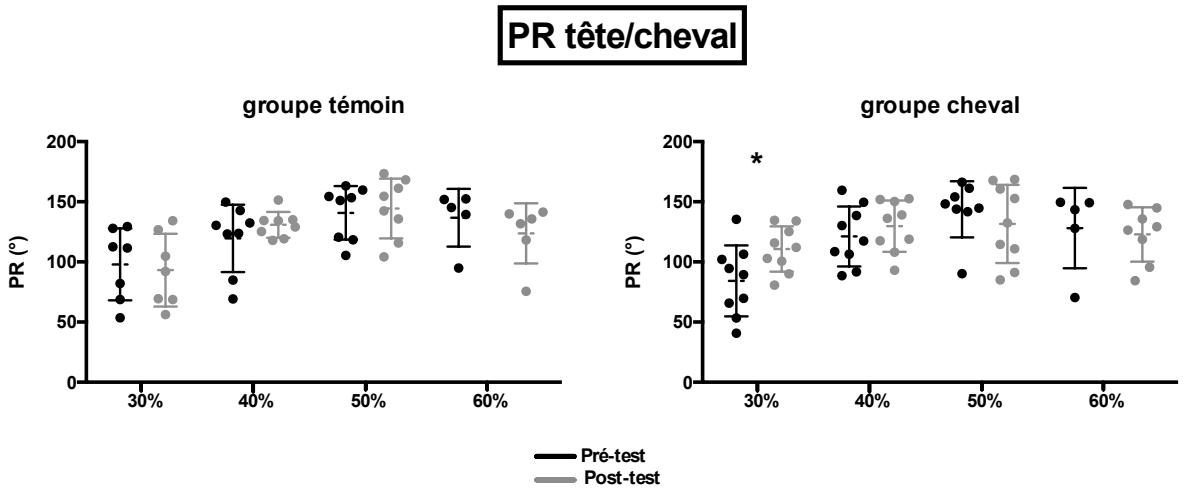


Figure 80. Phases relatives (un point par patient ; moyenne±écart-types) de la coordination tête/cheval, pour le groupe témoin (à gauche) et le groupe cheval (à droite) lors du pré- (en noir) et du post-tests (en gris) à chaque fréquence d'oscillation. Les différences significatives sont symbolisées par les étoiles.

4.2. Evolution des coordinations posturales (post-test—pré-test) : tronc/cheval, tête/cheval

4.2.1. Evolution des PR tronc/cheval

L'analyse statistique réalisée sur l'évolution (post-pré) des coordinations tronc/cheval indique un effet de la fréquence d'oscillation $F(1.8,19.6)=11,48$ ($p<0,05$), ainsi qu'un effet significatif du groupe $F(1,11)=7,88$ ($p<0,05$) (Figure 83), sans effet d'interaction ($p>0,05$).

L'analyse de l'effet principal du groupe a permis de montrer que l'évolution de la coordination tronc/cheval mesurée pour les patients du groupe cheval était significativement plus importante que celle des patients du groupe témoin. En effet, en observant les valeurs moyennes de cette évolution pour tous les patients nous pouvons voir une évolution de 5,9°±5,4° pour le groupe témoin contre 28,1°±5,8° pour le groupe cheval.

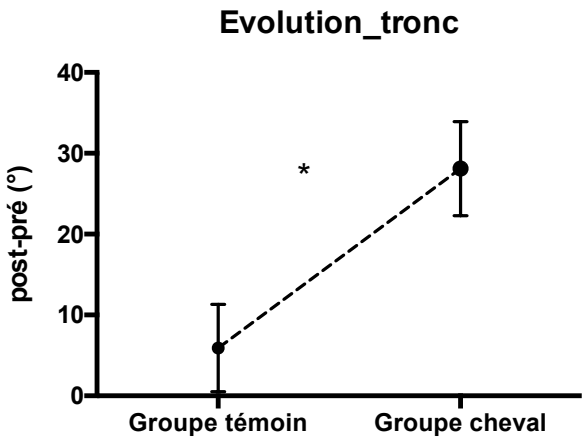


Figure 81. Evolution moyenne (post-pré ; ±ES) de la coordination tronc/cheval pour le groupe témoin et le groupe cheval. L'étoile représente une différence significative entre les deux groupes.

Les tests *post-hoc* ont ensuite été réalisés sur l'effet de la fréquence d'oscillation, permettant de montrer des différences concernant l'évolution de la coordination tronc/cheval selon les fréquences d'oscillation du cheval (Figure 82). En effet, l'évolution à la fréquence 30% (37,1°±8,7°) était différente de celle à 50% (7,8°±3,9°) et à 60% (2,1°±1,7°), de même l'évolution à 40% (21°±5,7) était également différente de celle à 50% et à 60%. Nous observons également que plus la fréquence du cheval augmente, plus l'évolution posturale est

faible, signifiant ainsi que la coordination posturale au pré-test était similaire à celle au post-test lors de la fréquence 60%.

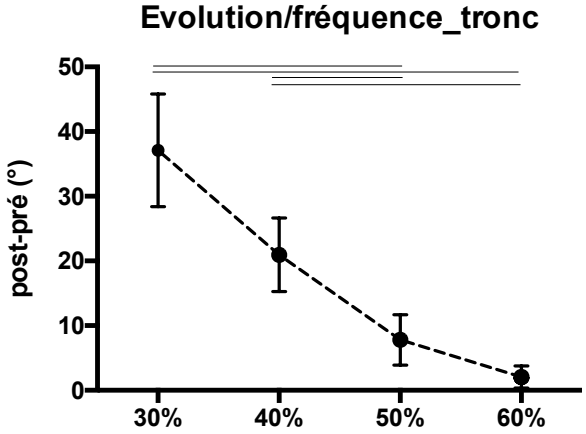


Figure 82. Evolution moyenne (±ES) des coordinations tronc/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives.

Malgré la non significativité de l'effet d'interaction entre ces deux variables, tous ces résultats semblent alors indiquer une progression posturale du tronc plus importante aux fréquences faibles qu'aux fréquences élevées, pour le groupe cheval principalement (30% : 58,8°±26,9° ; 40% : 36,3°±19,2° ; 50% : 13,4°±15,6° ; 60% : 3,7°±7,3°) (Figure 83).

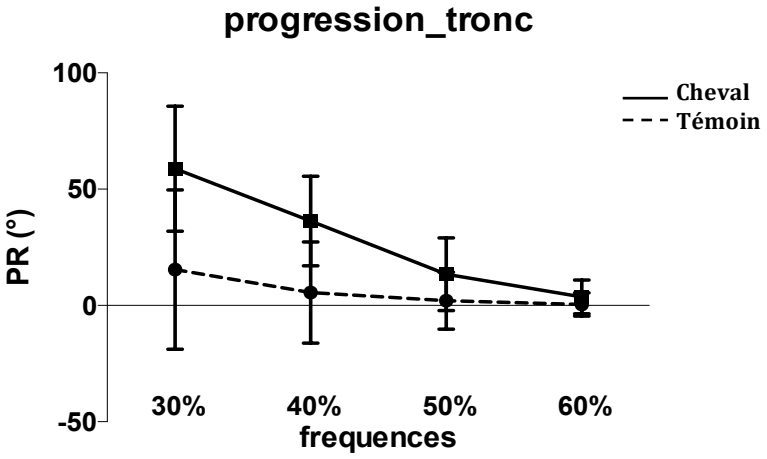


Figure 83. Progression (post-pré) des phases relatives (moyenne±ES) de la coordination tronc/cheval, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein) à chaque fréquence d'oscillation.

4.2.2. Evolution des PR tête/cheval

L'analyse statistique réalisée sur la progression (post-pré) des coordinations tête/cheval indique un effet de la fréquence d'oscillation F(3,13)=4,89 (p<0,05) (Figure 84), ainsi qu'un effet d'interaction fréquences x groupes F(3,13)=4,01 (p<0,05) mais aucun effet du groupe (p>0,05) (Figure 85).

Comme précédemment, les tests *post-hoc* de Bonferroni ont permis de montrer que l'évolution de la coordination tête/cheval était différente selon la fréquence d'oscillation (Figure 84). Nous observons ainsi une unique différence de cette évolution entre la fréquence 30% et la fréquence la plus élevée 60%. Cette évolution moyenne pour tous les patients se révèle positive à 30%, égale à 12°±4,1°, et négative à 60%, -7°±2,6°. En d'autres termes, les valeurs de phases relatives de la coordination tête/cheval augmentaient au post-test lors des fréquences faibles, puis diminuaient (vers la *phase*) lors des fréquences importantes.

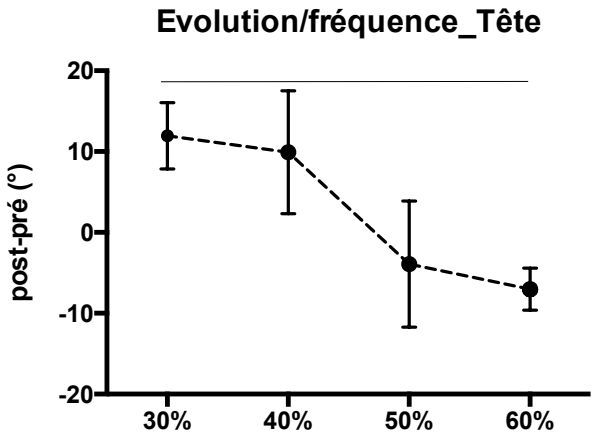


Figure 84. Evolution moyenne (±ES) des coordinations tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives.

De plus, lorsque ces tests étaient effectués sur l'effet d'interaction fréquences x groupe, il était possible d'observer une différence significative concernant l'évolution de la coordination tête/cheval, différenciant ainsi les deux groupes de rééducation, lors de la fréquence 30% (groupe cheval, à 30% : 26,5°±20,8° ; à 40° : 8,6°±32,1° ; à 50% : -11,5°±41,2° ; à 60% : -1,9°±10,4°) (Figure 85).

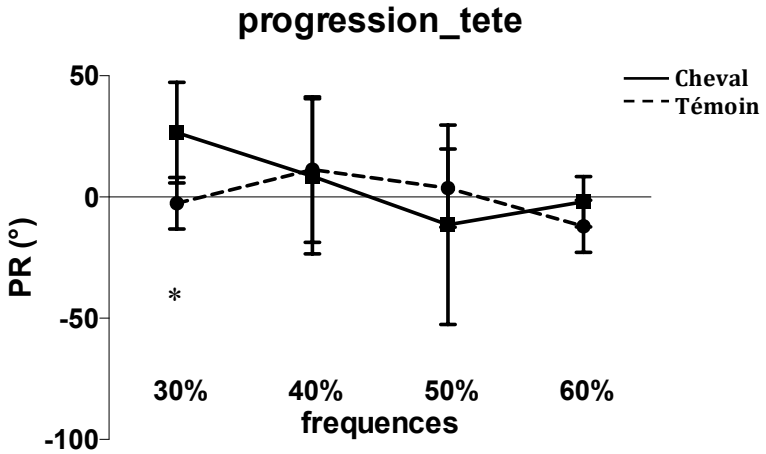


Figure 85. Progression (post-pré) des phases relatives (moyenne±ES) de la coordination tête/cheval, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein) à chaque fréquence d'oscillation. L'étoile correspond à la différence significative entre les groupes.

4.3. Variabilités des coordinations posturales

4.3.1. Variance des phases relatives tronc/cheval

Les résultats de l'ANOVA réalisée sur la variance des phases relatives de la coordination tronc/cheval ont montré un effet significatif de la fréquence d'oscillation du cheval $F(2,29.7)=13,9$ ($p<0,05$) (Figure 86). En revanche, nous n'observons aucun effet significatif du groupe ($p>0,05$), ni d'effets d'interaction ($p>0,05$).

Les tests *post-hoc* de Bonferroni ont permis de montrer que la variabilité de la coordination tronc/cheval était différente selon la fréquence d'oscillation du cheval mécanique (Figure 86). Nous observons une importante diminution de la variabilité posturale lorsque la fréquence augmente. La variabilité mesurée à 30% (706,6°±131,9°) était significativement différente de celle à 50% (172,3°±37,9°) et à 60% (36,9°±5,4°) ; celle à 40% (451,5°±102,7°) était différente de celle à 60% ; enfin celle à 50% était différente de celle à 30% mais aussi à 60%.

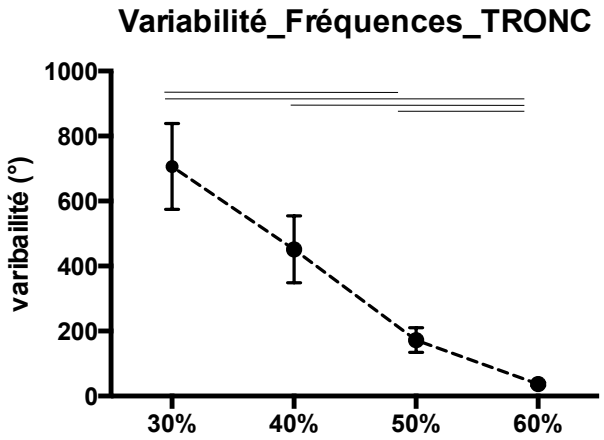


Figure 86. Variabilité posturale (±ES) de la coordination tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives.

Les valeurs de variabilité pour la coordination tronc/cheval présentent une diminution de celle-ci entre le pré- et le post-test pour les patients cérébrolésés et pour chaque fréquence d'oscillation (*e.g.* pour le groupe cheval, à la fréquence 50% : 281,4°±274,3° au pré-test ; 93,5°±188,6° au post-test ; pour le groupe témoin, 202,6°±170,6° au pré, 111,7°±91,4° au post) sans différencier significativement nos deux groupes de rééducation (témoin et cheval) (Figure 87 ; Figure 90).

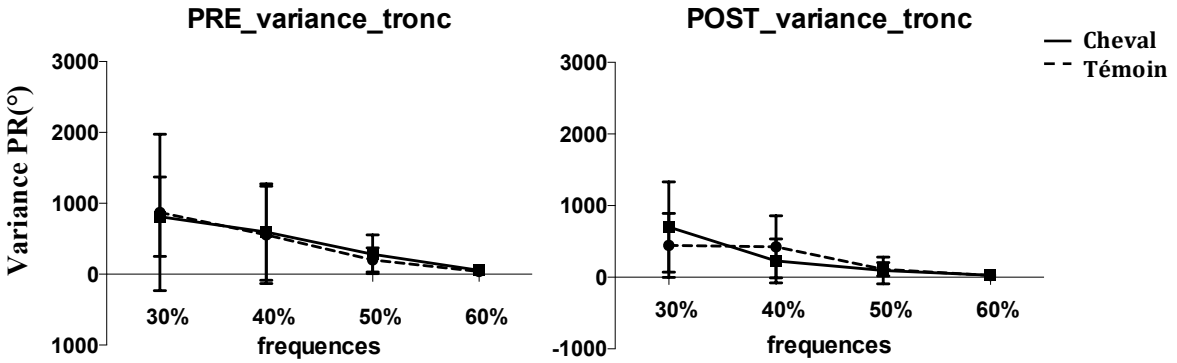


Figure 87. Représentation de la variance des PR (moyenne±erreur standard) de la coordination tronc/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein).

4.3.2. Variance des phases relatives tête/cheval

Comme pour la coordination tronc/cheval, l'analyse statistique de la variance des phases relatives de la coordination tête/cheval a montré un seul effet significatif de la fréquence d'oscillation $F(3,14)=5$ ($p<0,05$) (Figure 88). En revanche, aucun effet du groupe ($p>0,05$) ni d'interaction n'a été observé ($p>0,05$).

Les tests *post-hoc* ont ainsi montré une diminution de la variabilité de cette coordination en fonction de la fréquence d'oscillation. La variabilité mesurée à 30% (1361,9°±137°) était différente de celle à 60% (734,2°±126,1°) ; et celle à 40% (1437,3°±214,9°) était également différente de celle à 60% (Figure 88).

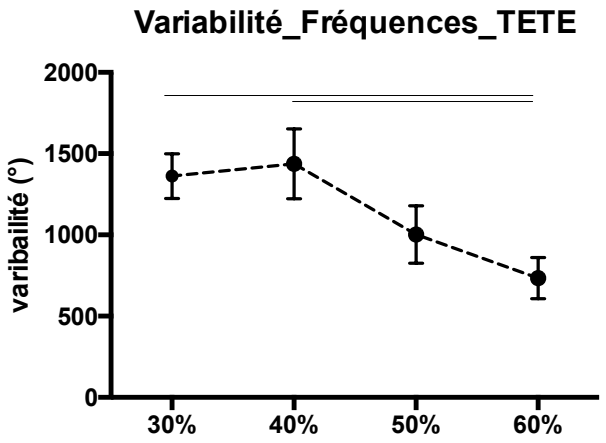


Figure 88. Variabilité posturale (±ES) de la coordination tête/cheval à chaque fréquence d'oscillation. Les barres horizontales représentent les différences significatives.

L'évolution des valeurs de la variabilité semble cependant être légèrement inférieure pour le groupe témoin concernant cette coordination tête/cheval (Figure 89 ; Figure 90).

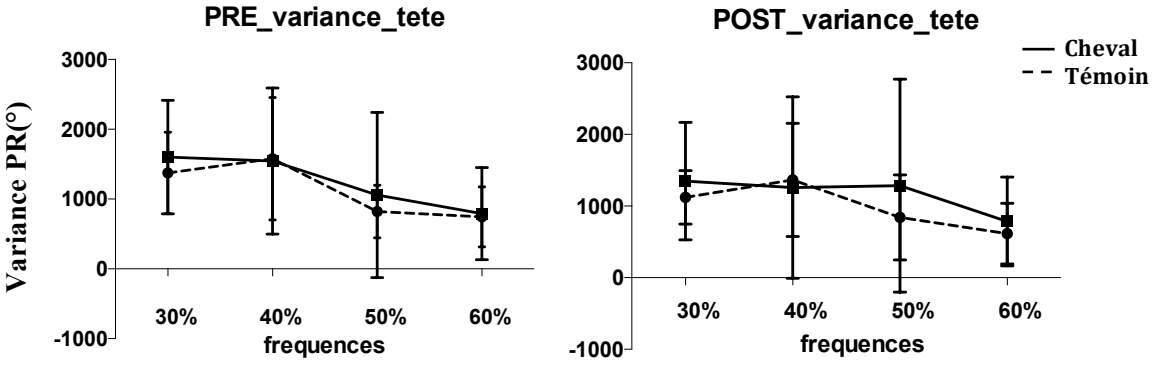


Figure 89. Représentation de la variance des PR (moyenne±erreur standard) de la coordination tête/cheval, aux pré- et post-tests, pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein).

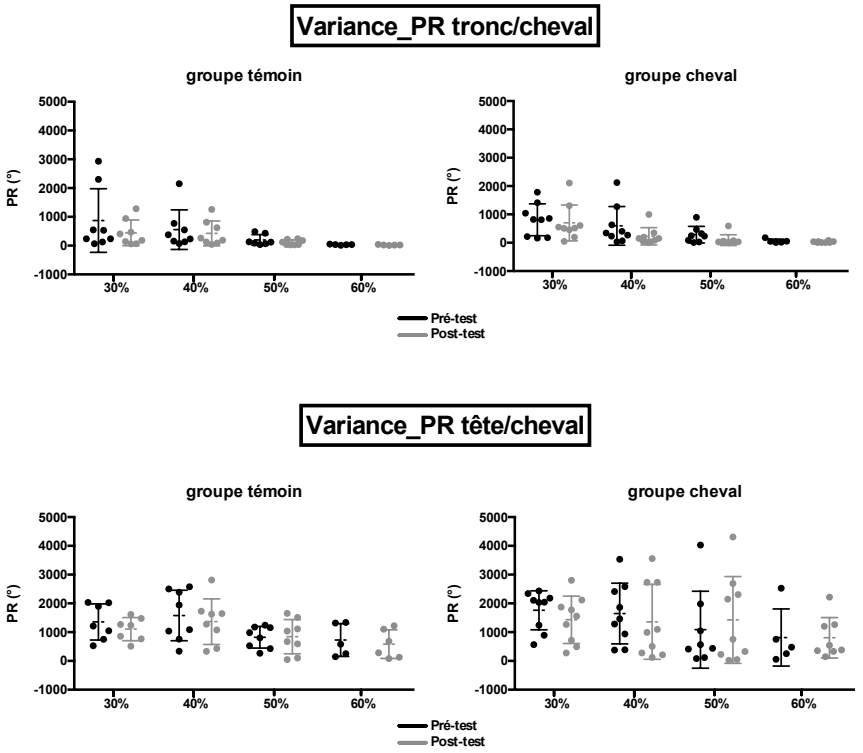


Figure 90. Variance des phases relatives (un point par patient ; moyenne±écart-types) de la coordination tronc/cheval (en haut) et tête/cheval (en bas), pour le groupe témoin (à gauche) et le groupe cheval (à droite) lors du pré- (en noir) et du post-tests (en gris) à chaque fréquence d'oscillation.

4.3.3. Evolution de la variabilité posturale (post-pré)

4.3.3.1. Variance de l'évolution des PR tronc/cheval

Les résultats de l'ANOVA effectuée sur l'évolution (post-pré) de la variance des phases relatives de la coordination tronc/cheval n'ont montré aucun effet significatif du groupe de rééducation (p>0,05), ni d'effet de la fréquence ou d'interaction entre ces variables (p>0,05) (Figure 91).

4.3.3.2. Variance de l'évolution des PR tête/cheval

De même, l'analyse statistique réalisée sur l'évolution de la variance des PR de la coordination tête/cheval ne révèle aucun effet significatif que ce soit pour la fréquence, le groupe ou l'interaction entre les deux (p>0,05) (Figure 91).

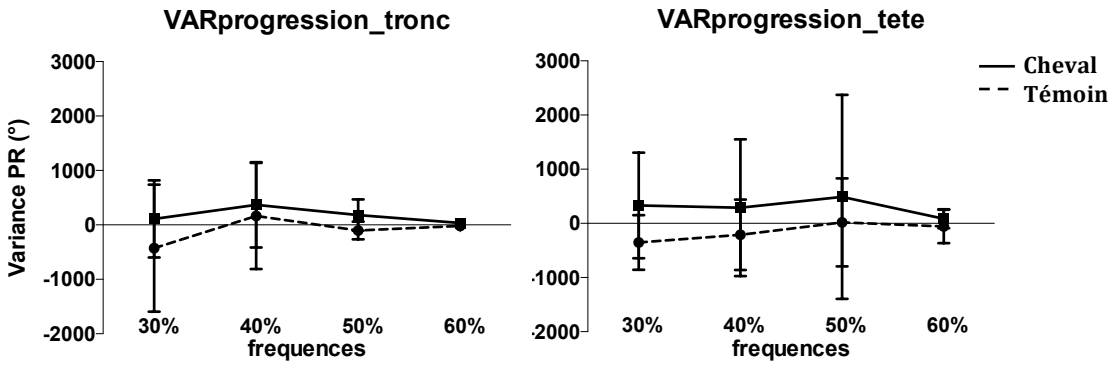


Figure 91. Représentation de l'évolution (post-pré) de la variance des PR (moyenne±erreur standard) de la coordination tronc/cheval (à gauche) et tête/cheval (à droite), pour le groupe témoin (trait noir pointillés) et le groupe cheval (trait noir plein).

5. Discussion

Le but de cette étude était d'analyser l'impact d'un nouveau protocole de rééducation, utilisant le cheval mécanique, sur la coordination posturale de patients cérébrolésés. Ces travaux ont montré des changements dans la dynamique posturale de ces patients après 12 semaines de rééducation, en fonction des fréquences d'oscillation du cheval mécanique (*i.e.* 30%, 40%, 50% et 60%). Chaque hypothèse énoncée lors de l'introduction est discutée ci-dessous grâce aux résultats obtenus permettant ainsi leur validation ou, au contraire, leur rejet.

5.1. Modification des coordinations tronc/cheval et tête/cheval

Une modification de la coordination tronc/cheval a été observée pour tous les patients après 12 semaines de rééducation, avec ou sans cheval mécanique. En effet, une différence significative entre les coordinations au pré-test et au post-test a été montrée pour l'ensemble de ces patients, sans toutefois observer un réel changement du mode de coordination tronc/cheval, restant en *décalage de phase* mais se rapprochant de *l'antiphase* au post-test. Nous savons maintenant, grâce aux précédentes études, que la coordination *en antiphase* entre le tronc et le cheval correspond à la coordination spontanément adoptée par les cavaliers sur un cheval (Ancelet, 2006 ; Lagarde, Peham, Licka, & Kelso, 2005) mais aussi par les sujets sains sur un cheval mécanique (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017), pouvant être caractérisé comme un fort attracteur (Zanone & Kelso, 1992) où repose naturellement cette coordination (Bardy et al., 1999, 2002 ; Lagarde et al., 2005). Ainsi, cette modification posturale observée (validation de la première partie de l'hypothèse n°1) chez ces 18 patients induit uniquement une évolution des coordinations vers le pattern adéquat (*antiphase*, caractérisant une dissociation bassin/tronc sur le cheval) sans pour autant provoquer un changement de mode de coordination (*décalage de phase*). Cependant, ces résultats concernent des moyennes sur l'ensemble de nos 18 patients, sans différencier les deux groupes de rééducation, ce qui peut expliquer que ces modifications ne permettent pas d'observer un changement de pattern, du *décalage de phase en antiphase*.

De plus, aucune modification significative concernant la coordination tête/cheval n'a été observée après 12 semaines de rééducation chez ces patients cérébrolésés. Au pré-test comme au post-test, nous observons une tête en *décalage de phase* avec le cheval mécanique, sans

modification du pattern de coordination (121,5°±3,7° au pré-test contre 123,5°±4,6° au post-test), invalidant ainsi la seconde partie de l'hypothèse n°1. Similairement à la coordination tronc/cheval, il est possible qu'aucun changement du mode de coordination tête/cheval ne soit observé (non-significativité), étant donné que les résultats concernent l'ensemble des patients.

5.2. Modification des coordinations en fonction des fréquences d'oscillation du cheval mécanique

Il a été observé que ces coordinations posturales sont dépendantes de la fréquence d'oscillation du cheval mécanique. En effet, la coordination tronc/cheval des patients était différente à chaque fréquence d'oscillation, évoluant vers le pattern *en antiphase* lorsque la fréquence augmentait (171,2°±0,9° à la fréquence 60%). De même, la coordination tête/cheval présentait également des différences significatives en fonction de la fréquence d'oscillation, mais ces modifications de pattern étaient moins prononcées que pour la coordination tronc/cheval. Malgré les changements de patterns de coordination, la tête des patients était toujours en *décalage de phase* par rapport au cheval, quelle que soit la fréquence d'oscillation. Les contraintes environnementales imposées par le mouvement rythmique du cheval semblent donc agir différemment sur l'ensemble des segments posturaux du patient.

En effet, le segment du tronc étant le plus proche du cheval car en contact direct avec la selle, il semble alors possible que les mouvements imposés par cet outil impactent directement la coordination existante entre le tronc des patients et le cheval lui-même (Ancelet, 2006 ; Lagarde et al., 2005), permettant également aux patients de s'adapter plus facilement aux mouvements (Newell, 1986). En revanche, le segment de la tête n'étant pas directement au contact de l'outil mais correspond au prolongement du tronc, alors les mouvements du cheval semblent se répercuter de façon décalée sur la coordination tête/cheval des patients, ce qui peut induire une difficulté d'adaptation plus importante, d'autant plus chez des patients cérébrolésés. En effet, plusieurs expérimentations ont montré lors de la marche par exemple, que la tête était une plate-forme inertielle et que sa stabilisation dans l'espace servait de base à une organisation descendante du contrôle postural (Grossman, Leigh, Abel, Lanska, & Thurston, 1988 ; Mulavara, Verstraete, & Bloomberg, 2002 ; Nicholas, Doxey-Gasway, & Paloski, 1998 ; Pozzo, Berthoz, & Lefort, 1990 ; Vasseur, 2015 ; Winter, 1995 ; Winter, 2009). Par ces mêmes auteurs, la coordination tête/tronc a également été montrée comme un

ensemble articulé. Cependant, l'analyse de la posture chez l'enfant (*e.g.* Vasseur, 2015), chez la personne âgée (*e.g.* Brand, 1992) ou bien chez la personne pathologique (*e.g.* Winter, 1991) a permis d'observer que cette ensemble articulé n'existait pas ou plus, et présentait plutôt une « coordination en bloc » entre ces deux segments. Cette coordination en bloc peut correspondre à un gel des degrés de liberté énoncé par Bernstein (1967) pouvant être une première explication quant à la coordination de la tête de nos patients en *décalage de phase* par rapport au cheval (se rapprochant tout de même des valeurs d'*antiphase* aux fréquences plus élevées) empêchant cette dernière de réaliser la coordination adéquate sur un cheval : *en phase* (Ancelet, 2006 ; Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017 ; Lagarde et al., 2005 ; Olivier, Faugloire, Lejeune, Biau, & Isableu, 2017).

La seconde explication vient du fait que la tête présente un rôle essentiel dans le contrôle de l'équilibre d'un individu car elle y renferme les systèmes visuels et vestibulaires nécessaires (Mulavara et al., 2002 ; Nadeau, Amblard, Mesure, & Bourbonnais, 2003 ; Winter, 1991). Ce système vestibulaire semble être impacté par les mouvements plus ou moins rapides du cheval mettant en péril l'équilibre de la tête des patients. Par ailleurs, les informations visuelles nécessaires au patient lors des évaluations (pré- et post-tests) se révèlent faibles car durant cette expérimentation le cheval était situé dans une salle de rééducation où les fenêtres étaient calfeutrées (par des rideaux noirs opaques, conditions imposées par l'utilisation du système OptiTrack). Il est peut-être plus difficile pour des patients d'adapter et de maintenir la position de leur tête en adéquation avec le cheval, dans ces conditions. Le rôle de l'environnement occupe une place importante et des informations visuelles supplémentaires auraient pu avoir un impact différent sur la coordination tête/cheval (*e.g.* le cheval en plein air).

Tout cela peut donc expliquer que le pattern tête/cheval des patients reste en *décalage de phase* quelle que soit la fréquence d'oscillation alors que celui du tronc par rapport au cheval rejoint l'attracteur principal de cette coordination, *en antiphase* (Zanone & Kelso, 1992). Cependant, malgré ces différences, nous pouvons partiellement valider notre seconde hypothèse révélant l'existence de modifications des coordinations posturales en fonction des fréquences d'oscillation du cheval.

5.3. Modification des coordinations selon le groupe et les fréquences d'oscillation

Nous avons observé, uniquement pour le groupe ayant réalisé des séances sur le cheval mécanique, une modification des patterns posturaux entre le pré-test et le post-test lorsque les fréquences d'oscillation du cheval étaient faibles, à 30% et à 40%. Ce résultat permet de différencier nos deux groupes de patients et ainsi montrer l'intérêt du cheval mécanique au sein d'un protocole de rééducation posturale, validant les récentes études effectuées sur cet outil (Cho & Cho, 2015 ; Han et al., 2012 ; Kang, 2015 ; Kubota et al., 2006 ; Sintim, 2014 ; Song, Kang, Kim, & Noh, 2013). En effet, les valeurs de coordination mesurées lors des deux évaluations montrent une modification de la coordination tronc/cheval vers le pattern *en antiphase* même lorsque la fréquence du cheval est faible. En observant les moyennes de cette coordination pour le groupe témoin, nous remarquons également une modification de cette coordination au post-test mais qui est non-significative (*e.g.* à 40%, 114,2°±42,4° au pré-test, 126,5°±32° au post-test). Nous pouvons nous interroger sur l'aspect fonctionnel de ces résultats pour ce groupe témoin n'ayant réalisé que 2 séances évaluatives sur cet outil. Le pré-test correspond à la toute première utilisation du cheval mécanique par l'ensemble des patients. Pour le groupe témoin, même s'ils ne réalisent que deux séances, le simple fait de connaître l'outil peut être à l'origine d'une modification des coordinations. En effet, l'appréhension de la première utilisation peut rendre le patient tendu et statique lors des différentes fréquences alors qu'au post-test (deuxième évaluation), les patients connaissent le cheval, ses fréquences, ses sensations… et peuvent plus facilement mobiliser leur coordination. Toutefois, sans apprentissage et sans rééducation sur l'outil, cette évolution ne leur permet pas de prétendre à une coordination adéquate (Nourrit et al., 2003).

Pour la coordination tête/cheval, nous remarquons des résultats similaires à la coordination précédente. Effectivement, une seule différence significative a pu être relevée entre le pré-test et le post-test, et ce uniquement pour les patients du groupe cheval, à la fréquence la plus faible, 30%. En d'autres termes, la rééducation sur le cheval mécanique a permis aux patients de modifier leur pattern de coordination de la tête lorsque le cheval oscillait à 30% (84,2°±29,5° au pré-test ; 110,7°±18,8° au post-test), contrairement aux patients du groupe témoin. Au vu de ces résultats, nous pouvons valider notre troisième hypothèse et également montrer le rôle essentiel des séances de rééducation effectuées sur le cheval mécanique dans

la modification comportementale des patients cérébrolésés. En effet, ces 24 séances ont permis aux patients de s'adapter aux contraintes induites par la tâche (Newell, 1986) impliquant ainsi une modification de leur coordination sur le cheval.

5.4. Evolution des coordinations posturales

Suite à ces observations et pour aller plus loin dans l'analyse de nos résultats, nous avons voulu mesurer l'évolution (ou la progression) de ces deux coordinations posturales afin de comparer les deux groupes de rééducation sur ces modifications de pattern avant et après 12 semaines de travail. Pour mesurer cette évolution (qui était effectuée aussi bien sur les moyennes de PR que sur la variabilité), les valeurs du pré-test étaient soustraites à celles du post-test (*i.e.* progression = post-pré). Dans un premier temps, l'évolution de la coordination de la tête par rapport au cheval a été montrée significativement différente entre les deux groupes de rééducation à la fréquence 30%. Les valeurs moyennes de cette évolution ont ainsi permis de mettre en avant la rééducation par le cheval étant donné que la progression de cette coordination était plus importante pour les patients après 24 séances effectuées sur le cheval mécanique. Dans un second temps, l'évolution a été mesurée sur la coordination tronc/cheval permettant également de différencier significativement nos deux groupes de rééducation en montrant une importante modification du pattern de coordination lors du post-test pour les patients ayant réalisé 24 séances de rééducation sur le cheval mécanique. Ces résultats concordent avec l'étude de Park, Lee, Lee, & Lee (2013), montrant un meilleur ajustement postural du tronc des patients cérébrolésés après une rééducation sur un simulateur équestre. Il est alors possible d'affirmer que les patients du groupe cheval se sont adaptés aux contraintes demandées par la tâche (Newell, 1986) après 24 séances sur le cheval mécanique, leur permettant de s'organiser et de restituer ***la*** posture d'un cavalier évoluant sur le cheval (Byström, Roepstroff, Geser-von Peinen, Weishaupt, & Rhodin, 2015 ; Lagarde et al., 2005 ; Terada, Clayton, & Kato, 2006). Autrement dit, la rééducation sur le cheval mécanique a permis aux patients cérébrolésés d'apprendre, et donc de modifier leur coordination posturale spontanée, au fil des séances sur cet outil, afin d'atteindre cette coordination *en antiphase* entre le tronc et le cheval (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017). Cette technique de rééducation a ainsi donner aux patients de ce groupe expérimental la capacité à développer

des modes de coordination posturales spécifiques à l'activité afin d'optimiser au mieux leur posture (Megrot & Bardy, 2005), nous permettant de valider notre hypothèse n°4.

5.5. Variabilité de ces coordinations et évolution de cette variabilité

Toutefois, l'analyse statistique effectuée sur la variabilité des coordinations posturales (mesurée d'une part, par la variance de ces coordinations puis d'autre part, par l'évolution de cette variance avant et après la rééducation) n'a pas permis de différencier les deux types de rééducation. En effet, que ce soit pour la coordination tête/cheval ou tronc/cheval, une diminution significative de la variabilité a été observée selon la fréquence d'oscillation du cheval pour tous nos patients. De ce fait, nous remarquons une stabilité plus importante chez ces patients lorsque les fréquences sont plus élevées (*e.g.* 60%), pouvant être liée au coût attentionnel supplémentaire demandé aux patients lorsque les mouvements du cheval accélèrent (Kahneman, 1973).

Enfin, en analysant les résultats de l'évolution de cette variabilité (post-pré), nous n'avons pas pu distinguer significativement ces deux rééducations. En revanche, si nous analysons en détails les valeurs (et les graphiques), une tendance semble indiquer une évolution dont les valeurs sont négatives pour le groupe témoin et positives pour le groupe cheval. En d'autres termes, les patients du groupe témoin présentent des valeurs de variabilité posturale inférieures au post-test relativement au pré-test, indiquant ainsi une diminution de la variabilité (et donc une augmentation de la stabilité (Newell, van Emmerik, Lee, & Sprague, 1993)) ; alors que les patients du groupe cheval présentent, certes, une diminution de cette variabilité au post-test mais qui reste supérieure à la variabilité mesurée au pré-test. Il est ainsi possible d'attester que les patients cérébrolésés qui ont effectué 24 séances sur le cheval mécanique présentent une variabilité posturale plus importante que celle du groupe témoin, leur permettant ainsi de s'adapter plus facilement aux contraintes de la tâche, et ce à chaque fréquence d'oscillation sur le cheval mécanique. D'après plusieurs auteurs, notamment Stergiou & Decker (2011), cette variabilité posturale de ces patients n'est pas forcément synonyme d'instabilité mais plutôt de flexibilité. Précédemment, un modèle théorique a été mis en place par Harbourne & Stergiou (2009) permettant d'expliquer la variabilité du mouvement en ce qui concerne l'apprentissage moteur et la santé. Ce modèle est basé sur l'idée que les aptitudes motrices matures et les états de santé sont associés à une variabilité

optimale du mouvement qui reflète l'adaptabilité du système de contrôle sous-jacent (Harbourne & Stergiou, 2003, 2009 ; Stergiou & Decker, 2011). Ces auteurs expliquent justement qu'un comportement chaotique peut apparaître suite à la fatigue (ou tout simplement lié à la pathologie) par exemple chez un sujet expert de l'activité, impactant de ce fait la variabilité posturale (augmentation de la variabilité) mais sans se répercuter sur la performance et donc sur le contrôle postural de l'individu (Stergiou & Decker, 2011). En effet, le comportement de l'expert se révèle flexible et permet de s'adapter et de diminuer sa stabilité, afin de ne pas impacter sa coordination posturale. De ce fait, nous pouvons penser qu'après 24 séances de rééducation sur le cheval mécanique, le patient ne présente plus un comportement de « novice » de par l'apprentissage et la rééducation qu'il a reçu, le rendant capable d'adapter sa posture pour ne pas impacter sa performance, ce qui expliquerait cette variabilité plus importante chez nos patients cérébrolésés du groupe cheval, rejetant ainsi l'hypothèse n°5.

Par ailleurs, si nous revenons à l'étude réalisée par Park et al. (2013), les exercices réalisés sur le simulateur permettaient une amélioration de l'équilibre fonctionnelle des patients post-AVC, ce que nous n'avons pas observé dans notre expérimentation. Cependant, nous remarquons que le simulateur équestre utilisé était similaire au simulateur Persival (que nous avons défini dans la partie I de ce document, (Jouffroy, 1991 ; Richard & Léard, 1993)), reproduisant ainsi à l'identique les allures du cheval réel. Dans notre propre étude, le simulateur utilisé était bien différent de celui de Park et al. (2013) —notre cheval mécanique ayant un unique mouvement dans le plan antéro-postérieur— pouvant peut-être expliquer ces différences de résultats au niveau postural chez nos patients cérébrolésés du groupe cheval.

5.6. Profils individuels et coordinations posturales

Parallèlement à ces résultats globaux que nous venons d'évoquer et en observant les résultats individuels de chaque patient, il semble important de préciser que dans une approche clinique, l'analyse des patterns de coordination individuels permet de mettre en avant des changements de pattern importants pour des patients du groupe cheval (voir figures en *Annexe 11*). Par exemple, pour le patient 3 qui a réalisé 24 séances sur le cheval mécanique (Figure 92) nous observons cette modification des patterns de coordination au post-test, aussi bien pour le tronc que pour la tête, vers *l'antiphase* par rapport au cheval. De même, nous remarquons une

réduction de la variabilité posturale en fonction des fréquences d'oscillation du cheval mais également une réduction de cette variabilité entre le pré-test et le post-test, ce que nous n'avons pas visualisé lors de l'étude des moyennes de chaque groupe.

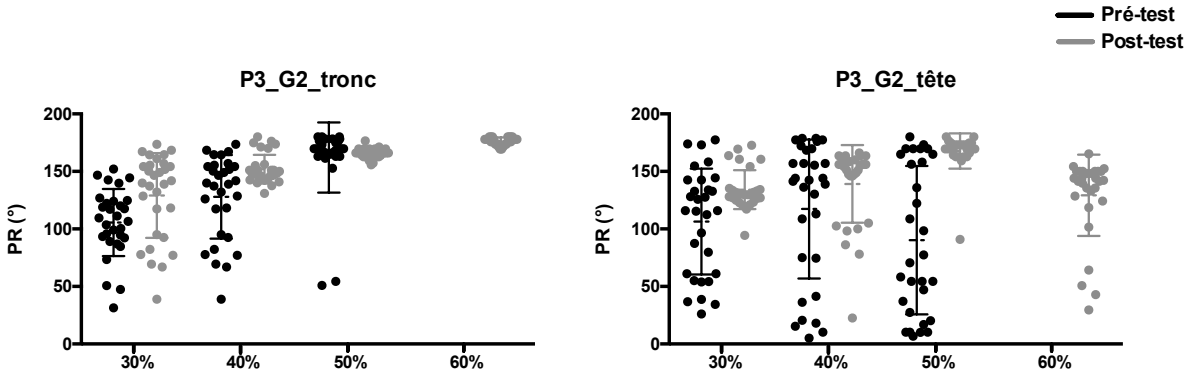


Figure 92. Profil individuel représentant les coordinations (1point = 1PR) tronc/cheval et tête/cheval du patient 3 (groupe cheval), au pré-test (noir) et au post-test (gris).

De plus, lorsque nous observons les profils individuels de nos patients, nous constatons que des extrêmes peuvent exister. Actuellement, nous pouvons les déterminer car ce n'est pas l'objet de ce travail de doctorat mais il nous semblait intéressant de mettre en avant ces résultats et ces observations pouvant ainsi montrer spécifiquement l'impact bénéfique apporté par cet outil dans la rééducation de patients cérébrolésés.

II. Synthèse et résumé de l'expérimentation 3

En résumé, cette troisième expérimentation réalisée dans une population de personnes pathologiques (des patients cérébrolésés) avait pour objectif d'analyser l'impact d'un nouveau protocole de rééducation, utilisant le cheval mécanique, sur la coordination posturale de ces patients cérébrolésés, permettant ainsi une amélioration (maintien de l'équilibre, synchronisation avec le cheval et résistant ainsi aux désorganisations posturales) de la posture des patients à chaque fréquence d'oscillation.

Les résultats ont montré l'intérêt de cette nouvelle méthode de rééducation sur la coordination posturale de patients cérébrolésés. En effet, la coordination tronc/cheval a été modifiée pour tous les patients de l'étude, montrant une coordination proche de *l'antiphase* lors du post-test (partie 1 de l'hypothèse n°1 validée). Cette dernière était également différente en fonction des

fréquences d'oscillation du cheval, et rejoignait l'attracteur *en antiphase* lors de la fréquence maximale. C'était aussi le cas pour la coordination tête/cheval, mais le pattern restait quant à lui en *décalage de phase* (validation de l'hypothèse n°2). Plus précisément, la coordination tronc/cheval s'est révélée différente au post-test, selon le type de rééducation utilisé et selon la fréquence d'oscillation. Cela a permis de montrer l'intérêt du cheval mécanique car les patients du groupe expérimental présentaient une coordination différente du groupe témoin, au post-test et aux fréquences 30% et 40%, leur permettant de rejoindre l'*antiphase* dès les fréquences faibles. Des différences similaires ont également été retrouvées pour la coordination tête/cheval, à la fréquence 30%, confirmant d'autant plus l'intérêt du cheval mécanique (validation de l'hypothèse n°3). Enfin, l'évolution des coordinations posturales a aussi permis de différencier nos deux types de rééducation, évoquant une évolution plus importante pour les patients ayant effectué 24 séances sur le cheval mettant en avant leur capacité à développer des modes de coordination posturales spécifiques à l'activité afin d'optimiser au mieux leur posture (hypothèse n°4 validée).

Pour conclure, les 24 séances réalisées sur cet outil ont permis aux patients d'apprendre une coordination adéquate (principalement la coordination tronc/cheval) en s'adaptant aux contraintes externes induites par la tâche et l'environnement, sans pour autant augmenter la stabilité de ces coordinations.

Discussion générale et perspectives

I. Discussion générale

Dans le cadre de ce travail de doctorat, deux objectifs principaux étaient énoncés. Le premier, expérimental, avait pour but d'alimenter des questions plus épistémiques quant à l'étude des coordinations posturales assises, de l'Homme sain et cérébrolésé, sous l'effet d'une contrainte environnementale particulière (*i.e.* le cheval mécanique en mouvement). Le second objectif était quant à lui plus pragmatique et consistait, après caractérisation de la dynamique posturale assise du sujet cérébrolésé, à l'élaboration et à l'évaluation de protocoles de rééducation adaptés sur le cheval mécanique, pour cette population de patients.

Afin d'analyser au mieux la coordination posturale assise, qui plus est réalisée dans un environnement mouvant, il semblait intéressant de se focaliser sur la coordination existante entre le tronc des sujets (angle du tronc par rapport à la verticale) et le cheval lui-même (angle externe à l'individu, cheval par rapport à la verticale), grâce au calcul de la phase relative ϕ_{rel}. Dans le chapitre 2 de la partie I de ce document, nous avons observé qu'une pathologie, telle qu'une lésion cérébrale (AVC et TC), pouvait avoir un impact sur la coordination posturale d'un individu et par conséquent être caractérisée comme une contrainte intrinsèque à l'organisme (Varoqui, Bardy, et al., 2011). La rééducation posturale occupe une place prépondérante dans la réadaptation de ces patients et ces présents travaux avaient pour but d'évaluer le rôle d'un cheval mécanique dans ce domaine.

Notre démarche expérimentale était divisée en trois étapes afin, premièrement, de caractériser le comportement moteur d'individus sains évoluant sur ce cheval mécanique ; deuxièmement, d'évaluer l'apport d'une méthode de biofeedback dans l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale sur celles spontanément adoptées par un sujet sur le cheval mécanique ; et troisièmement d'étudier l'intérêt de l'utilisation de cet outil dans la rééducation posturale de patients cérébrolésés. Nous terminerons cette discussion en évoquant des limites et des perspectives données à ce travail expérimental, envisageables à la suite de ce doctorat.

1. Caractérisation de la dynamique posturale d'individus sains et pathologiques sur un cheval mécanique

Nos travaux expérimentaux ont permis d'une part de mettre en lumière le comportement moteur de sujets sains, experts et non-experts de l'équitation (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017), et d'autre part celui de patients cérébrolésés, évoluant sur un cheval mécanique (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Delpouve, et al., 2017). L'étude de la dynamique posturale a montré, de façon générale, une forte influence de la fréquence d'oscillation du cheval sur la coordination posturale des individus. De plus, le niveau d'expertise des sujets avait un impact sur l'évolution de leur posture en fonction des contraintes (**étude 1**). Chez les experts, deux modes de coordinations principaux étaient observés : le mode *en phase* pour les coordinations tête/cheval et coude/cheval, et le mode *en antiphase* pour la coordination tronc/cheval (Ancelet, 2006 ; Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017 ; Lagarde et al., 2005 ; Olivier, 2012). En revanche, lorsque la fréquence d'oscillation du cheval augmentait, les non-experts avaient tendance à rejoindre une coordination en *décalage de phase* avec le cheval, pour les trois coordinations citées ci-dessus (Lagarde et al., 2005). C'est à partir de ces observations que nous avons mis en évidence une coordination principale pouvant caractériser le niveau d'expertise et de pratique d'un individu, la coordination tronc/cheval.

En effet, l'importance de cette coordination a également été évoquée au sein de l'**étude 2** de ce doctorat et s'est révélée être un fort attracteur (Zanone & Kelso, 1992) où la coordination se repose lorsqu'il est difficile de maintenir une coordination prescrite. Par cette étude, la coordination tronc/cheval *en antiphase* correspond à la coordination spontanément adoptée par les sujets non-pathologiques lorsqu'ils évoluent sur le cheval mécanique (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017).

En revanche, nous avons vu qu'une lésion impactait la coordination posturale des individus, notamment des patients cérébrolésés (**étude 3**). Le tronc de ces patients était apparu en *décalage de phase*, voire *en phase* pour certains d'entre eux lors de la première séance, puis la réalisation de 24 séances sur le cheval mécanique a permis à ces patients de modifier leur comportement pour ainsi rejoindre cette coordination préférentielle, *en antiphase*. L'utilisation du cheval mécanique au sein d'un protocole de rééducation posturale semble présenter de nombreux bénéfices, permettant aux patients d'adapter leur posture suite aux

contraintes induites par la tâche et ainsi apprendre ou réapprendre une coordination posturale (parfois perdue suite à la lésion ; (Varoqui, Froger, Pélissier, & Bardy, 2011)) sur ce cheval.

2. Apport d'une méthode de biofeedback visuel dans l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale sur le cheval mécanique

Ce travail expérimental a également permis d'évaluer et de quantifier l'impact de l'apprentissage, grâce à une méthode de biofeedback, d'un nouveau pattern de coordination tronc/cheval sur la coordination posturale spontanée adoptée par des sujets sains, assis sur un cheval mécanique (**étude 2**). Nous avons observé que cette méthode permettait de modifier le comportement postural des individus (comme lors de la coordination bi-manuelle (Fontaine, Lee, & Swinnen, 1997 ; Hodges & Lee, 1999 ; Hurley & Lee, 2006 ; Kelso, 1984 ; Kelso, Del Colle, & Schöner, 1990 ; Kovacs & Shea, 2011 ; Lee, Swinnen, & Verschueren, 1995 ; Smethurst & Carson, 2001 ; Zanone & Kelso, 1992) ou lors de la coordination posturale érigée (Bardy, 2004 ; Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002 ; Bardy, Faugloire, Fourcade, & Stoffregen, 2006 ; Bardy et al., 1999 ; Faugloire, Bardy, Merhi, & Stoffregen, 2005 ; Faugloire, Bardy, & Stoffregen, 2006, 2009 ; Varoqui, Froger, Lagarde, Pélissier, & Bardy, 2010 ; Varoqui, Froger, et al., 2011)), en fonction de la coordination apprise, après seulement 3 séances. L'apprentissage réalisé avec cette méthode de biofeedback visuel joue donc un rôle prépondérant, principalement lorsque les individus apprennent une coordination du tronc *en phase* avec le cheval, ou en *décalage de phase* avec celui-ci.

En revanche, lorsque ces derniers apprennent une coordination *en antiphase* avec ou sans biofeedback, alors, l'effet de cet apprentissage n'est pas observé. Nous avons ainsi pu confirmer que cette coordination correspond à celle effectuée spontanément par les sujets sur le cheval (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017), et que l'apprentissage de celle-ci se révèle inefficace dans la réalisation des autres patterns posturaux (0° et 90°). De ce fait, cette méthode de biofeedback visuel proposée en temps réel aux participants sains lors de l'apprentissage d'un pattern *en antiphase* ne permet pas de démontrer le réel intérêt de cette technique. Cependant, nous pensons que cette méthode pourrait avoir un impact différent lorsque l'apprentissage concerne un pattern plus difficile (par exemple le mode 90° entre le tronc et le cheval). En effet, étant donné qu'aucune consigne n'est donnée aux sujets en ce qui concerne la réalisation de la coordination demandée, nous supposons que l'apprentissage du

pattern 90° (dont sa réalisation est possible avec l'aide du biofeedback visuel) se révèle impossible sans cette technique de biofeedback visuel en temps réel.

Par ailleurs, le comportement postural d'un patient cérébrolésé diffère la plupart du temps de celui d'un sujet sain, étudié dans cette expérimentation. De ce fait, même si la méthode de biofeedback visuel n'a pas montré de réel intérêt dans l'apprentissage d'un pattern *en antiphase* chez des sujets sains, elle peut cependant se révéler essentielle pour des patients ayant subi une lésion. En effet, nous pouvons supposer que suite à une lésion, la coordination *en antiphase* n'est peut-être pas la coordination spontanément adoptée par ces patients sur le cheval (*e.g.* une spasticité du tronc peut impliquer une coordination tronc/cheval spontanément *en phase*) et le réapprentissage de celle-ci, grâce au biofeedback visuel, peut donc s'avérer bénéfique.

De plus, l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale n'implique pas d'augmentation de la stabilité posturale des individus sur le cheval mécanique. Cela concorde avec la littérature qui précise que l'apprentissage d'un nouveau pattern de coordination est souvent synonyme de déstabilisation posturale (Bardy et al., 2006 ; Faugloire et al., 2009 ; Lee et al., 1995 ; Schöner, Zanone, & Kelso, 1992). De plus, il est important d'ajouter que le faible nombre de séances d'apprentissage réalisées par les sujets peut également expliquer cette non-augmentation de la stabilité. En effet, même si la tâche demandée sur le cheval se révèle simple, les études de Delignières et al. (1998) ; Delignières, Teulier, & Nourrit (2009) ; Nourrit, Delignières, Caillou, Deschamps, & Lauriot (2003), effectuées par exemple lors d'un balancé aux barres parallèles, ont montré que le nombre de séances avaient un impact sur la variabilité posturale des participants (exemple, dix sessions d'apprentissage pour Delignières et al. (1998)). En analysant le comportement de tous les participants, nous remarquons, que même lorsqu'ils ont appris une nouvelle coordination spécifique, ils semblent tous être attirés par la coordination *en antiphase.* Ceci est remarqué à partir du moment où la coordination réalisée est perturbée par l'environnement, ici la fréquence du cheval plus élevée (Bardy et al., 1999). Si nous revenons à la coordination bi-manuelle ou à la coordination posturale, nous pouvons observer des similitudes concernant le mode de coordination *en antiphase*, spontanément adopté par nos sujets, et correspondant à une coordination « repère » lorsque cette dernière est déstabilisée par différentes contraintes (Zanone & Kelso, 1992). Cette coordination analysée dans ces études se révèle être en effet une coordination posturale attractive et stable (Zanone & Kelso, 1992).

Cette deuxième expérimentation de thèse a ainsi montré que l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale était possible sur le cheval mécanique, mettant en avant la coordination 0° dans la modification du comportement spontané des individus, en position assise. Au vu des observations faites lors de cette étude et de notre **étude 3**, il semble intéressant de mettre en place cette méthode d'apprentissage avec un biofeedback visuel dans un protocole de rééducation posturale sur le cheval mécanique afin de permettre à ces patients de réapprendre des patterns de coordination perdus suite à la lésion, et donc d'améliorer leur qualité de vie.

3. Intérêt de l'utilisation de cet outil pour la rééducation posturale de patients cérébrolésés

L'étude de la coordination posturale de patients cérébrolésés sur le cheval mécanique a montré l'intérêt de cet outil au sein d'un protocole de rééducation. En effet, la réalisation de 24 séances d'équithérapie simulée effectuée par deux professionnelles de l'activité (monitrice d'équitation et enseignante APA) a permis de modifier le comportement postural des patients vers le comportement qui a été mesuré chez des individus non-pathologiques pouvant même être assimilé au comportement expert de l'activité équestre (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Delpouve, et al., 2017 ; Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017 ; Lagarde et al., 2005). Parler de comportement postural expert revient à parler de la coordination du tronc des patients *en antiphase* avec le cheval (Baillet, Thouvarecq, Vérin, Tourny, et al., 2017) (Figure 93). Cependant, cette rééducation posturale avait pour objectif d'amener les patients vers une coordination adaptée sur le cheval mécanique sans nécessairement atteindre le comportement expert. Les résultats recueillis lors de notre troisième expérimentation de thèse montrent donc bien le bénéfice mesuré concernant la coordination tronc/cheval des patients qui ont réalisé 24 séances sur le cheval mécanique. Par cette rééducation, les patients ont appris à maîtriser les multiples degrés de liberté pesant sur leur système postural (Bernstein, 1967) afin d'adopter un comportement adapté aux contraintes (Newell, 1986). De même, en accord avec les études réalisées sur un simulateur de ski (Nourrit et al., 2003 ; Vereijken, van Emmerik, Bongaardt, Beek, & Newell, 1997), notre méthode de rééducation posturale a permis aux patients d'exploiter l'ensemble des propriétés du cheval mécanique, et ainsi adopter un comportement optimal en fonction des fréquences d'oscillation de l'outil. Pour cela, nous avons voulu

illustrer schématiquement le comportement de ces patients, selon le groupe de rééducation, par la figure ci-dessous (Figure 93).

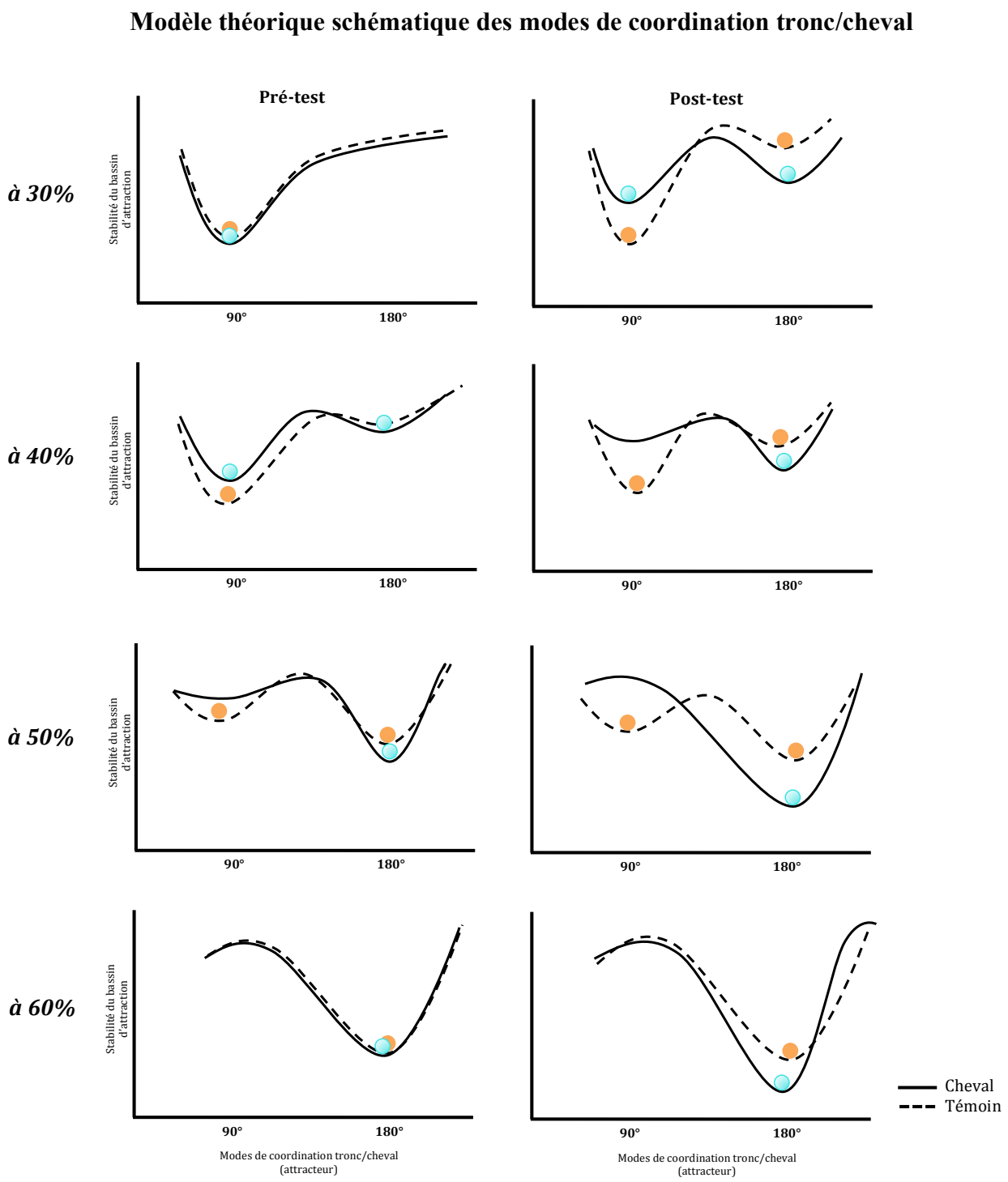


Figure 93. Illustration schématique des modes de coordination tronc/cheval utilisés lors des différentes fréquences d'oscillation (30%, 40%, 50% et 60%), par les patients du groupe cheval (trait plein, bille bleue) et du groupe témoin (trait pointillé, bille orange). Les billes représentent l'état attracteur de la coordination, soit proche du décalage de phase ou de l'antiphase. Plus elle se situe dans une vallée profonde et étroite, plus la stabilité de ce mode est importante et plus la coordination est maîtrisée.

À l'avenir et grâce aux collaborations que nous entretenons avec un laboratoire des sciences, le LITIS (Laboratoire d'Informatique, de Traitement de l'Information et des Systèmes), nous souhaitons caractériser concrètement ce comportement avec nos propres données. Cela permettra de comparer ce modèle théorique schématisé ci-dessus (Figure 93), avec un modèle réalisé grâce à nos valeurs réelles de coordination.

Des représentations schématiques de la posture des patients ont également été effectuées avec le logiciel Mokka (P. M. de Freitas, 2004) et permettent de visualiser l'évolution de la coordination posturale de chaque patient avant et après les 12 semaines de rééducation sur le cheval mécanique (Figure 94).

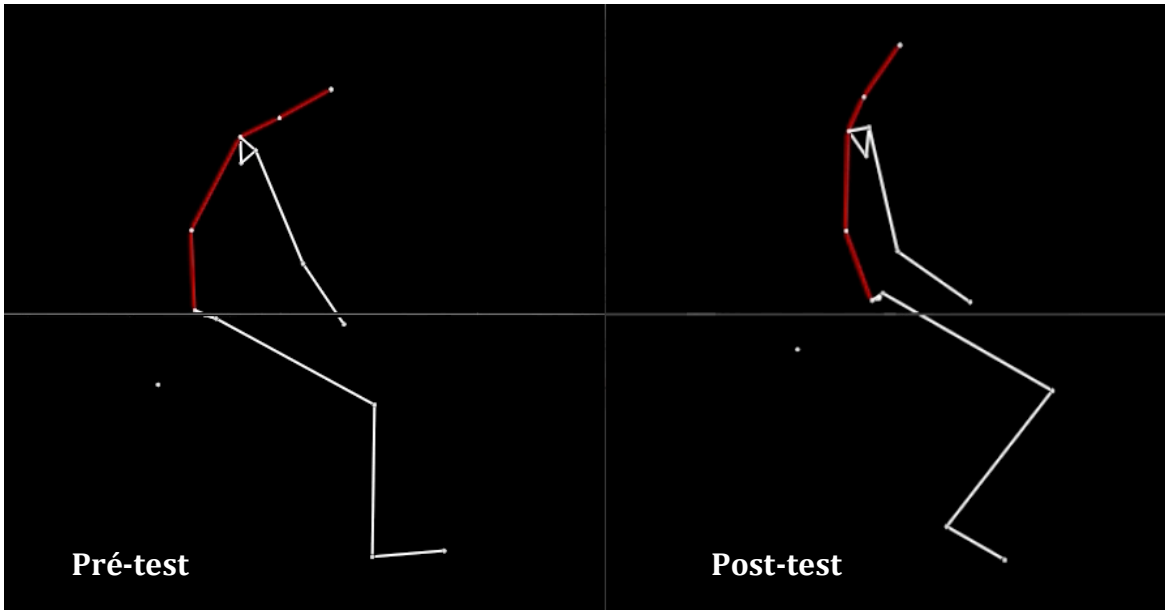


Figure 94. Représentation schématique de la posture d'un patient du groupe Cheval, à la fréquence 50%, au pré-test (à gauche) et au post-test (à droite), lors du revirement du cheval (de l'arrière vers l'avant).

Cette visualisation montre bien ce changement de comportement postural retrouvé chez ces patients cérébrolésés après une rééducation sur le cheval mécanique et ce, pour la coordination tronc/cheval ou tête/cheval. De plus, le rôle exercé par la fréquence d'oscillation du cheval est important. En effet, nous avons remarqué une augmentation de la stabilité posturale lorsque ces fréquences étaient plus élevées (à partir de 50% ou 57,7 osc.min^{-1}) (Figure 93). Il est donc important que les exercices effectués sur cet outil soient réalisés, selon la capacité de chaque patient à maitriser l'activité, avec une fréquence minimale de 57,7

osc.min^{-1} (si possible) afin de leur permettre une stabilisation plus efficace par rapport au cheval, sans risquer la chute. En effet, les faibles fréquences ont tendance à déstabiliser le patient car le tonus musculaire de ce dernier, permettant un maintien postural, se révèle souvent insuffisant (Frizzell, 2005).

Selon Taub (2004), il existe une plasticité post-lésionnelle fonctionnelle qui permet grâce à l'activité, de développer ou de récupérer de nouvelles structures neurologiques ainsi que la fonction motrice qui y est associée. Les protocoles de rééducation motrice prennent donc tout leur sens dans le domaine de la plasticité cérébrale. Suite aux résultats des patients du groupe cheval de notre troisième expérimentation, nous pouvons observer qu'une réorganisation posturale a eu lieu grâce à la rééducation sur le cheval mécanique, principalement pour la coordination tronc/cheval. En effet, les contraintes liées aux mouvements antéro-postérieurs du cheval et les exercices réalisés sur cet outil semblent être à l'origine d'une réorganisation des structures neurologiques permettant ainsi l'adaptation posturale des patients après 24 séances sur le cheval mécanique.

Par ailleurs, cette étude participe à un projet de recherche plus large s'intéressant également à la dimension médicale des patients. Pour cela, des évaluations cliniques ont été réalisées par les médecins du centre des Herbiers grâce à de nombreuses échelles cliniques analysant la qualité de vie, le bien-être (Ware & Sherbourne, 1992), la spasticité (Charalambous, 2014), la douleur (Kersten, Küçükdeveci, & Tennant, 2012 ; Price, McGrath, Rafii, & Buckingham, 1983), l'équilibre (Yelnik & Bonan, 2008), l'état de conscience (H. S. Levin, O'Donnell, & Grossman, 1979), le tonus musculaire, la vitesse de marche ainsi que l'indépendance fonctionnelle. Les résultats sont actuellement en cours de traitement, mais les premiers échanges informels que nous avons pu avoir avec cette population de patients semblent indiquer les effets bénéfiques d'une telle technique de rééducation.

De plus, la littérature a montré les nombreux avantages que l'équithérapie réelle pouvait apporter aux patients (Bertoti, 1988 ; Champagne & Dugas, 2010 ; Clayton, Kaiser, Pue, & Kaiser, 2011 ; Debuse, Chandler, & Gibb, 2005 ; Encheff, Armstrong, Masterson, Fox, & Gribble, 2012 ; Fernandes, Chitra, Metgud, & Khatri, 2008 ; Giagazoglou et al., 2013 ; Giagazoglou, Arabatzi, Dipla, Liga, & Kellis, 2012 ; Herrero et al., 2012 ; Ionatamishvili, Tsverava, Loriya, Sheshaberidze, & Rukhadze, 2004 ; Klimberg, 2002 ; Lee et al., 2011 ; McGibbon, Andrade, Widener, & Cintas, 1998 ; Zadnikar & Kastrin, 2011 ; Zurek, Dudek, Pirogowicz, Dziuba, & Pokorski, 2008), tout comme les quelques travaux effectués sur

l'équithérapie simulée (Woon-Su Cho, Kim, Park, & Jin, 2012 ; Herrero et al., 2010, 2012 ; M. J. Kim et al., 2016 ; S.-G. Kim & Lee, 2015 ; Park et al., 2013). Notre étude confirme donc également le rôle bénéfique du cheval mécanique dans la rééducation posturale de patients cérébrolésés. Cet outil pourrait donc prendre une place importante dans les protocoles de rééducation afin de permettre aux patients de réadapter leur coordination, en fonction des contraintes imposées par la tâche, vers une posture adéquate sur le cheval. Ces bénéfices pourraient ainsi améliorer la qualité de vie générale de ces patients.

De ce fait, suite à ces observations, nous pouvons maintenant proposer des conseils pratiques quant à la mise en place d'un protocole de rééducation posturale sur cet outil pour cette population de patients cérébrolésés. La réalisation d'au moins 24 séances sur le cheval mécanique, 2 séances par semaine d'une durée de 30 minutes, se révèle efficace afin de prétendre à une amélioration posturale des patients. De plus, les exercices effectués sur cet outil doivent être individualisés pour chaque individu mais une séance de renforcement musculaire associée à une séance de positionnement équestre par semaine, comme réalisées dans notre troisième étude, semble être une bonne adéquation afin d'observer des résultats probants. Ces exercices doivent être réalisés sur le cheval en mouvement afin que le patient soit en perpétuel déséquilibre postural, lui permettant au fil des séances de s'adapter aux contraintes mouvantes de l'environnement et ainsi d'optimiser son comportement. De plus, les fréquences d'oscillation du cheval devront être déterminées selon la capacité de chaque patient à maîtriser l'activité mais au vu de nos résultats, la fréquence de travail minimale et optimale est celle mesurée à 57,7 osc.min^{-1} (i.e. 50%). De ce fait, pour observer une amélioration et une adaptation posturale du patient après 24 séances, l'objectif est de réaliser chaque exercice avec cette fréquence minimale.

4. Réflexions critiques et perspectives

4.1. Réflexions critiques

Au terme de ces quatre années de doctorat, nous avons identifié quelques limites potentielles que nous discutons dans cette partie. Nous pouvons premièrement évoquer le faible nombre de patients qui ont participé à notre troisième expérimentation. En effet, l'inclusion des patients a parfois été délicate, étant donné la rigueur des critères d'inclusion et d'exclusion (*e.g.* âge, lésion…). De même, la contrainte temporelle à laquelle cette thèse est soumise nous

a amené à finaliser cette expérimentation en incluant 18 patients au lieu de 20 initialement prévus. Par ailleurs, l'analyse du comportement postural des individus (sains et cérébrolésés) s'est restreinte à l'étude d'un faible nombre de coordinations (3 coordinations pour la première étude (coude/cheval, tête/cheval, tronc/cheval), 1 pour la deuxième (tronc/cheval) et 2 pour la troisième (tête/cheval et tronc/cheval)) du fait notamment de l'organisation spatiale de la pièce où se situe le cheval. Cette dernière étant exiguë, il nous était impossible de positionner des caméras tout autour du cheval afin d'étudier le corps des participants dans leur globalité. Cependant, les coordinations utilisées se révèlent être représentatives de la coordination posturale assise et peuvent donc être aisément caractérisées comme un modèle (représentation simplifiée de la réalité) du comportement. De plus, la première étude a permis d'évaluer la dépense énergétique des sujets sains sur le cheval mécanique, grâce à l'utilisation du système K_4b^2 (masque + harnais), dans l'idée de réitérer cette analyse pour une population de patients cérébrolésés. Au vu de la contrainte intrinsèque induite par la lésion cérébrale chez ces patients, nous avons décidé de ne pas les surcharger par ce dispositif lors des séances sur le cheval mécanique. Cependant, l'innovation technologique a aujourd'hui permis de diminuer l'inconfort lié au port d'un tel outil (*e.g.* le Metamax 3B (Macfarlane & Wong, 2011)), pouvant être utilisé dans une nouvelle expérimentation avec des patients (à la suite de ces travaux doctoraux) pour ainsi mesurer l'impact de la rééducation posturale par le cheval mécanique sur leur dépense énergétique, en lien avec l'évolution de la coordination posturale.

4.2. Perspectives

Le traitement des données issues de cette thèse continuera à être développé grâce au recrutement d'un ingénieur (contrat post-doctoral au sein du laboratoire LITIS de l'Université de Rouen Normandie) dont le travail est de modéliser les comportements posturaux adoptés par les patients. Précisément, il s'agit —par une méthode de clustering— de catégoriser différents profils comportementaux sans *a priori* sur les données de phases relatives. L'objectif sous-jacent de ces travaux est d'envisager si l'analyse de ces différents clusters permettrait d'améliorer l'individualisation des protocoles de rééducation (problématique essentielle dans les centres de rééducation fonctionnelle actuellement).

L'**étude n°2** de ce manuscrit consistait, grâce à une méthode de biofeedback visuel, à faire apprendre un nouveau pattern de coordination posturale à des sujets sains, sur le cheval

mécanique. Le protocole effectué pour cette expérimentation était composé d'un pré-test, de trois séances d'apprentissage, d'un post-test et d'un test de rétention. Pour cette thèse et suite aux contraintes temporelles évoquées précédemment, seuls les résultats concernant les coordinations posturales ont été traités. Mais le protocole global aborde aussi la question de l'expérience vécue par les participants dans le cadre de l'approche énactive phénoménologique (Varela, Thompson, & Rosch, 1991). En effet, pour chaque participant, un entretien d'auto-confrontation (vidéo de l'expérience vécue) (Theureau, 2010) a été réalisé à la suite du pré-test sur le cheval mécanique. De plus, pour 12 sujets, correspondant à 3 individus par groupe, l'entretien d'auto-confrontation était effectué lors de chaque séance sur le cheval. Le but de cette approche est donc d'évaluer le rôle de ces entretiens d'auto-confrontation dans l'apprentissage d'une nouvelle coordination pour ces 12 individus sur le cheval, comparés aux 32 participants sans entretien, mais aussi et surtout de mesurer la place occupée par la contrainte informationnelle supplémentaire donnée aux participants : le biofeedback, sur les coordinations posturales de ces sujets. Les résultats sont actuellement en cours de traitement et nous espérons montrer l'intérêt d'une telle approche dans l'apprentissage des individus très prochainement.

Par ailleurs, cette thèse s'est tout particulièrement intéressée à la rééducation posturale dans une population de patients cérébrolésés et la littérature existante concernant cette coordination nous révèle la présence de troubles posturaux et plus spécifiquement un comportement monostable lors de la posture érigée, associé à une diminution de la stabilité comparé à une population saine (bi-stable) (Varoqui et al., 2010). De ce fait, pour de futures études, l'objectif sera de mettre en place ce type d'apprentissage au sein d'un protocole de rééducation pour des patients cérébrolésés, afin de leur faire apprendre ou réapprendre un pattern de coordination (assis) perdu suite à la lésion. Cependant, le protocole sera différent pour les patients cérébrolésés car les fréquences d'oscillation du cheval seront réduites à 41,4 osc.min^{-1} (i.e. 40%), 57,7 osc.min^{-1} (i.e. 50%) et 74,1 osc.min^{-1} (i.e. 60%), caractérisées comme les fréquences adéquates réalisables pour les patients lors de l'expérimentation n°3.

Bien entendu, l'objectif à plus long terme est d'ouvrir ces protocoles de rééducation à d'autres pathologies, notamment les patients atteints de lésions médullaires étant donné le réel bénéfice déjà apporté et montré par l'équithérapie réelle dans cette population de patients. Nous pouvons ainsi supposer du réel bénéfice du cheval mécanique sur la coordination posturale de ces patients.

II. Apports techniques

Outre les avancées scientifiques précédemment énoncées, ce travail revêt également un caractère plus opérationnel qui peut être apprécié au travers de différents apports méthodologiques et techniques obtenus suite à l'utilisation d'outils de mesure spécifiques.

Suite à ces travaux de recherches, plusieurs outils ont été utilisés notamment le système Optitrack (Thewlis et al., 2013) (**études 1 et 3**) et les goniomètres électroniques (Shiratsu & Coury, 2003) (**étude 2**). Concrètement, l'utilisation de l'Optitrack consistait à la mise en place des 10 caméras autour du cheval mécanique et au positionnement de plusieurs marqueurs sur l'ensemble des individus. Des conseils techniques quant à l'utilisation de ce système peuvent aujourd'hui être prodiguées pour tous, afin de faciliter sa mise en place et, par la suite, le traitement des données qui y sont issues. Le premier s'intéresse à l'environnement considéré lors de l'expérimentation. Etant donné la sensibilité des caméras à la lumière naturelle, il est important de réaliser les expérimentations dans un environnement le plus calfeutré possible. Un simple rayon de soleil aura pour conséquence un traitement supplémentaire lors de l'exportation des données. Le second conseil concerne la calibration de ces caméras. Elle doit être réalisée de façon à englober tout l'espace d'analyse, afin d'enregistrer toutes les coordonnées de chaque marqueur lors de l'expérimentation. Il faut donc faire attention à la hauteur des caméras selon les marqueurs à enregistrer et les mouvements réalisés par le sujet lors de l'étude. Enfin, à partir du moment où la calibration est effectuée, plus aucune caméra ne doit être déplacée, au risque de modifier les coordonnées des marqueurs lors de l'enregistrement et faussant ainsi les données. Il est donc important que l'environnement dans lequel est mis en place ce système soit en tout point contrôlable (déplacement de personnes extérieures à l'expérimentation, les sujets…).

De plus, l'utilisation des goniomètres électroniques et l'élaboration d'un système de biofeedback visuel en temps réel (réalisé avec l'aide d'un ingénieur de l'Université de Lille 3) a servi à **l'étude n°2** de ce document. Cette méthode sera également utilisée par la suite pour des patients. Un tutorial a été réalisé afin de faciliter la manipulation de ces outils et est disponible au sein du laboratoire. Ainsi, nous souhaitons réellement que les compétences acquises dans l'utilisation de ce système et de ces outils permettent la mise en place d'études extérieures à celles réalisées sur le cheval mécanique. De la même façon, des indications

techniques peuvent ainsi être proposées dans l'utilisation de ces outils. En effet, nous avons pu remarquer lors de la réalisation de l'étude la grande fragilité de ces outils de mesure. Dans notre expérimentation, le goniomètre positionné sur le cheval était soumis à d'importantes contraintes suite à sa mise en tension permanente lors des mouvements répétés de haut en bas. De ce fait, plusieurs de ces goniomètres étaient rendus inutilisables après seulement 2 ou 3 heures d'enregistrement continu. Nous pensons donc que ces outils doivent être utilisés lorsque les contraintes qui leur sont imposées restent faibles. Par ailleurs, la facilité d'exploitation du programme permettant de mettre en place ce biofeedback visuel en temps réel apparaît exploitable pour de futures expérimentations, devant prendre en considération les conseils précédemment énoncés sur la fragilité des outils.

Conclusions

Ces travaux de doctorat avaient pour principal objectif d'élaborer et d'évaluer la faisabilité et l'intérêt d'un nouveau protocole de rééducation adapté sur le cheval mécanique pour une population de patients cérébrolésés ; tout en alimentant scientifiquement des questions plus épistémiques quant à l'étude des coordinations posturales assises, de l'Homme sain et cérébrolésé, sous l'effet d'une contrainte environnementale particulière (*i.e.* le cheval mécanique en mouvement).

Trois expérimentations ont ainsi été effectuées durant cette thèse permettant de mettre en avant l'intérêt de ce nouvel outil dans des protocoles de rééducation et évoquant de possibles perspectives dans le domaine médical et paramédical. La réalisation des deux premières études effectuées chez des sujets sains étaient nécessaires pour comprendre le fonctionnement de cet outil et son impact sur les coordinations posturales des individus avant de s'intéresser à des patients. Les résultats ont permis de mettre en avant le rôle prépondérant joué par l'expertise dans l'évolution des coordinations posturales des individus sur le cheval mécanique amenant les cavalières expertes vers une coordination posturale plus adaptée (*i.e.* maintien des patterns *en phase* et *en antiphase*), en comparaison aux novices, à chaque fréquence d'oscillation du cheval mécanique. Par ces analyses, une coordination spécifique a été mise en lumière, la coordination tronc/cheval mesurée *en antiphase*, et correspondant à la coordination retrouvée dans l'activité équestre réelle (Ancelet, 2006). Cette coordination est donc représentative du niveau d'expertise des individus et permet de caractériser, en quelque sorte, l'activité équine. En revanche, aucune différence de dépense énergétique n'était observée, mais un changement de filière énergétique a pu être relevé, seulement chez les non-cavalières. De même, les cavalières n'étaient pas significativement plus efficaces que les non-cavalières mais, chez ces expertes, la dépense énergétique était étroitement liée à la coordination posturale (*i.e.* le maintien de la posture était corrélé à une augmentation de la dépense énergétique, sans changement de filière). Par ailleurs, la mise en place d'une méthode d'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale utilisant ce cheval mécanique a permis de modifier le comportement postural des individus après seulement 3 séances, selon les conditions d'apprentissage (témoin, 0°, 90° ou 180°). L'analyse détaillée du groupe 0° a permis d'observer et de confirmer la possibilité de modifier la coordination posturale vers le pattern appris mais également de modifier le comportement spontané des individus vers ce même pattern après apprentissage. La fréquence d'oscillation du cheval avait un impact important sur la coordination posturale des participants, qui adoptaient une coordination *en*

antiphase (considérée comme un fort attracteur) lorsque la contrainte environnementale était trop forte. Toutefois, ces observations n'ont pas permis de démontrer le réel intérêt de l'ajout d'un biofeedback visuel présenté en temps réel dans l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale chez des sujets sains. Néanmoins, un sujet pathologique est par définition différent d'un sujet sain, que ce soit au niveau cognitif ou au niveau moteur par exemple. De ce fait, nous nous questionnons sur le bénéfice de l'ajout de ce biofeedback visuel chez des patients, ayant une coordination spontanée différente des individus non-pathologiques. C'est pourquoi, pour de futures études, l'objectif sera de mettre en place ce type d'apprentissage au sein d'un protocole de rééducation pour des patients cérébrolésés, afin de leur faire apprendre ou réapprendre un pattern de coordination (assis) perdu suite à la lésion. Enfin, la troisième expérimentation de ce doctorat réalisée dans une population de personnes pathologiques a montré l'intérêt de cette nouvelle méthode de rééducation sur la coordination posturale de patients cérébrolésés. La coordination tronc/cheval s'est révélée différente au post-test, selon le type de rééducation utilisé et selon la fréquence d'oscillation. Cela a permis de montrer l'intérêt du cheval mécanique car les patients ayant réalisé 24 séances sur cet outil présentaient une coordination différente du groupe témoin, au post-test et aux fréquences 30% et 40%, leur permettant de rejoindre l'*antiphase* lors des fréquences faibles. Des différences similaires ont également été retrouvées pour la coordination tête/cheval, à la fréquence 30%, confirmant d'autant plus l'intérêt du cheval mécanique. Enfin, l'évolution des coordinations posturales a aussi permis de différencier nos deux types de rééducation, évoquant une évolution plus importante pour les patients ayant effectué 24 séances sur le cheval mettant en avant leur capacité à développer des modes de coordinations posturales spécifiques à l'activité afin d'optimiser au mieux leur posture. Pour conclure, les 24 séances réalisées sur cet outil ont permis aux patients d'apprendre une coordination adéquate (principalement la coordination tronc/cheval) en s'adaptant aux contraintes externes induites par la tâche et l'environnement, sans pour autant augmenter la stabilité de ces coordinations.

Grâce à ces résultats, des perspectives concernant l'utilisation de ce nouvel outil, le cheval mécanique, peuvent être énoncées. Dans le domaine médical, nous pouvons maintenant valider scientifiquement ce protocole de rééducation posturale que ce soit en termes de fréquences d'oscillation et en termes d'exercices réalisés sur le cheval mécanique, pour cette

population de patients. Aujourd'hui, l'objectif est que cet outil soit considéré comme une méthode à part entière et complémentaire aux autres techniques de réadaptation déjà existantes. Dans la discussion de ce document, nous avons déjà évoqué quelques pistes quant aux fréquences préférentielles à adopter et aux exercices à effectuer pour ainsi mesurer un bénéfice postural chez ces patients. Inclure ce nouvel outil comme méthode de rééducation au sein des centres de réadaptation permettra d'améliorer les protocoles déjà existants. De la même manière, la validation de ces protocoles pour des patients cérébrolésés pourra être élargie à d'autres populations de patients. Pour cela, chaque protocole devra être adapté selon la pathologie étudiée et l'objectif thérapeutique de chaque patient. Nous connaissons maintenant avec précision les effets de cet outil qui présente comme objectif secondaire d'amener les patients vers l'équithérapie réelle. Pour cela, la coordination posturale de ces patients pourrait être évaluée sur un vrai cheval afin de comparer les effets du simulateur par rapport à l'animal.

De plus, très prochainement, le rôle d'un biofeedback visuel dans le réapprentissage d'une coordination posturale assise, perdue suite à la lésion sera analysé chez ces patients. Si son intérêt est confirmé, cette méthode pourra être également incluse au sein des protocoles rééducatifs. L'évaluation du patient lors de la première séance facilitera l'individualisation de l'apprentissage pour permettre une meilleure rééducation de chacun. En effet, nous pensons que la coordination tronc/cheval *en antiphase* sera souvent absente chez ces patients, du fait d'importantes spasticité et tonicité du tronc, et que le réapprentissage de cette coordination sera bénéfique pour retrouver la posture adéquate sur le cheval et améliorer en ce sens leur qualité de vie.

Bibliographie

A

Adams, J. A. (1971). A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, *3*(2), 111-150.

Adams, J. H., Doyle, D., Ford, I., Gennarelli, T. A., Graham, D. I., & Mclellan, D. R. (1989). Diffuse axonal injury in head injury: Definition, diagnosis and grading. *Histopathology*, *15*(1), 49-59.

Afzal, M. R., Oh, M.-K., & Yoon, J. (2015). Development of a multimodal biofeedback system for balance training. Dans *2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)* (pp. 658-663).

Amblard, B. (1998). Les descripteurs du contrôle postural. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, *41*(5), 225-237.

Ancelet, C. (2006). *Les fondamentaux de l'équitation: galops 1 à 4*. Paris, France : Editions Amphora.

Andersen, K. K., Olsen, T. S., Dehlendorff, C., & Kammersgaard, L. P. (2009). Hemorrhagic and ischemic strokes compared stroke severity, mortality, and risk factors. *Stroke*, *40*(6), 2068-2072.

Angoules, A. G., Koukoulas, D., Balakatounis, K., Kapari, I., & Matsouki, E. (2015). A review of efficacy of hippotherapy for the treatment of musculoskeletal disorders. *British Journal of Medicine and Medical Research*, *8*(4), 289-297.

Ansorge, J. (2011). La médiation équine comme outil thérapeutique. *Le Journal des psychologues*, (286), 52-55.

Argentin, S., Hausswirth, C., Hug, F., Bieuzen, F., & Brisswalter, J. (2006). Influence of expertise on the cycling cadence evolution during a maximal continuous incremental test. *Science & Sports*, *21*(5), 273-279.

Aubard, I. (2007). Activité thérapeutique et cheval. *Vie sociale et traitements*, (94), 117-120.

B

Baek, I.-H., & Kim, B. J. (2014). The effects of horse riding simulation training on stroke patients' balance ability and abdominal muscle thickness changes. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(8), 1293-1296.

Baillet, H., Thouvarecq, R., Vérin, E., Delpouve, C., Benguigui, N., Komar, J., & Leroy, D. (2017). Mechanical horse, a new rehabilitation method for brain-damaged patients: Focus on postural coordination. A preliminary study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *60*(Supplement), e82.

Baillet, H., Thouvarecq, R., Vérin, E., Tourny, C., Benguigui, N., Komar, J., & Leroy, D. (2017). Human energy expenditure and postural coordination on the mechanical horse. *Journal of Motor Behavior*, *49*(4), 441-457.

Baldissera, F., Cavallari, P., Marini, G., & Tassone, G. (1991). Differential control of in-phase and anti-phase coupling of rhythmic movements of ipsilateral hand and foot. *Experimental Brain Research*, *83*(2), 375-380.

Barcala, L., Grecco, L. A. C., Colella, F., Lucareli, P. R. G., Salgado, A. S. I., & Oliveira, C. S. (2013). Visual biofeedback balance training using wii fit after stroke: a randomized controlled trial. *Journal of Physical Therapy Science*, *25*(8), 1027-1032.

Bardy, B. G. (2004). Postural coordination dynamics in standing humans. Dans K. Jirsa & J. A. S. Kelso (Éds), *Coordination Dynamics: Issues and Trends* (pp. 103-121). Berlin, Germany : Springer Berlin Heidelberg.

Bardy, B. G., Faugloire, E., Fourcade, P., & Stoffregen, T. A. (2006). Stabilization of old and new postural patterns in standing humans. Dans M. L. Latash & F. Lestienne (Éds), *Motor Control and Learning* (pp. 77-87). Boston, MA : Springer US.

Bardy, B. G., Marin, L., Stoffregen, T., & Bootsma, R. J. (1999). Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *25*(5), 1284-1301.

Bardy, B. G., Oullier, O., Bootsma, R. J., & Stoffregen, T. A. (2002). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *28*(3), 499-514.

Batschelet, E. (1978). Second-order statistical analysis of directions. Dans P. D. K. Schmidt-Koenig & P. D. W. T. Keeton (Éds), *Animal Migration, Navigation, and Homing* (pp. 3-24). Heidelberg, Germany : Springer Berlin Heidelberg.

Baudry, L. (2004). *Contribution à l'optimisation du cercle au cheval d'arçons : influence du niveau d'expertise sur les variables cinématiques du cercle : influence du feedback augmenté sur la performance au cheval d'arçons*. Rouen.

Baudry, L., Leroy, D., Thouvarecq, R., & Chollet, D. (2006). Auditory concurrent feedback benefits on the circle performed in gymnastics. *Journal of Sports Sciences*, *24*(2), 149-156.

Beinotti, F., Christofoletti, G., Correia, N., & Borges, G. (2013). Effects of horseback riding therapy on quality of life in patients post stroke. *Topics in stroke rehabilitation*, *20*(3), 226-232.

Beinotti, F., Correia, N., Christofoletti, G., & Borges, G. (2010). Use of hippotherapy in gait training for hemiparetic post-stroke. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, *68*(6), 908-913.

Bernard, G., Novel, C., & Vergnes, R. (2007). *Neurologie et neurochirurgie*. Cachan, France : De Boeck Secundair.

Bernstein, N. (1967). *The Co-ordination and regulation of movements*. Oxford, England : Pergamon Press Ltd.

Bertoti, D. B. (1988). Effect of therapeutic horseback riding on posture in children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, *68*(10), 1505-1512.

Bertoti, D. B., & Gross, A. L. (1988). Evaluation of biofeedback seat insert for improving active sitting posture in children with cerebral palsy. A clinical report. *Physical Therapy*, *68*(7), 1109-1113.

Beuter, A., & Lefebvre, R. (1988). A theoretical model of the transition phase in human locomotion. *Canadian Journal of Sport Sciences*, *13*(4), 247-253.

Bezanson, C. (2016). Les accidents vasculaires cérébraux. *Revue Francophone d'Orthoptie*, *9*(2), 63-67.

Biery, M. (1985). Riding and the handicapped. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, *15*(2), 345-354.

Blanchot, S. (2006). Stations assises et conditions requises. *Motricité Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement*, *27*(2), 57-62.

Bobath, B. (1954). A study of abnormal postural reflex activity in patients with lesions of the central nervous system. *Physiotherapy*, *40*(11), 326-334.

Borges, M. B. S., Werneck, M. J. da S., Silva, M. de L. da, Gandolfi, L., & Pratesi, R. (2011). Therapeutic effects of a horse riding simulator in children with cerebral palsy. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, *69*(5), 799-804.

Boudrahem, S., & Rougier, P. R. (2009). Relation between postural control assessment with eyes open and centre of pressure visual feedback effects in healthy individuals. *Experimental Brain Research*, *195*(1), 145-152.

Brand, R. A. (1992). The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly, and pathological: Edited by D. A. Winter University of Waterloo Press, Ontario, 1991, 2nd edition, 143 pp., ISBN 0-88898-105-8. *Journal of Biomechanics*, *25*(8), 949.

Brisswalter, J., Durand, M., Delignières, D., & Legros, P. (1995). Optimal and non-optimal demand in a dual task of pedalling and simple reaction time: effects on energy expenditure and cognitive performance, *29*(1), 15-34.

Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1996). Postural control in children with spastic diplegia: muscle activity during perturbations in sitting. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *38*(5), 379-388.

Bronson, C., Brewerton, K., Ong, J., Palanca, C., & Sullivan, S. (2010). Does hippotherapy improve balance in persons with multiple sclerosis: a systematic review. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, *46*(3), 347-353.

Brott, T., Adams, H. P., Olinger, C. P., Marler, J. R., Barsan, W. G., Biller, J., … Hertzberg, V. (1989). Measurements of acute cerebral infarction: a clinical examination scale. *Stroke*, *20*(7), 864-870.

Bruder, N., & Albanese, J. (2013). *Accident vasculaire cérébral et réanimation*. Berlin, Germany : Springer.

Brugerolle, B. (2002). Les accidents vasculaires cérébraux.

Byström, A., Rhodin, M., Von Peinen, K., Weishaupt, M. A., & Roepstorff, L. (2010). Kinematics of saddle and rider in high-level dressage horses performing collected walk on a treadmill. *Equine Veterinary Journal*, *42*(4), 340-345.

Byström, A., Roepstroff, L., Geser-von Peinen, K., Weishaupt, M. A., & Rhodin, M. (2015). Differences in rider movement pattern between different degrees of collection at the trot in high-level dressage horses ridden on a treadmill. *Human Movement Science*, *41*, 1-8.

C

Calautti, C., & Baron, J.-C. (2003). Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults. *Stroke*, *34*(6), 1553-1566.

Capa, R. L., Audiffren, M., & Ragot, S. (2008). The interactive effect of achievement motivation and task difficulty on mental effort. *International Journal of Psychophysiology*, *70*(2), 144-150.

Cappozzo, A., Figura, F., Marchetti, M., & Pedotti, A. (1976). The interplay of muscular and external forces in human ambulation. *Journal of Biomechanics*, *9*(1), 35-43.

Caudron, S., Guerraz, M., Eusebio, A., Gros, J.-P., Azulay, J.-P., & Vaugoyeau, M. (2014). Evaluation of a visual biofeedback on the postural control in Parkinson's disease. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *44*(1), 77-86.

Cauraugh, J. H., & Summers, J. J. (2005). Neural plasticity and bilateral movements: A rehabilitation approach for chronic stroke. *Progress in Neurobiology*, *75*(5), 309-320.

Centre ressources pour personnes cérébro-lésées. (2012). *lesioncerebral74.fr*.

Cha, Y. J., Stanley, M., Shurtleff, T., & You, J. (Sung) H. (2016). Long-term effects of robotic hippotherapy on dynamic postural stability in cerebral palsy. *Computer Assisted Surgery*, *21*(sup1), 111-115.

Champagne, D., & Dugas, C. (2010). Improving gross motor function and postural control with hippotherapy in children with Down syndrome: case reports. *Physiotherapy theory and practice*, *26*(8), 564-571.

Charalambous, C. P. (2014). Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. Dans *Classic Papers in Orthopaedics* (pp. 415-417). (S.l.) : Springer, London.

Cho, W.-S., & Cho, S.-H. (2015). Effects of mechanical horseback riding exercise on static balance of patient with chronic stroke. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, *16*(3), 1981-1988.

Cho, W.-S., Kim, Y.-N., Park, J.-S., & Jin, H.-K. (2012). The effects of ability to balance posture and proprioception by horse riding simulator and galvanic vestibular stimulation. *Physical Therapy Korea*, *19*(2), 39-47.

Choi, B.-R. (2013). The effects of hippotherapy on standing balance in patients with incomplete cervical spinal cord injuries: a pilot study. *Neuroscience & Medicine*, *04*(01), 7-15.

Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, *33*(12), 1733-1737.

Chollet, D., Micaleff, J.-P., & Rabischong, P. (1988). Biomechanical signals for external biofeedback to improve swimming techniques. Dans *Swimming Science V*. Champaign, IL : Human Kinetics.

Chow, J. Y., Davids, K., Button, C., & Rein, R. (2008). Dynamics of movement patterning in learning a discrete multiarticular action.

Clayton, H. M. (2004). *The Dynamic Horse A Biomechanical Guide to Equine Movement and Performance* (First Edition edition). Mason, MI : Sport Horse Publications.

Clayton, H. M., Kaiser, L. J., Pue, B. de, & Kaiser, L. (2011). Center-of-pressure movements during equine-assisted activities. *The American Journal of Occupational Therapy*, *65*(2), 211-216.

D

Danion, F., Duarte, M., & Grosjean, M. (1999). Fitts' law in human standing: the effect of scaling. *Neuroscience Letters*, *277*(2), 131-133.

Dault, M. C., de Haart, M., Geurts, A. C. H., Arts, I. M. P., & Nienhuis, B. (2003). Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Human Movement Science*, *22*(3), 221-236.

Dault, M. C., & Dugas, C. (2002). Evaluation of a specific balance and coordination programme for individuals with a traumatic brain injury. *Brain Injury*, *16*(3), 231-244.

Davies, P. M. (2000). *Steps to Follow: The Comprehensive Treatment of Patients with Hemiplegia*. New York, NY, US : Springer Science & Business Media.

De Nunzio, A. M., Zucchella, C., Spicciato, F., Tortola, P., Vecchione, C., Pierelli, F., & Bartolo, M. (2014). Biofeedback rehabilitation of posture and weight-bearing distribution in stroke: a center of foot pressure analysis. *Functional Neurology*, *29*(2), 127-134.

De Rosnay, J. (2014). *Le Macroscope. Vers une vision globale*. Paris, France : Point.

Debuse, D., Chandler, C., & Gibb, C. (2005). An exploration of German and British physiotherapists' views on the effects of hippotherapy and their measurement. *Physiotherapy Theory and Practice*, *21*(4), 219-242.

Delapille, P., Verin, E., Tourny-Chollet, C., & Pasquis, P. (2001). Breath-holding time: effects of non-chemical factors in divers and non-divers. *Pflügers Archiv*, *442*(4), 588-594.

Delignières, D. (2004). L'approche dynamique du comportement moteur, 65-80.

Delignières, D., Nourrit, D., Sioud, R., Leroyer, P., Zattara, M., & Micaleff, J.-P. (1998). Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill. *Human movement science*, *17*(2), 221-241.

Delignières, D., Teulier, C., & Nourrit, D. (2009). L'apprentissage des habiletés motrices complexes : des coordinations spontanées à la coordination experte. *Bulletin de psychologie*, *Numéro 502*(4), 327-334.

Devienne, M.-F., & Guezennec, C.-Y. (2000). Energy expenditure of horse riding. *European Journal of Applied Physiology*, *82*(5-6), 499-503.

Diedrich, F. J., & Warren, W. H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, *21*(1), 183-202.

Dietrich, G., Breniere, Y., & Do, M. C. (1994). Organization of local anticipatory movements in single step initiation. *Human Movement Science*, *13*(2), 195-210.

Dietze, S. V. (2004). *Balance in Movement: The Seat of the Rider* (Édition : DVD). North Pomfret, VT : Trafalgar Square Publishing.

Donker, S. F., & Beek, P. J. (2002). Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica*, *110*(2–3), 265-288.

Donker, S. F., Beek, P. J., Wagenaar, R. C., & Mulder, T. (2001). Coordination between arm and leg movements during locomotion. *Journal of Motor Behavior*, *33*(1), 86-102.

Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002a). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, *146*(1), 60-69.

Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002b). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, *146*(1), 60-69.

Dursun, E., Hamamci, N., Dönmez, S., Tüzünalp, Ö., & Çakci, A. (1996). Angular biofeedback device for sitting balance of stroke patients. *Stroke*, *27*(8), 1354-1357.

Durukan, A., & Tatlisumak, T. (2007). Acute ischemic stroke: Overview of major experimental rodent models, pathophysiology, and therapy of focal cerebral ischemia. *Pharmacology Biochemistry and Behavior*, *87*(1), 179-197.

E

Elbert, T., Pantev, C., Wienbruch, C., Rockstroh, B., & Taub, E. (1995). Increased cortical representation of the fingers of the left hand in string players.

Elshafey, M. A. (2014). Hippotherapy simulator as alternative method for hippotherapy traitment in hemiplegic children, (2(2)), 435-41.

Encheff, J. L., Armstrong, C., Masterson, M., Fox, C., & Gribble, P. (2012). Hippotherapy effects on trunk, pelvic, and hip motion during ambulation in children with neurological impairments. *Pediatric physical therapy: the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *24*(3), 242-250.

Engardt, M. (1994). Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, *26*(2), 65-69.

F

Faugloire, E., Bardy, B. G., Merhi, O., & Stoffregen, T. A. (2005). Exploring coordination dynamics of the postural system with real-time visual feedback. *Neuroscience Letters*, *374*(2), 136-141.

Faugloire, E., Bardy, B. G., & Stoffregen, T. A. (2006a). Dynamics of learning new postural patterns: influence on preexisting spontaneous behaviors. *Journal of Motor Behavior*, *38*(4), 299-312.

Faugloire, E., Bardy, B. G., & Stoffregen, T. A. (2006b). Learning a new ankle-hip pattern with a real-time visual feedback: Consequences on preexisting coordination dynamics. Dans *Proceeding* (pp. 137-138). Montpellier.

Faugloire, E., Bardy, B. G., & Stoffregen, T. A. (2009). (De)stabilization of required and spontaneous postural dynamics with learning, *35*(1), 170-187.

Faugloire, E., & Stoffregen, T. A. (2003). The dynamics of learning new postures. Dans *Studies in Perception and Action VII* (S.Rogers, J.Effken, pp. 109-112). Hove, England : Psychology Press.

Feigin, V. L., Lawes, C. M., Bennett, D. A., & Anderson, C. S. (2003). Stroke epidemiology: a review of population-based studies of incidence, prevalence, and case-fatality in the late 20th century. *The Lancet Neurology*, *2*(1), 43-53.

Fernandes, L. C., Chitra, J., Metgud, D., & Khatri, S. M. (2008). Effectiveness of artifical horse riding on postural control in spastic diplegics - RCT. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy - An International Journal*, *2*(4), 36-40.

Fisher, C. M. (1998). Lacunes: Small, deep cerebral infarcts. *Neurology*, *50*(4), 841-841-a.

Fleck, C. A. (1992). *Hippotherapy: Mechanics of Human Walking and Horseback Riding*. University of Delaware.

Flor, H., Elbert, T., Knecht, S., Wienbruch, C. P., Birbaumer, N., Larbig, W., & Taub, E. (1995). Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation. *Nature*, *375*(6531), 482-484.

Fontaine, R. J., Lee, T. D., & Swinnen, S. P. (1997). Learning a new bimanual coordination pattern: Reciprocal influences of intrinsic and to-be-learned patterns. *Canadian Journal of Experimental Psychology*, *51*(1), 1-9.

Forssberg, H., & Hirschfeld, H. (1994). Postural adjustments in sitting humans following external perturbations: muscle activity and kinematics. *Experimental Brain Research*, *97*(3), 515-527.

Freitas, P. M. de. (2004). Mokka, main guidelines and future (pp. 441-444). Communication présentée à International Conference on Linear Collider, Ecole Polytechnique.

Freitas, S. M. S. F., & Duarte, M. (2012). Joint coordination in young and older adults during quiet stance: Effect of visual feedback of the center of pressure. *Gait & Posture*, *35*(1), 83-87.

Frischer, M. (1989). Voluntary vs autonomous control of repetitive finger tapping in a patient with Parkinson's disease. *Neuropsychologia*, *27*(10), 1261-1266.

Frizzell, J. P. (2005). Acute stroke pathophysiology, diagnosis, and treatment. *AACN Advanced Critical Care*, *16*(4), 421-440.

G

Gagey, P.-M., Martinerie, J., Pezard, L., & Benaim, C. (1998). L'équilibre statique est contrôlé par un système dynamique non-linéaire. *Annales d'oto-laryngologie et de chirurgie cervico-faciale*, *115*(3), 161-168.

Galeole, A., Bastien, L., Viruega, H., & Gaviria, M. (2014). Neurological rehabilitation after severe traumatic brain injury, new tools new hopes: the hippotherapy approach. *Journal of Neurology & Neurophysiology*, *05*(05).

Garner, B. A., & Rigby, B. R. (2015). Human pelvis motions when walking and when riding a therapeutic horse. *Human Movement Science*, *39*, 121-137.

Gauthier, L. V., Taub, E., Perkins, C., Ortmann, M., Mark, V. W., & Uswatte, G. (2008). Remodeling the brain. *Stroke*, *39*(5), 1520-1525.

Gautier, G., Thouvarecq, R., & Vuillerme, N. (2008). Postural control and perceptive configuration: Influence of expertise in gymnastics. *Gait & Posture*, *28*(1), 46-51.

Geiger, R. A., Allen, J. B., O'Keefe, J., & Hicks, R. R. (2001). Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Physical Therapy*, *81*(4), 995-1005.

Genthon, N., Vuillerme, N., Monnet, J. P., Petit, C., & Rougier, P. (2006). Evaluation de la station assise : caractérisques et exemple chez l'hémiplégique. Dans *Efficience et déficiences du contrôle postural*. Ballan-Miré, France : Solal.

George, A., Haydar, A. A., & Adams, W. M. (2008). Imaging of Horner's syndrome. *Clinical Radiology*, *63*(5), 499-505.

Georgiou, T., Holland, S., & van der Linden, J. (2016). Rhythmic haptic cueing for gait rehabilitation of neautological conditions. Dans *The 30th British Human Computer Interaction Conference 2016*.

Geurts, A. C. H., de Haart, M., van Nes, I. J. W., & Duysens, J. (2005). A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture*, *22*(3), 267-281.

Ghajar, J. (2000). Traumatic brain injury. *The Lancet*, *356*(9233), 923-929.

Gheorghe, C., Nissen, T., Christensen, D., Epure, P., Brooks, A., & Brooks, E. P. (2015). Rehabilitation of balance-impaired stroke patients through audio-visual biofeedback. Dans M. Antona & C. Stephanidis (Éds), *Universal Access in Human-Computer Interaction. Access to Learning, Health and Well-Being* (pp. 300-311). Berlin, Germany : Springer International Publishing.

Giagazoglou, P., Arabatzi, F., Dipla, K., Liga, M., & Kellis, E. (2012). Effect of a hippotherapy intervention program on static balance and strength in adolescents with intellectual disabilities. *Research in developmental disabilities*, *33*(6), 2265-2270.

Giagazoglou, P., Arabatzi, F., Kellis, E., Liga, M., Karra, C., & Amiridis, I. (2013). Muscle reaction function of individuals with intellectual disabilities may be improved through therapeutic use of a horse. *Research in developmental disabilities*, *34*(9), 2442-2448.

Gibson, J. J. (1950). *The perception of the visual world* (Vol. xii). Oxford, England : Houghton Mifflin.

Gibson, J. J. (1960). The concept of the stimulus in psychology. *American Psychologist*, *15*(11), 694-703.

Gibson, J. J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*. Oxford, England : Houghton Mifflin.

Gibson, J. J. (1977). The theory of affordances. Dans J. B. Robert E Shaw (Éd.), *Perceiving, acting, and knowing: toward an ecological psychology* (p. pp.67-82). Hillsdale, NJ, England : Lawrence Erlbaum Associates.

Greenwood, P. M. (2007). Functional plasticity in cognitive aging: Review and hypothesis. *Neuropsychology*, *21*(6), 657-673.

Grossman, G. E., Leigh, R. J., Abel, L. A., Lanska, D. J., & Thurston, S. E. (1988). Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Experimental Brain Research*, *70*(3), 470-476.

Grotta, J. C., Albers, G. W., Broderick, J. P., Kasner, S. E., Lo, E. H., Mendelow, A. D., … Wong, L. K. (2015). *Stroke: Pathophysiology, Diagnosis, and Management*. Riverport Lane, USA : Elsevier Health Sciences.

H

Haacke, E. M., Brown, R. W., Thompson, M. R., & Venkatesan, R. (1999). *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design* (1st edition). New York : Wiley-Liss.

Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: variation, selection and modulation. *The Journal of Physiology*, *493*(Pt 1), 273-288.

Hadders-Algra, M. (2003). Developmental coordination disorder: is clumsy motor behavior caused by a lesion of the brain at early age; *Neural Plasticity*, *10*(1-2), 39-50.

Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1998). Development of postural control—differences between ventral and dorsal muscles? *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 501-506.

Haken, H. (1977). Synergetics. *Physics Bulletin*, *28*(9), 412.

Haken, H. (1983). *Advanced Synergetics: Instability Hierarchies of Self-Organizing Systems and Devices*. Berlin, Germany : Springer Science & Business Media.

Haken, H., Kelso, J. a. S., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, *51*(5), 347-356.

Hallett, M. (2001). Plasticity of the human motor cortex and recovery from stroke. *Brain Research Reviews*, *36*(2–3), 169-174.

Hamill, J., van Emmerik, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, *14*(5), 297-308.

Hamman, R. G., Mekjavic, I., Mallinson, A. I., & Longridge, N. S. (1992). Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *73*(8), 738-744.

Hammer, A., Nilsagård, Y., Forsberg, A., Pepa, H., Skargren, E., & Öberg, B. (2005). Evaluation of therapeutic riding (Sweden)/hippotherapy (United States). A single-subject experimental design study replicated in eleven patients with multiple sclerosis. *Physiotherapy Theory and Practice*, *21*(1), 51-77. https://doi.org/10.1080/09593980590911525

Han, J. Y., Kim, J. M., Kim, S. K., Chung, J. S., Lee, H.-C., Lim, J. K., … Park, K. Y. (2012). Therapeutic effects of mechanical horseback riding on gait and balance ability in stroke patients. *Annals of rehabilitation medicine*, *36*(6), 762-769.

Hara, Y. (2015). Brain plasticity and rehabilitation in stroke patients. *Journal of Nippon Medical School*, *82*(1), 4-13.

Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2003). Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental Psychobiology*, *42*(4), 368-377.

Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, *89*(3), 267-282.

Haugen, H. A., Chan, L.-N., & Li, F. (2007). Indirect calorimetry: a practical guide for clinicians. *Nutrition in Clinical Practice*, *22*(4), 377-388.

Hausswirth, C., Brisswalter, J., Vallier, J. M., Smith, D., & Lepers, R. (2000). Evolution of electromyographic signal, running economy, and perceived exertion during different prolonged exercises. *International Journal of Sports Medicine*, *21*(6), 429-436.

Hebb, D. O. (1949). *The Organization of Behavior: A Neuropsychological Theory* (John Wiley & Sons). (S.l.) : Taylor & Francis.

Heegaard, W., & Biros, M. (2007). Traumatic brain injury. *Emergency Medicine Clinics of North America*, *25*(3), 655-678.

Heide, J. C. van der, Otten, B., Eykern, L. A. van, & Hadders-Algra, M. (2003). Development of postural adjustments during reaching in sitting children. *Experimental Brain Research*, *151*(1), 32-45.

Heine, B., & Jorge Do Marco, N. (1998). L'hippothérapie : Une approche à facettes multiples. *Kinésithérapie scientifique*, (376), 36-40.

Herrero, P., Asensio, Á., García, E., Marco, Á., Oliván, B., Ibarz, A., … Casas, R. (2010). Study of the therapeutic effects of an advanced hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: a randomised controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *11*(1), 71.

Herrero, P., Gómez-Trullén, E. M., Asensio, Á., García, E., Casas, R., Monserrat, E., & Pandyan, A. (2012). Study of the therapeutic effects of a hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: a stratified single-blind randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *26*(12), 1105-1113.

Hirschfeld, H., & Forssberg, H. (1994). Epigenetic development of postural responses for sitting during infancy. *Experimental Brain Research*, *97*(3), 528-540.

Hocherman, S., Dickstein, R., & Pillar, T. (1984). Platform training and postural stability in hemiplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *65*(10), 588-592.

Hodges, N. J., & Franks, I. M. (2002). Learning as a function of coordination bias: Building upon pre-practice behaviours. *Human Movement Science*, *21*(2), 231-258.

Hodges, N. J., & Lee, T. D. (1999). The role of augmented information prior to learning a bimanual visual-motor coordination task: Do instructions of the movement pattern facilitate learning relative to discovery learning? *British Journal of Psychology*, *90*(3), 389-403.

Holt, K. G., Hamill, J., & Andres, R. O. (1990). The force-driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. *Human Movement Science*, *9*(1), 55-68.

Holt, K. G., Obusek, J. P., & Fonseca, S. T. (1996). Constraints on disordered locomotion A dynamical systems perspective on spastic cerebral palsy. *Human Movement Science*, *15*(2), 177-202.

Holt, K. G., Wagenaar, R. C., LaFiandra, M. E., Kubo, M., & Obusek, J. P. (2003). Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of Biomechanics*, *36*(4), 465-471.

Holt, K. G., Wagenaar, R. O., & Saltzman, E. (2010). A Dynamic Systems: constraints approach to rehabilitation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *14*(6), 446-463.

Homnick, D. N., Henning, K. M., Swain, C. V., & Homnick, T. D. (2013). Effect of therapeutic horseback riding on balance in community-dwelling older adults with balance deficits. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, *19*(7), 622-626.

Hong, S. L., & Newell, K. M. (2005). Practice effects on local and global dynamics of the ski-simulator task. *Experimental Brain Research*, *169*(3), 350-360.

Hong, S. L., & Newell, K. M. (2006). Change in the organization of degrees of freedom with learning. *Journal of Motor Behavior*, *38*(2), 88-100.

Horak, F. B., Nutt, J. G., & Nashner, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, *111*(1), 46-58.

Horak, F. B., Shupert, C. L., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*, *10*(6), 727-738.

Horak, Fay B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*, *6*(1), 76-84.

Horak, Fay B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(suppl 2), ii7-ii11.

Hosaka, Y., Nagasaki, M., Bajotto, G., Shinomiya, Y., Ozawa, T., & Sato, Y. (2010, août). Effects of daily mechanical horseback riding on insulin sensitivity and resting metabolism in middle-aged type 2 diabetes mellitus patients.

Hoyt, D. F., & Taylor, R. C. (1981). Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature*, *292*(5820), 239-240.

Hurley, S. R., & Lee, T. D. (2006). The influence of augmented feedback and prior learning on the acquisition of a new bimanual coordination pattern. *Human Movement Science*, *25*(3), 339-348.

I

Ionatamishvili, N. I., Tsverava, D. M., Loriya, M. S., Sheshaberidze, E. G., & Rukhadze, M. M. (2004). Riding therapy as a method of rehabilitation of children with cerebral palsy. *Human Physiology*, *30*(5), 561-565.

J

Jehu, D. A., Thibault, J., & Lajoie, Y. (2015). Magnifying the scale of visual biofeedback improves posture. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 1-5.

Jeka, J. J., Kelso, J. A. S., & Kiemel, T. (1993). Spontaneous transitions and symmetry: Pattern dynamics in human four-limb coordination. *Human Movement Science*, *12*(6), 627-651.

Jeka, J., & Kiemel, T. (2004). Noise associated with the process of fusing multisensory information. Dans D. V. K. Jirsa & P. J. A. S. Kelso (Éds), *Coordination Dynamics: Issues and Trends* (pp. 123-139). Berlin, Germany : Springer Berlin Heidelberg.

Johansson, B. B. (2011). Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta Neurologica Scandinavica*, *123*(3), 147-159.

Johansson, B. B. (2000). Brain plasticity and stroke rehabilitation. *Stroke*, *31*(1), 223-230.

Johnston, M. V. (2009). Plasticity in the developing brain: implications for rehabilitation. *Developmental disabilities research reviews*, *15*(2), 94-101.

Jouffroy, J. (1991). L'analyse et la restitution des sensations par simulation en equitation:programme Persival. *Science & Sports*, *6*, 129-131.

K

Kahneman, D. (1973). *Attention and Effort*. New Jersey, USA : Prentice Hall.

Kang, K.-Y. (2015). Effects of mechanical horseback riding on the balance ability of the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(8), 2499-2500.

Keele, S. W. (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin*, *70*(6, Pt.1), 387-403.

Kelso, J. A. S. (1981). On the oscillatory basis of movement. *Bulletin of the Psychonomic Society*, *18*.

Kelso, J. A. S. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *The American Journal of Physiology*, *246*(6 Pt 2), R1000-1004.

Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic Patterns: The Self-organization of Brain and Behavior*. Cambridge, USA : MIT Press.

Kelso, J. A. S., Del Colle, J. D., & Schöner, G. (1990). Action-perception as a pattern formation process. Dans *Attention and performance 13: Motor representation and control* (pp. 139-169). Hillsdale, NJ, England : Lawrence Erlbaum Associates, Inc.

Kelso, J. A. S., Holt, K. G., Rubin, P., & Kugler, P. N. (1981). Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes. *Journal of Motor Behavior*, *13*(4), 226-261.

Kelso, J. A. S., Scholz, J. P., & Schöner, G. (1986). Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: critical fluctuations. *Physics Letters A*, *118*(6), 279-284.

Kelso, J. A. S., Southard, D. L., & Goodman, D. (1979). On the coordination of two-handed movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *5*(2), 229-238.

Kelso, J. A. S., Tuller, B., & Harris, K. S. (1983). A "Dynamic Pattern" perspective on the control and coordination of movement. Dans MacNeilage (Éd.), *The Production of Speech* (pp. 137-173). New York, NY, US : Springer New York.

Kelso, J. A. S., & Zanone, P. G. (2002). Coordination dynamics of learning and transfer across different effector systems. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, *28*(4), 776-797.

Kerdoncuff, V., Durufle, A., Petrilli, S., Nicolas, B., Robineau, S., Lassalle, A., … Gallien, P. (2004). Intérêt de la rééducation par biofeedback visuel sur plateforme de stabilométrie dans la prise en charge des troubles posturaux des hémiplégiques vasculaires. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, *47*(4), 169-176.

Kersten, P., Küçükdeveci, A. A., & Tennant, A. (2012). The use of the Visual Analogue Scale (VAS) in rehabilitation outcomes. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *44*(7), 609-610.

Kidwell, C. S., Chalela, J. A., Saver, J. L., Starkman, S., Hill, M. D., Demchuk, A. M., … Warach, S. (2004). Comparison of MRI and CT for detection of acute intracerebral hemorrhage. *JAMA*, *292*(15), 1823-1830.

Kim, H., Her, J. G., & Ko, J. (2014). Effect of horseback riding simulation machine training on trunk balance and gait of chronic stroke patients.

Kim, M. J., Kim, T., Choi, Y., Oh, S., Kim, K., & Yoon, B. (2016). The effect of a horse riding simulator on energy expenditure, enjoyment, and task difficulty in the elderly. *European Journal of Integrative Medicine*, *8*(5), 723-730.

Kim, S., Yuk, G., & Gak, H. (2013). Effects of the horse riding simulator and ball exercises on balance of the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, *25*(11), 1425-1428.

Kim, S.-G., & Lee, J.-H. (2015). The effects of horse riding simulation exercise on muscle activation and limits of stability in the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *60*(1), 62-65.

Kim, Y.-N., & Lee, D.-K. (2015). Effects of horse-riding exercise on balance, gait, and activities of daily living in stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(3), 607-609.

Klimberg, A. (2002). The role of horse-therapy in improvement of children with Down syndrome. *Wiadomości lekarskie (Warsaw, Poland: 1960)*, *55 Suppl 1*(Pt 2), 732-735.

Knecht, S., Henningsen, H., Höhling, C., Elbert, T., Flor, H., Pantev, C., & Taub, E. (1998). Plasticity of plasticity? Changes in the pattern of perceptual correlates of reorganization after amputation. *Brain*, *121*(4), 717-724.

Komar, J., Sanders, R. H., Chollet, D., & Seifert, L. (2014). Do qualitative changes in interlimb coordination lead to effectiveness of aquatic locomotion rather than efficiency? *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(2), 189-196.

Kopp, B., Kunkel, A., Mühlnickel, W., Villringer, K., Taub, E., & Flor, H. (1999). Plasticity in the motor system related to therapy-induced improvement of movement after stroke. *Neuroreport*, *10*(4), 807-810.

Kostrubiec, V., & Zanone, P. G. (2002). Memory dynamics: distance between the new task and existing behavioural patterns affects learning and interference in bimanual coordination in humans. *Neuroscience Letters*, *331*(3), 193-197.

Kostrubiec, V., Tallet, J., & Zanone, P.-G. (2005). How a new behavioral pattern is stabilized with learning determines its persistence and flexibility in memory. *Experimental Brain Research*, *170*(2), 238-244.

Kostrubiec, V., Zanone, pier-G., Fuchs, A., & Kelso, J. A. S. (2012). Beyond the blank slate: routes to learning new coordination patterns depend on the intrinsic dynamics of the learner—experimental evidence and theoretical model. *Frontiers in Human Neuroscience*, *6*, 222.

Kovacs, A. J., & Shea, C. H. (2011). The learning of 90° continuous relative phase with and without Lissajous feedback: External and internally generated bimanual coordination. *Acta Psychologica*, *136*(3), 311-320.

Kubota, M., Nagasaki, M., Tokudome, M., Shinomiya, Y., Ozawa, T., & Sato, Y. (2006). Mechanical horseback riding improves insulin sensitivity in elder diabetic patients. *Diabetes Research and Clinical Practice*, *71*(2), 124-130.

Kugler, P. N., & Turvey, M. T. (1987). *Information, Natural Law, and the Self-assembly of Rhythmic Movement*. Abingdon-on-Thames, England : Routledge.

Kuo, A. D. (2001). A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed–step length relationship. *Journal of Biomechanical Engineering*, *123*(3), 264-269.

Kwon, J.-Y., Chang, H. J., Yi, S.-H., Lee, J. Y., Shin, H.-Y., & Kim, Y.-H. (2014). Effect of hippotherapy on gross motor function in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, *21*(1), 15-21.

L

Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. A. S. (2005). Coordination dynamics of the horse-rider system. *Journal of Motor Behavior*, *37*(6), 418-424.

Lamoreux, L. W. (1971). Kinematic measurements in the study of human walking. *Bulletin of prosthetics research*, *10*(15), 3-84.

Lanzetta, D., Cattaneo, D., Pellegatta, D., & Cardini, R. (2004). Trunk control in unstable sitting posture during functional activities in healthy subjects and patients with multiple sclerosis1. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(2), 279-283.

Lechner, H. E., Feldhaus, S., Gudmundsen, L., Hegemann, D., Michel, D., Zäch, G. A., & Knecht, H. (2003). The short-term effect of hippotherapy on spasticity in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord*, *41*(9), 502-505.

Lechner, H. E., Kakebeeke, T. H., Hegemann, D., & Baumberger, M. (2007). The effect of hippotherapy on spasticity and on mental well-being of persons with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *88*(10), 1241-1248.

Ledebt, A., Becher, J., Kapper, J., Rozendaal, R., Bakker, R., Leenders, I., & Savelsbergh, G. J. P. (2005). Balance training with visual feedback in children with hemiplegic cerebral palsy. *9*.

Lee, C. W., Kim, S. G. I., & Na, S. S. (2014). The effects of hippotherapy and a horse riding simulator on the balance of children with cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(3), 423-425.

Lee, C. W., Kim, S. G., & Yong, M. S. (2014). Effects of hippotherapy on recovery of gait and balance ability in patients with stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(2), 309-311.

Lee, D. R., Lee, N. G., Cha, H. J., O, Y. S., You, S. H., Oh, J. H., & Bang, H. S. (2011). The effect of robo-horseback riding therapy on spinal alignment and associated muscle size in MRI for a child with neuromuscular scoliosis: An experimenter-blind study. *NeuroRehabilitation*, *29*(1), 23-27.

Lee, T. D., & Swinnen, S. P. (1993). Chapter 16 three legacies of bryan and harter: automaticity, variability and change in skilled performance. Dans J. L. S. and F. Allard (Éd.), *Advances in Psychology* (Vol. 102, pp. 295-315). Amsterdam, North-Holland : Elsevier.

Lee, T. D., Swinnen, S. P., & Verschueren, S. (1995). Relative phase alterations during bimanual skill acquisition. *Journal of Motor Behavior*, *27*(3), 263-274.

Lees, A., Vanrenterghem, J., Barton, G., & Lake, M. (2007). Kinematic response characteristics of the CAREN moving platform system for use in posture and balance research. *Medical Engineering & Physics*, *29*(5), 629-635.

Leroy, D., Thouvarecq, R., & Gautier, G. (2008). Postural organisation during cascade juggling: Influence of expertise. *Gait & Posture*, *28*(2), 265-270.

Levin, H. S., O'Donnell, V. M., & Grossman, R. G. (1979). The Galveston Orientation and Amnesia Test. A practical scale to assess cognition after head injury. *The Journal of Nervous and Mental Disease*, *167*(11), 675-684.

Levin, H. S., & Grafman, J. (2000). *Cerebral Reorganization of Function After Brain Damage*. Oxford, US : Oxford University Press, USA.

Liepert, J., Bauder, H., Miltner, W. H. R., Taub, E., & Weiller, C. (2000). Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke*, *31*(6), 1210-1216.

Lin, J. H., Hsieh, C. L., Hsiao, S. F., & Huang, M. H. (2001). Predicting long-term care institution utilization among post-rehabilitation stroke patients in Taiwan: a medical centre-based study. *Disability and Rehabilitation*, *23*(16), 722-730.

Long, S. (2014). Hippotherapy as a tool for improving motor skills, postural stability, and self confidence in cerebral palsy and multiple sclerosis. *Sound Neuroscience: An Undergraduate Neuroscience Journal*, *1*(1).

Lorenz, E. (1995). *The Essence Of Chaos* (1 edition). Seattle : University of Washington Press.

Lorenz, E. N. (1963). Deterministic Nonperiodic Flow. *Journal of the Atmospheric Sciences*, *20*(2), 130-141.

Louis, J., Delgado, D., Luis, D., Chillet, P., & Vadot, W. (2009). Les accidents vasculaires cérébraux du tronc cérébral.

M

Macfarlane, D. J., & Wong, P. (2011). Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(7), 2539-2547.

Mahomey, F. I., & Barthel, D. W. (1965). Functional evaluation:The Barthel Index. *Maryland State Medical Journal*, *14*, 61-65.

Marin, L., Bardy, B., & Bootsma, R. (1998). Coordinations posturales et expertises en gymnastique, 145-157.

Marin, L., & Bardy, B. G. (2011). Les coordinations posturales : Approches neuromusculaire et dynamique. *Movement & Sport Sciences*, *74*(3), 39-52.

Marin, L., Bardy, B. G., Baumberger, B., Flückiger, M., & Stoffregen, T. A. (1999). Interaction between task demands and surface properties in the control of goal-oriented stance. *Human Movement Science*, *18*(1), 31-47.

Marin, L., Bardy, B. G., & Bootsma, R. J. (1999). Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sports Sciences*, *17*(8), 615-626.

Mark, L. S., Nemeth, K., Gardner, D., Dainoff, M. J., Paasche, J., Duffy, M., & Grandt, K. (1997). Postural dynamics and the preferred critical boundary for visually guided reaching. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *23*(5), 1365-1379.

Massion. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, *4*(6), 877-887.

Masson, F. (2000). Épidémiologie des traumatismes crâniens graves. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, *19*(4), 261-269.

Mathé, J.-F., Richard, I., & Rome, J. (2005). Santé publique et traumatismes crâniens graves. Aspects épidémiologiques et financiers, structures et filières de soins. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, *24*(6), 688-694.

Matjacić, Z., Hesse, S., & Sinkjaer, T. (2003). BalanceReTrainer: a new standing-balance training apparatus and methods applied to a chronic hemiparetic subject with a neglect syndrome. *NeuroRehabilitation*, *18*(3), 251-259.

Mayo, N. E., Korner-Bitensky, N. A., & Becker, R. (1991). Recovery time of independent function post-stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*.

McGibbon, N. H., Andrade, C.-K., Widener, G., & Cintas, H. L. (1998). Effect of an equine-movement therapy program on gait, energy expenditure, and motor function in children with spastic cerebral palsy: a pilot study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *40*(11), 754–762.

McGibbon, N. H., Benda, W., Duncan, B. R., & Silkwood-Sherer, D. (2009). Immediate and long-term effects of hippotherapy on symmetry of adductor muscle activity and functional ability in children with spastic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *90*(6), 966-974.

McGraw, M. B. (1943). *The neuromuscular maturation of the human infant*. New York, NY, US : Columbia University Press.

Mechsner, F., Kerzel, D., Knoblich, G., & Prinz, W. (2001). Perceptual basis of bimanual coordination. *Nature*, *414*(6859), 69-73.

Megrot, F., & Bardy, B. G. (2005). Influence of sport expertise on the maintenance of precarious balance. *Bulletin de psychologie*, *58*(475), 11-20.

Menezes, K. M., Copetti, F., Wiest, M. J., Trevisan, C. M., & Silveira, A. F. (2013). Effect of hippotherapy on the postural stability of patients with multiple sclerosis: a preliminary study. *Fisioterapia e Pesquisa*, *20*(1), 43-49.

Meregillano, G. (2004). Hippotherapy. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, *15*(4), 843-854.

Mirelman, A., Herman, T., Nicolai, S., Zijlstra, A., Zijlstra, W., Becker, C., … Hausdorff, J. M. (2011). Audio-Biofeedback training for posture and balance in patients with Parkinson's disease. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *8*(1), 1-7.

Moore, L., Lavoie, A., Camden, S., Le Sage, N., Sampalis, J. S., Bergeron, E., & Abdous, B. (2006). Statistical validation of the Glasgow Coma Score. *The Journal of Trauma*, *60*(6), 1238-1243; discussion 1243-1244.

Morice-Guerin, S. M. (1996). *Contribution du cheval à la rééducation des personnes handicapées*. (Thèse Med. Vét.). Nantes.

Mudie, M. H., Winzeler-Mercay, U., Radwan, S., & Lee, L. (2002). Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bobath and feedback training approaches. *Clinical Rehabilitation*, *16*(6), 582-592.

Mulavara, A. P., Verstraete, M. C., & Bloomberg, J. J. (2002). Modulation of head movement control in humans during treadmill walking. *Gait & Posture*, *16*(3), 271-282.

Muñoz Lasa, S., Máximo Bocanegra, N., Valero Alcaide, R., Atín Arratibel, M. A., Varela Donoso, E., & Ferriero, G. (2013). Animal assisted interventions in neurorehabilitation: a review of the most recent literature. *Neurología (English Edition)*.

Münz, A., Eckardt, F., Heipertz-Hengst, C., Peham, C., & Witte, K. (2013). A preliminary study of an inertial sensor-based method for the assessment of human pelvis kinematics in dressage riding. *Journal of Equine Veterinary Science*, *33*(11), 950-955.

Münz, A., Eckardt, F., & Witte, K. (2014). Horse–rider interaction in dressage riding. *Human Movement Science*, *33*, 227-237.

Murray, M. P., Seireg, A., & Scholz, R. C. (1967). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, *23*(6), 831-838.

N

Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture*, *18*(3), 134-142.

Nagi, S. Z. (1964). A study in the evaluation of disability and rehabilitation potential. *American Journal of Public Health and the Nations Health*, *54*(9), 1568-1579.

Nareklishvili, T. M. (2008). Dynamics of hip joint biomechanics in patients with coxarthrosis at the time of hippotherapy. *Georgian medical news*, (155), 26-31.

Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, *8*(01), 135-150.

Newell, K. M. (1985). Coordination, control and skill. Dans R. B. W. and I. M. F. David Goodman (Éd.), *Advances in Psychology* (Vol. 27, pp. 295-317). Amsterdam, North-Holland : Elsevier.

Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination.

Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*, *42*(1), 213-237.

Newell, K. M. (1996). Change in movement and skill: learning, retention, and transfer. Dans *Dexterity and its Development* (p. 393). Hove, England : Psychology Press.

Newell, K. M. (2003). Schema theory (1975): retrospectives and prospectives. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *74*(4), 383-388.

Newell, K. M., Challis, S., & Morrison, S. (2000). Dimensional constraints on limb movements. *Human Movement Science*, *19*(2), 175-201.

Newell, K. M., van Emmerik, R. E. A., Lee, D., & Sprague, R. L. (1993). On postural stability and variability. *Gait & Posture*, *1*(4), 225-230.

Nicholas, S. C., Doxey-Gasway, D. D., & Paloski, W. H. (1998). A link-segment model of upright human posture for analysis of head-trunk coordination. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, *8*(3), 187-200.

Nichols, D. S. (1997). Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Physical Therapy*, (5), 77.

Nourrit, D., Caillou, N., Deschamps, T., Lauriot, B., & Delignières, D. (1999). Expertise et invariance spacio-temporelle : une comparaison expert novice en bowling. Communication présentée au VIII Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Macolin.

Nourrit, D., Delignières, D., Caillou, N., Deschamps, T., & Lauriot, B. (2003). On discontinuities in motor learning: a longitudinal study of complex skill acquisition on a ski-simulator. *Journal of Motor Behavior*, *35*(2), 151-170.

O

Olivier, A. (2012). *Contribution des informations visuelles dans le contrôle postural des cavaliers*.

Olivier, A., Faugloire, E., Lejeune, L., Biau, S., & Isableu, B. (2017). Head stability and head-trunk coordination in horseback riders: the contribution of visual information according to expertise. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*.

Oullier, O., Bardy, B. G., Bootsma, R. J., & Stoffregen, T. A. (2003). L'émergence des états posturaux et de leurs changements. *Cahiers de la maison de la recherche en sciences humaines et sociales*.

Oullier, O., Bardy, B. G., Stoffregen, T. A., & Bootsma, R. J. (2002). Postural coordination in looking and tracking tasks. *Human Movement Science*, *21*(2), 147-167.

Oullier, O., Bardy, B. G., Stoffregen, T. A., & Bootsma, R. J. (2004). Task-specific stabilization of postural coordination during stance on a beam. *Motor control*, *8*(2), 174-187.

Oullier, O., Marin, L., Bootsma, R. J., Stoffregen, T. A., & Bardy, B. G. (2004). Variability in self-organization of postural patterns. Dans *Variability in the Movement System: A Multi-disciplinary Perspective*. Champaign, IL : Human Kinetics.

Oullier, O., Marin, L., Stoffregen, T. A., Bootsma, R. J., & Bardy, B. G. (2006). Variability in postural coordination dynamics, 25-47.

P

Pantera, E., Vernay, D., Gautheron, V., Laffont, I., & Gaviria, M. (2015). Does hippotherapy improve motor function in children with cerebral palsy? Systematic review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *58*, *Supplement 1*, e131.

Park, J., Lee, S., Lee, J., & Lee, D. (2013). The effects of horseback riding simulator exercise on postural balance of chronic stroke patients. *Journal of physical therapy science*, *25*(9), 1169-1172.

Park, Shurtleff, T., Engsberg, J., Rafferty, S., You, J. Y., You, I. Y., & You, S. H. (2014). Comparison between the robo-horse and real horse movements for hippotherapy. *Bio-Medical Materials and Engineering*, *24*(6), 2603-2610.

Pearce, J. M. S. (2000). Wallenberg's syndrome. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *68*(5), 570-570.

Peham, C., Licka, T., Kapaun, M., & Scheidl, M. (2001). A new method to quantify harmony of the horse–rider system in dressage. *Sports Engineering*, *4*(2), 95-101.

Peham, C., Scheidl, M., & Licka, T. (1999). Limb locomotion — speed distribution analysis as a new method for stance phase detection. *Journal of Biomechanics*, *32*(10), 1119-1124.

Pellegrini, A. M., Andrade, E. C., & Teixeira, L. A. (2004). Attending to the non-preferred hand improves bimanual coordination in children. *Human Movement Science*, *23*(3–4), 447-460.

Pérennou, D., & Lacour, M. (2006). *Efficience et déficiences du contrôle postural*. Bruxelle, Belgium : Groupe de Boeck.

Pérennou, D., Pélissier, J., & Amblard, B. (1996). La posture et le contrôle postural du patient cérébrolésé vasculaire : une revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, *39*(8), 497-513.

Perfetti, C., Briganti, S., Noccioli, V., & Cecconello, R. (2001). *L'exercice thérapeutique cognitif pour la rééducation du patient hémiplégique*. Paris, France : Masson.

Peterka, R. J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*, *82*(4), 335-343.

Picard, Y. (2006). Perspectives de recherches et d'évolution. *Kinésithérapie, la Revue*, *6*(55), 30-34.

Pinsault, N., & Vuillerme, N. (2008). The effects of scale display of visual feedback on postural control during quiet standing in healthy elderly subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(9), 1772-1774.

Ploughman, M. (2008). Exercise is brain food: The effects of physical activity on cognitive function. *Developmental Neurorehabilitation*, *11*(3), 236-240.

Pons, T. P., Garraghty, P. E., Ommaya, A. K., Kaas, J. H., Taub, E., & Mishkin, M. (1991). Massive cortical reorganization after sensory deafferentation in adult macaques. *Science*, *252*(5014), 1857-1861.

Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*, *82*(1), 97-106.

Price, D. D., McGrath, P. A., Rafii, A., & Buckingham, B. (1983). The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain*, *17*(1), 45-56.

Prigogine, I., & Stengers, I. (1979). *La Nouvelle Alliance Métamorphose de la Science*. Paris, France : Gallimard.

Proust, P., Cottalorda, J., Alamartine, E., & Gautheron, V. (2004). Apports de l'hippothérapie dans la prise en charge du handicap. *Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation*, *24*(3), 86-89.

Q

Qureshi, A. I., Tuhrim, S., Broderick, J. P., Batjer, H. H., Hondo, H., & Hanley, D. F. (2001). Spontaneous Intracerebral Hemorrhage. *New England Journal of Medicine*, *344*(19), 1450-1460.

R

Reuchlin, M. (1977). *Psychologie* (Presses Universitaires de France). Paris.

Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science*, *7*(2–4), 265-300.

Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1990). Gravitoinertial force versus the direction of balance in the perception and control of orientation. *Psychological review*, *97*(1), 135-137.

Rice, M. S., & Newell, K. M. (2004). Upper-extremity interlimb coupling in persons with left hemiplegia due to stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(4), 629-634.

Richard, N., & Léard, M. (1993). Study and modelization of horses gaits. Application to the control of an horse simulator.

Robain, G., Hennebelle, D., Roman, F., & Valentini, F. (2011). Les accidents vasculaires cérébraux. Dans *Les incontinences urinaires de l'homme* (pp. 205-209). Paris, France : Springer Paris.

Roerdink, M., Lamoth, C. J. C., Kwakkel, G., Van Wieringen, P. C. W., & Beek, P. J. (2007). Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking. *Physical Therapy*, *87*(8), 1009-1022.

Rose, D. J., Clark, S., & Fujimoto, K. (1995). Dynamic balance retraining: does it transfer to gait?, *27*(5), S5.

Rossini, P. M., Calautti, C., Pauri, F., & Baron, J.-C. (2003). Post-stroke plastic reorganisation in the adult brain. *The Lancet Neurology*, *2*(8), 493-502.

Rossini, P. M., & Forno, G. D. (2004). Neuronal post-stroke plasticity in the adult. *Restorative Neurology and Neuroscience*, *22*(3-5), 193-206.

Rougier, P., & Boudrahem, S. (2010). Effects of visual feedback of center-of-pressure displacements on undisturbed upright postural control of hemiparetic stroke patients. *Restorative Neurology and Neuroscience*, *28*(6), 749-759.

S

Sackley, C. M., & Baguley, B. I. (1993). Visual feedback after stroke with the balance performance monitor: two single-case studies. *Clinical Rehabilitation*, *7*(3), 189-195.

Sackley, C. M., & Lincoln, N. B. (1997). Single blind randomized controlled trial of visual feedback after stroke: Effects on stance symmetry and function. *Disability and Rehabilitation*, *19*(12), 536-546.

Sanes, J. N., & Donoghue, J. P. (2000). Plasticity and primary motor cortex. *Annual Review of Neuroscience*, *23*(1), 393-415.

Schamhardt, H. C., & Merkens, H. W. (1994). Objective determination of ground contact of equine limbs at the walk and trot: comparison between ground reaction forces, accelerometer data and kinematics. *Equine Veterinary Journal*, *26*(S17), 75-79.

Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, *82*(4), 225-260.

Schöllhorn, W. I., Peham, C., Licka, T., & Scheidl, M. (2006). A pattern recognition approach for the quantification of horse and rider interactions. *Equine veterinary journal. Supplement*, (36), 400-405.

Scholz, J. P. (1990). Dynamic pattern theory--some implications for therapeutics. *Physical therapy*, *70*(12), 827-843.

Schöner, G., Haken, H., & Kelso, J. a. S. (1986). A stochastic theory of phase transitions in human hand movement. *Biological Cybernetics*, *53*(4), 247-257.

Schöner, G., & Kelso, J. A. (1988). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science*, *239*(4847), 1513-1520.

Schöner, G., Zanone, P. G., & Kelso, J. A. S. (1992). Learning as change of coordination dynamics: theory and experiment. *Journal of Motor Behavior*, *24*(1), 29-48.

Schwesig, R., Neumann, S., Richter, D., Kauert, R., Becker, S., Esperer, H. D., & Leuchte, S. (2009). Impact of therapeutic riding on gait and posture regulation. *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, *23*(2), 84-94.

Seay, J. F., Haddad, J. M., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2006). Coordination variability around the walk to run transition during human locomotion. *Motor Control*, *10*(2), 178-196.

Seifert, L., Delignières, D., Boulesteix, L., & Chollet, D. (2007). Effect of expertise on butterfly stroke coordination. *Journal of Sports Sciences*, *25*(2), 131-141.

Seifert, L., Orth, D., Boulanger, J., Dovgalecs, V., Hérault, R., & Davids, K. (2014). Climbing skill and complexity of climbing wall design: assessment of jerk as a novel indicator of performance fluency. *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(5), 619-625.

Shiratsu, A., & Coury, H. J. C. G. (2003). Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clinical Biomechanics*, *18*(7), 682-684.

Shumway-Cook, A., Anson, D., & Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *69*(6), 395-400.

Shurtleff, T. L., & Engsberg, J. (2012). Long-term effects of hippotherapy on one child with cerebral palsy: a research case study. *British Journal of Occupational Therapy*, *75*(8), 359-366.

Shurtleff, T. L., Standeven, J. W., & Engsberg, J. R. (2009). Changes in dynamic trunk/head stability and functional reach after hippotherapy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *90*(7), 1185-1195.

Silkwood-Sherer, D., & Warmbier, H. (2007). Effects of hippotherapy on postural stability, in persons with multiple sclerosis: a pilot study: *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *31*(2), 77-84.

Sintim, M. (2014). *Quantitative Assessment of Improvements in Posture from Therapuetic Riding on a Mechanical Horse Simulator*. Thesis.

Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J.-J., & Berton, E. (2010). A dynamic systems approach to bimanual coordination in stroke: implications for rehabilitation and research. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, *46*(6), 374-381.

Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J.-J., Thefenne, L., & Berton, E. (2011). Bimanual training in stroke: How do coupling and symmetry-breaking matter? *BMC Neurology*, *11*, 11. https://doi.org/10.1186/1471-2377-11-11

Smethurst, C. J., & Carson, R. G. (2001). The acquisition of movement skills: Practice enhances the dynamic stability of bimanual coordination. *Human Movement Science*, *20*(4–5), 499-529.

Song, M.-S., Kang, T.-W., Kim, S.-M., & Noh, H.-J. (2013). Effects of mechanical horseback riding training on trunk control and balance function in stroke patients. *Journal of Digital Convergence*, *11*(12), 487-494.

Sparrow, W. A. (1983). The efficiency of skilled performance. *Journal of Motor Behavior*, *15*(3), 237-261.

Sparrow, W. A., Lay, B. S., & O'Dwyer, N. J. (2007). Metabolic and attentional energy costs of interlimb coordination. *Journal of Motor Behavior*, *39*(4), 259-275.

Sparrow, W. A., & Newell, K. M. (1998). Metabolic energy expenditure and the regulation of movement economy. *Psychonomic Bulletin & Review*, *5*(2), 173-196.

Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human movement science*, *30*(5), 869-888.

Stoffregen, T. A., & Bardy, B. G. (2001). On specification and the senses. *The Behavioral and brain sciences*, *24*(2), 195-213; discussion 213-261.

Stoffregen, T. A., Smart, L. J., Bardy, B. G., & Pagulayan, R. J. (1999). Postural stabilization of looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *25*(6), 1641-1658.

Sung, Y.-H., Kim, C.-J., Yu, B.-K., & Kim, K.-M. (2013). A hippotherapy simulator is effective to shift weight bearing toward the affected side during gait in patients with stroke. *NeuroRehabilitation*, *33*(3), 407-412.

Sunwoo, H., Chang, W. H., Kwon, J.-Y., Kim, T.-W., Lee, J.-Y., & Kim, Y.-H. (2012). Hippotherapy in adult patients with chronic brain disorders: a pilot study. *Annals of Rehabilitation Medicine*, *36*(6), 756-761.

Swinnen, S. P., Lee, T. D., Verschueren, S., Serrien, D. J., & Bogaerds, H. (1997). Interlimb coordination: Learning and transfer under different feedback conditions. *Human Movement Science*, *16*(6), 749-785.

Swinnen, S. P., Walter, C. B., Lee, T. D., & Serrien, D. J. (1993). Acquiring bimanual skills: Contrasting forms of information feedback for interlimb decoupling. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, *19*(6), 1328-1344.

T

Taub, E. (2004). Harnessing brain plasticity through behavioral techniques to produce new treatments in neurorehabilitation. *American Psychologist*, *59*(8), 692-704.

Taub, E., Crago, J. E., & Uswatte, G. (1998). Constraint-induced movement therapy: A new approach to treatment in physical rehabilitation. *Rehabilitation Psychology*, *43*(2), 152-170.

Taub, E., Miller, N. E., Novack, T. A., Cook E. W., 3rd, Fleming, W. C., Nepomuceno, C. S., … Crago, J. E. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *74*(4), 347-354.

Taub, E., Ramey, S. L., DeLuca, S., & Echols, K. (2004). Efficacy of constraint-induced movement therapy for children with cerebral palsy with asymmetric motor impairment. *Pediatrics*, *113*(2), 305-312.

Taub, E., & Uswatte, G. (2003). Constraint-induced movement therapy: bridging from the primate laboratory to the stroke rehabilitation laboratory. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *35*(1), 34-40.

Teasdale, G., & Jennett, B. (1974). Assessment of coma and impaired consciousness. A practical scale. *The Lancet*, *304*(7872), 81-84.

Temcharoensuk, P., Lekskulchai, R., Akamanon, C., Ritruechai, P., & Sutcharitpongsa, S. (2015). Effect of horseback riding versus a dynamic and static horse riding simulator on sitting ability of children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(1), 273-277.

Temprado, J. J., Della-Grasta, M., Farrell, M., & Laurent, M. (1997). A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve. *Human Movement Science*, *16*(5), 653-676.

Temprado, J. J. (2005). Le système neuro-musculo-squelettique, considéré comme un système dynamique complexe. *Bulletin de psychologie*, *Numéro 475*(1), 21-28.

Terada, K., Clayton, H., & Kato, K. (2006). Stabilization of wrist position during horseback riding at trot. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, *3*(04), 179–184.

Teulier, C., & Delignières, D. (2007). The nature of the transition between novice and skilled coordination during learning to swing. *Human Movement Science*, *26*(3), 376-392.

Thaut, M. H., Leins, A. K., Rice, R. R., Argstatter, H., Kenyon, G. P., McIntosh, G. C., … Fetter, M. (2007). Rhythmic auditor y stimulation improves gait more than ndt/bobath training in near-ambulatory patients early poststroke: a single-blind, randomized trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *21*(5), 455-459.

Thelen, E., & Smith, L. B. (1996). *A Dynamic Systems Approach to the Development of Cognition and Action*. Cambridge, USA : MIT Press.

Thelen, E., & Spencer, J. P. (1998). Postural control during reaching in young infants: a dynamic systems approach. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 507-514.

Theureau, J. (2010). Les entretiens d'autoconfrontation et de remise en situation par les traces matérielles et le programme de recherche « cours d'action ». *Revue d'anthropologie des connaissances*, *4*, *n° 2*(2), 287-322.

Thewlis, D., Bishop, C., Daniell, N., & Paul, G. (2013). Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems. *Journal of applied biomechanics*, *29*(1), 112-117.

Thomas, M. S. C. (2003). Limits on plasticity, *4*(1), 95-121.

Thurston, A. J., & Harris, J. D. (1983). Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. *Spine*, *8*(2), 199-205.

Toullet, P. (2006). Éducation motrice et perceptive de la position assise. *Motricité Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement*, *27*(3), 116-120.

Trowbridge, E. A., Cotterill, J. V., & Crofts, C. E. (1995). The physical demands of riding in National Hunt races. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *70*(1), 66-69.

Turvey, M. T. (1990). Coordination. *American Psychologist*, *45*(8), 938-953.

U

Uchiyama, H., Ohtani, N., & Ohta, M. (2011). Three-dimensional analysis of horse and human gaits in therapeutic riding. *Applied Animal Behaviour Science*, *135*(4), 271-276.

V

Vaillant, J., Vuillerme, N., Janvy, A., Louis, F., Juvin, R., & Nougier, V. (2004). Mirror versus stationary cross feedback in controlling the center of foot pressure displacement in quiet standing in elderly subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(12), 1962-1965.

Van der Fits, I. B. M., & Hadders-Algra, M. (1998). The development of postural response patterns during reaching in healthy infants. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 521-526.

Van der Fits, I. B. M., Klip, A. W. J., Eykern, L. A. van, & Hadders-Algra, M. (1998). Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Experimental Brain Research*, *120*(2), 202-216.

van der Heide, J. C., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity*, *12*(2-3), 197-203.

van Emmerik, R. E. A., Rosenstein, M. T., McDermott, W. J., & Hamill, J. (2004). A nonlinear dynamics approach to human movement. *Journal of Applied Biomechanics*, *20*(4), 396-420.

van Emmerik, R. E. A., & van Wegen, E. H. (2002). On the functional aspects of variability in postural control : exercise and sport sciences reviews. *Exercise and Sport Sciences Reviews*.

van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C. (1994). Dynamics of self-organization in human locomotion. *Research And Clinical Center For Child Development Annual Report*, *16*, 81-101.

van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C. (1996a). Dynamics of movement coordination and tremor during gait in Parkinson's disease. *Human Movement Science*, *15*(2), 203-235. https://doi.org/10.1016/0167-9457(95)00044-5

van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C. (1996b). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, *29*(9), 1175-1184.

van Emmerik, R. E. A., Wagenaar, R. C., Winogrodzka, A., & Wolters, E. C. (1999). Identification of axial rigidity during locomotion in parkinson disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(2), 186-191.

van Meer, M. P. A., Otte, W. M., Marel, K. van der, Nijboer, C. H., Kavelaars, A., Sprenkel, J. W. B. van der, … Dijkhuizen, R. M. (2012). Extent of bilateral neuronal network reorganization and functional recovery in relation to stroke severity. *Journal of Neuroscience*, *32*(13), 4495-4507.

Van Nes, I. J. W., Nienhuis, B., Latour, H., & Geurts, A. C. H. (2008). Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait & Posture*, *28*(3), 507-512.

Varela, F. J., Thompson, E., & Rosch, E. (1991). The embodied mind: Cognitive science and human experience.

Varoqui, D. (2010). *Dynamique posturale de l'hémiplégique : évaluation et rééducation*. Montpellier 1.

Varoqui, D., Bardy, B. G., Froger, J., & Pélissier, J.-Y. (2007). Postural coordination biofeedback during stroke rehabilitation (p. 293). Communication présentée à International Conference on Enactive Interfaces 2007, Grenoble.

Varoqui, D., Bardy, B. G., Lagarde, J., & Pélissier, J.-Y. (2006). Stability of in-phase and anti-phase postural patterns whith hemiparesis (p. 231). Communication présentée au Third International Conference on Enactive Interfaces, Montpellier.

Varoqui, D., Bardy, B. G., & Pélissier, J.-Y. (2011). Une approche dynamique des déficits posturaux : Exemple de l'hémiplégie vasculaire. *Movement & Sport Sciences*, *74*(3), 89-89.

Varoqui, D., Froger, J., Lagarde, J., Pélissier, J.-Y., & Bardy, B. G. (2010). Changes in preferred postural patterns following stroke during intentional ankle/hip coordination. *Gait & Posture*, *32*(1), 34-38.

Varoqui, D., Froger, J., Pélissier, J.-Y., & Bardy, B. G. (2011). Effect of coordination biofeedback on (re)learning preferred postural patterns in post-stroke patients. *Motor control*, *15*(2), 187-205.

Vasseur, R. (2015). Développement du contrôle postural chez le jeune enfant. Impact de la gravité. Dans *Les effets de la gravité sur le développement du bébé* (pp. 61-74). (S.l.) : ERES.

Vereijken, B., van Emmerik, R. E. A., Bongaardt, R., Beek, W. J., & Newell, K. M. (1997). Changing coordinative structures in complex skill acquisition. *Human Movement Science*, *6*(16), 823-844.

Vereijken, B., van Emmerik, R. E. A., Whiting, H. T. A., & Newell, K. M. (1992). Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of Motor Behavior*, *24*(1), 133-142.

Vereijken, B., Whiting, H. T. A., & Beek, W. J. (1992). A dynamical systems approach to skill acquisition. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, *45*(2), 323-344.

von Holst, E. (1954). Relations between the central nervous system and the peripheral organs. *Br J Anim Behav*, *2*, 89-94.

Vuillerme, N., Pinsault, N., Chenu, O., Demongeot, J., Payan, Y., & Danilov, Y. (2008). Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control. *Neuroscience Letters*, *431*(3), 206-210.

Vuillerme, N., Pinsault, N., Chenu, O., Fleury, A., Payan, Y., & Demongeot, J. (2009). A wireless embedded tongue tactile biofeedback system for balance control. *Pervasive and Mobile Computing*, *5*(3), 268-275.

W

Wagenaar, R. C., & Beek, W. J. (1992). Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of Biomechanics*, *25*(9), 1007-1015.

Wagenaar, R. C., & van Emmerik, R. E. A. (1994). Dynamics of pathological gait. *Human Movement Science*, *13*(3–4), 441-471.

Walker, C., Brouwer, B. J., & Culham, E. G. (2000). Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following Acute Stroke. *Physical Therapy*, *80*(9), 886-895.

Wannstedt, G. T., & Herman, R. M. (1978). Use of augmented sensory feedback to achieve symmetrical standing. *Physical therapy*, *58*(5), 553-559.

Ware, J. E., & Sherbourne, C. D. (1992). The MOS 36-Item short-form health survey (SF-36): I. conceptual framework and item selection. *Medical Care*, *30*(6), 473-483.

Webb, G. D., Ewins, D., & Ghoussayni, S. (2010). Electrotactile feedback for trans-femoral amputee gait re-education UKRI IFESS 2010.

Wenderoth, N., & Bock, O. (2001). Learning of a new bimanual coordination pattern is governed by three distinct processes. *Motor Control*, *5*(1), 23-35.

Westerling, D. (1983). A study of physical demands in riding. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *50*(3), 373-382.

Westerterp, K. R. (2008). Physical activity as determinant of daily energy expenditure. *Physiology & Behavior*, *93*(4–5), 1039-1043.

Whittle, M. W., Cochrane, G. M., Chase, A. P., Copping, A. V., Jefferson, R. J., Staples, D. J., … Thomas, D. C. (1991). A comparative trial of two walking systems for paralysed people. *Spinal Cord*, *29*(2), 97-102.

Whittle, Michael W., & Levine, D. (1999). Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. *Human Movement Science*, *18*(5), 681-692.

Winchester, P., Kendall, K., Peters, H., Sears, N., & Winkley, T. (2002). The effect of therapeutic horseback riding on gross motor function and gait speed in children who are developmentally delayed. *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, *22*(3-4), 37-50.

Winogrodzka, A., Wagenaar, R. C., Booij, J., & Wolters, E. C. (2005). Rigidity and bradykinesia reduce interlimb coordination in Parkinsonian gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(2), 183-189.

Winstein, C., Gardner, E., McNeal, D., Barto, P., & Nicholson, D. (1989a). Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *70*(10), 755-762.

Winstein, C. J., Gardner, E. R., McNeal, D. R., Barto, P. S., & Nicholson, D. E. (1989b). Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *70*(10), 755-762.

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193-214.

Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. (S.l.) : University of Waterloo Press.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (S.l.) : John Wiley & Sons.

Winter, D. A., Prince, F., & Patla, A. (1997). Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing. *Gait & Posture*, *5*(2), 153-154.

Wolf, A., Scheiderer, R., Napolitan, N., Belden, C., Shaub, L., & Whitford, M. (2014). Efficacy and task structure of bimanual training post stroke: a systematic review. *Topics in Stroke Rehabilitation*, *21*(3), 181-196.

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Jordan, M. I. (1995). An internal model for sensorimotor integration. *Science*, *269*(5232), 1880-1882.

World Health Organization. (2001). *International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF*. World Health Organization.

Y

Yahia, A., Mallek, A., Elleuch, W., Ghroubi, S., & Elleuch, M. H. (2013). Intérêt de la rééducation par biofeedback visuel chez les sujets âgés chuteurs. *Journal de Réadaptation Médicale : Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation*, *33*(4), 115-121.

Yelnik, A., & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *38*(6), 439-445.

Yelnik, A., Bonan, I., Simon, O., & Gellez-Leman, M. C. (2008). Rééducation après accident vasculaire cérébral. *EM-Consulte*.

Yoo, J.-H., Kim, S.-E., Lee, M.-G., Jin, J.-J., Hong, J., Choi, Y.-T., … Jee, Y.-S. (2014). The effect of horse simulator riding on visual analogue scale, body composition and trunk strength in the patients with chronic low back pain. *International Journal of Clinical Practice*, *68*(8), 941-949.

Z

Zadnikar, M., & Kastrin, A. (2011). Effects of hippotherapy and therapeutic horseback riding on postural control or balance in children with cerebral palsy: a meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *53*(8), 684–691.

Zanone, P. G., & Kelso, J. A. S. (1992). Evolution of behavioral attractors with learning: Nonequilibrium phase transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *18*(2), 403-421.

Zanone, P. G., & Kelso, J. A. S. (1997). Coordination dynamics of learning and transfer: Collective and component levels. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *23*(5), 1454-1480.

Zuber, M. (1997). Les accidents vasculaires cérébraux : problématique de santé publique. *Réanimation Urgences*, *6*(4), 504-508.

Zurek, G., Dudek, D., Pirogowicz, I., Dziuba, A., & Pokorski, M. (2008). Influence of mechanical hippotherapy on skin temperature responses in lower limbs in children with cerebral palsy. *Journal of Physiology and Pharmacology. Supplement*, *59*(6), 819-824.

Annexes

Annexe 1. Les coefficients de Pearson (p=0,05) entre les données VO2 et les phases relatives tronc/cheval pour 11 cavalières et 11 non-cavalières à V1, V2 et V3

V1				**V2**				**V3**				**Means (V1, V2, V3)**			
Riders (n=11)		**Non-riders (n=11)**		**Riders (n=11)**		**Non-riders (n=11)**		**Riders (n=11)**		**Non-riders (n=11)**		**Riders (n=11)**		**Non-riders (n=11)**	
r	**r^2**	**r**	**r^2**	**r**	**r^2**	**r**	**r^2**	**r**	**r^2**	**r**	**r^2**	**r**	**r^2**	**r**	**r^2**
0,335 *	*0,112*	-0,029	*0,001*	-0,742 *	*0,550*	-0,442 *	*0,195*	-0,754 *	*0,568*	-0,195	*0,038*	-0,387 *	*0,150*	-0,222 *	*0,049*
0,125	*0,016*	0,214	*0,046*	-0,181	*0,033*	-0,324	*0,105*	0,054	*0,003*	-0,587 *	*0,345*	-0,001	*0,000*	-0,232 *	*0,054*
0,097	*0,009*	0,076	*0,006*	-0,272	*0,074*	0,028	*0,001*	-0,309	*0,096*	-0,455 *	*0,207*	-0,162	*0,026*	-0,117	*0,014*
0,206	*0,042*	-0,500 *	*0,250*	-0,136	*0,018*	-0,475 *	*0,225*	0,292	*0,085*	0,025	*0,001*	0,121	*0,015*	-0,317 *	*0,100*
0,148	*0,022*	0,667 *	*0,445*	-0,450 *	*0,202*	0,054	*0,003*	-0,925 *	*0,856*	0,334	*0,112*	-0,409 *	*0,167*	0,352 *	*0,124*
-0,062	*0,004*	-0,023	*0,001*	0,111	*0,012*	0,263	*0,069*	0,440 *	*0,194*	-0,580 *	*0,337*	0,163	*0,027*	-0,113	*0,013*
-0,136	*0,019*	-0,063	*0,004*	-0,311	*0,097*	-0,518 *	*0,268*	0,365	*0,134*	-0,662 *	*0,438*	-0,027	*0,001*	-0,414 *	*0,172*
/	/	0,554 *	*0,307*	/	/	-0,223	*0,050*	/	/	0,368	*0,135*	/	/	0,233 *	*0,054*
0,234	*0,055*	0,648 *	*0,420*	0,078	*0,006*	0,064	*0,004*	-0,519 *	*0,270*	0,595 *	*0,353*	-0,069	*0,005*	0,435 *	*0,190*
-0,069	*0,005*	0,149	*0,022*	0,032	*0,001*	0,510 *	*0,260*	0,178	*0,032*	-0,071	*0,005*	0,047	*0,002*	0,196 *	*0,038*
0,542 *	*0,294*	-0,065	*0,004*	0,107	*0,011*	0,351 *	*0,123*	-0,300	*0,090*	-0,414 *	*0,172*	0,116	*0,014*	-0,043	*0,002*

Note : / signifie qu'aucune donnée n'était disponible pour ce sujet

Annexe 2. Les coefficients de Pearson (p=0,05) entre les données VO2 et les phases relatives tête/cheval pour 11 cavalières et 11 non-cavalières à V1, V2 et V3

V1				V2				V3				Means (V1, V2, V3)			
Riders (n=11)		Non-riders (n=11)		Riders (n=11)		Non-riders (n=11)		Riders (n=11)		Non-riders (n=11)		Riders (n=11)		Non-riders (n=11)	
r	r^2	r	r^2	r	r^2	r	r^2	r	r^2	r	r^2	r	r^2	r	r^2
0,132	*0,018*	-0,112	*0,013*	0,529 *	*0,279*	0,566 *	*0,321*	0,660 *	*0,436*	-0,539 *	*0,291*	0,440 *	*0,194*	-0,028	*0,001*
0,122	*0,015*	0,085	*0,007*	0,129	*0,017*	0,173	*0,030*	-0,379	*0,143*	0,122	*0,015*	-0,042	*0,002*	0,127	*0,016*
-0,018	*0,000*	-0,041	*0,002*	0,004	*0,000*	0,167	*0,028*	-0,504 *	*0,254*	-0,155	*0,024*	-0,173	*0,030*	-0,009	*0,000*
0,014	*0,000*	0,532 *	*0,282*	0,074	*0,005*	0,323	*0,105*	-0,130	*0,017*	-0,163	*0,027*	-0,014	*0,000*	0,231 *	*0,053*
-0,172	*0,029*	-0,557 *	*0,311*	-0,183	*0,033*	0,336	*0,113*	-0,249	*0,062*	0,200	*0,040*	-0,201 *	*0,040*	-0,007	*0,000*
-0,059	*0,003*	0,192	*0,037*	0,071	*0,005*	0,108	*0,012*	0,569 *	*0,324*	0,041	*0,002*	0,194	*0,038*	0,114	*0,013*
0,124	*0,015*	0,410 *	*0,168*	-0,353 *	*0,125*	0,020	*0,000*	-0,402 *	*0,161*	0,053	*0,003*	-0,210 *	*0,044*	0,161	*0,026*
-0,072	*0,005*	-0,525 *	*0,275*	0,107	*0,011*	-0,675 *	*0,456*	-0,270	*0,073*	0,346	*0,120*	-0,078	*0,006*	-0,285 *	*0,081*
-0,033	*0,001*	-0,173	*0,030*	-0,223	*0,050*	-0,119	*0,014*	-0,045	*0,002*	-0,204	*0,042*	-0,101	*0,010*	-0,165	*0,027*
0,005	*0,000*	-0,152	*0,023*	0,065	*0,004*	-0,179	*0,032*	0,130	*0,017*	0,225	*0,051*	0,066	*0,004*	-0,035	*0,001*
0,149	*0,022*	0,280	*0,078*	0,265	*0,070*	0,529 *	*0,280*	-0,093	*0,009*	-0,311	*0,097*	0,107	*0,011*	0,166	*0,028*

Annexe 3. Les cross-corrélations (p=0,05) entre les variables : tronc/cheval et tête/cheval avec un décalage, pour 11 cavalières et 11 non-cavalières

VO_2/trunk						**VO_2/head**					
Riders (n=11)			**Non-riders (n=11)**			**Riders (n=11)**			**Non-riders (n=11)**		
Lag	**r**	**r^2**	**Lag**	**r**	**r^2**	**Lag**	**r**	**r^2**	**Lag**	**r**	**r^2**
-15	0,498 *	*0,25*	**0**	-0,959 *	*0,92*	**-14**	0,535 *	*0,29*	**7**	-0,143	*0,02*
15	0,306 *	*0,09*	**0**	-0,89 *	*0,79*	**5**	0,284 *	*0,08*	**-7**	-0,348 *	*0,12*
0	0,828 *	*0,69*	**0**	-0,57 *	*0,32*	**-10**	0,071	*0,05*	**-5**	-0,709 *	*0,5*
-1	0,361 *	*0,13*	**0**	-0,78 *	*0,61*	**-3**	0,444 *	*0,2*	**-2**	0,304 *	*0,09*
0	-0,864 *	*0,75*	**-2**	-0,678 *	*0,46*	**-15**	-0,206 *	*0,04*	**-1**	-0,758 *	*0,57*
-15	0,161	*0,03*	**0**	-0,676 *	*0,46*	**3**	0,34 *	*0,12*	**-15**	-0,528 *	*0,28*
-8	-0,282 *	*0,08*	**8**	-0,516 *	*0,27*	**-2**	-0,421 *	*0,18*	**0**	0,34 *	*0,12*
/	/	/	**0**	0,196 *	*0,04*	**-15**	0,148	*0,02*	**-6**	-0,558 *	*0,31*
3	-0,588 *	*0,35*	**-13**	-0,593 *	*0,35*	**5**	-0,385 *	*0,15*	**-8**	0,356 *	*0,13*
8	0,527 *	*0,28*	**-9**	-0,461 *	*0,21*	**11**	0,202 *	*0,04*	**1**	0,301 *	*0,09*
-8	0,161	*0,03*	**0**	-0,82 *	*0,67*	**-15**	0,203 *	*0,04*	**0**	0,451 *	*0,2*

Note : / signifie qu'aucune donnée n'était disponible pour ce sujet

Formulaire de consentement

Dans le cadre de ce protocole de recherche et de mon doctorat en STAPS, nous avons décidé d'étudier, en collaboration avec le Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (CRMPR) les Herbiers situé à Bois-Guillaume, le comportement de l'Homme sain et pathologique évoluant sur un cheval mécanique.

Cet appareil est présent au sein du centre des Herbiers et a pour but d'améliorer la rééducation des personnes atteintes de handicap (paraplégique, hémiplégique, cérébrolésé…). Cependant, le cheval mécanique est un nouvel outil et nous avons besoin d'étudier plus abondamment le comportement de participants non porteurs de pathologies afin de pouvoir mettre en place des protocoles de rééducation adaptés.

Pour cela, l'objectif de cette étude est de comprendre et d'évaluer la posture de participants lors d'un protocole sur le cheval mécanique, avant et après avoir appris une nouvelle coordination posturale. La tâche à réaliser consiste à se tenir sur un cheval mécanique et à produire des coordinations posturales. Aucune compétence en équitation n'est nécessaire ni même un niveau sportif particulier.

Si vous acceptez de participer à cette étude, il vous sera alors demandé de réaliser un protocole d'une durée de 6 semaines (un pré test, trois sessions d'apprentissage, un post test et un test de rétention) où chaque sujet réalisera 1 séance par semaine, d'environ 30 minutes sur le cheval mécanique. Il n'y a dans cette étude aucune bonne ou mauvaise performance, seulement des coordinations à produire qu'il nous faut décrire. A la suite de chaque séance, un entretien d'auto-confrontation (vidéo de votre activité) sera également réalisé d'une durée d'environ 30 minutes, dont l'objectif est de caractériser le déroulement de votre expérience durant la séance.

Votre contribution à cette recherche est volontaire ; vous pouvez vous retirer ou cesser votre participation en tout temps, et demander que vos données soient détruites, sans conséquence. De plus, les données obtenues seront traitées avec la plus entière confidentialité ; votre identité sera anonymée à l'aide d'un numéro aléatoire.

Nom : ..... Prénom : .....

Age : .....

Poids : .....

Taille : .....

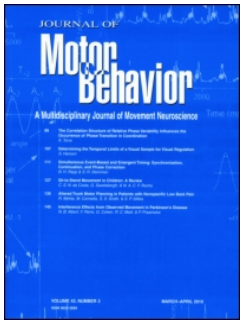
Sport : .....

Heure de pratique/semaine : .....

J'ai pris connaissance du protocole et je suis volontaire pour participer à cette expérimentation permettant d'étudier le comportement de l'Homme évoluant sur le cheval mécanique.

Date et signature

Articles dans des revues à comités de lecture



Journal of Motor Behavior

ISSN: 0022-2895 (Print) 1940-1027 (Online) Journal homepage: http://www.tandfonline.com/loi/vjmb20

Human Energy Expenditure and Postural Coordination on the Mechanical Horse

Héloïse Baillet, Régis Thouvarecq, Eric Vérin, Claire Tourny, Nicolas Benguigui, John Komar & David Leroy

To cite this article: Héloïse Baillet, Régis Thouvarecq, Eric Vérin, Claire Tourny, Nicolas Benguigui, John Komar & David Leroy (2017) Human Energy Expenditure and Postural Coordination on the Mechanical Horse, Journal of Motor Behavior, 49:4, 441-457, DOI: 10.1080/00222895.2016.1241743

To link to this article: http://dx.doi.org/10.1080/00222895.2016.1241743

Published online: 21 Nov 2016.

Submit your article to this journal

Article views: 67

View related articles

View Crossmark data

Full Terms & Conditions of access and use can be found at
http://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=vjmb20

Download by: [Rouen University] **Date:** 01 July 2017, At: 02:08

Article de vulgarisation

Dépense énergétique et coordinations posturales de l'Homme sur un cheval mécanique

Par : **Héloïse Baillet[1], David Leroy[1], Eric Vérin[2], Claire Tourny-Chollet[1], Nicolas Benguigui[3], Régis Thouvarecq[1]**

1 : Laboratoire CETAPS, EA 3832, UFR STAPS Rouen, boulevard Siegfried, 76821 Mont Saint Aignan Cedex
2 : CRMPR Les Herbiers, 111 rue Herbeuse BP 524, 76235 Bois-Guillaume
3 : Laboratoire CESAMS, EA 4260, UFR STAPS, Côte de nacre 2 Bd du Maréchal Juin 14032 Caen cedex 5

A ce jour, la littérature sur le cheval mécanique ne propose pas de caractérisation des contraintes physiologiques, ni de description des coordinations posturales induites par ce dispositif. Les objectifs de cette étude préliminaire, qui s'intéressera par la suite aux patients atteints de paraplégie traumatique, sont donc de mesurer la dépense énergétique et de quantifier les coordinations posturales à différentes fréquences d'oscillation du cheval chez des sujets sains et de déterminer comment l'expertise (cavaliers et non-cavaliers) modifie ces paramètres.

Introduction

D'après la Société Française d'Equithérapie (2005), « l'équithérapie est un soin psychique fondé sur la présence du cheval comme médiateur thérapeutique et dispensé à une personne dans ses dimensions psychique et corporelle ». Cette pratique thérapeutique s'est développée après que Liz Hartel, cavalière danoise atteinte de poliomyélite, a gagné la médaille d'argent au concours de dressage lors des Jeux Olympiques d'Helsinki en 1952. A partir de cette date, de nombreuses études furent réalisées dans ce domaine chez des personnes atteintes de déficiences (Biery, 1985 ; Lechner et al., 2003 ; Menezes, Copetti, Wiest, Trevisan, & Silveira, 2013).

Toutefois, la pratique de l'équithérapie n'est pas toujours accessible pour des patients atteints de troubles moteurs. L'utilisation de chevaux mécaniques (figure 1) permet alors de les préparer à passer à de l'équithérapie réelle mais également de pratiquer des exercices moteurs dans un cadre sécurisé. L'origine de cette méthode provient des travaux du kinésithérapeute P. Klavins, dans les années 90. En fait, dans un premier temps, un simulateur fut utilisé, au sein du programme Persival (Jouffroy, 1991) dans un but de performance chez des cavaliers de haut niveau afin d'améliorer leur posture et ce n'est que dans un second temps qu'il a été proposé d'utiliser cette méthode à des fins de rééducation. Afin de garantir la sécurité des utilisateurs, ce cheval mécanique n'oscille que dans un plan antéro-postérieur à des fréquences d'oscillation réglables (de 12,1 à 150 oscillations par minute). Cependant, les effets de cet outil chez des personnes atteintes de handicaps sont peu connus (Herrero et al., 2012). En effet, à ce jour, la littérature scientifique ne propose pas de caractérisation des contraintes physiologiques, ni de description des coordinations posturales induites par ce dispositif.

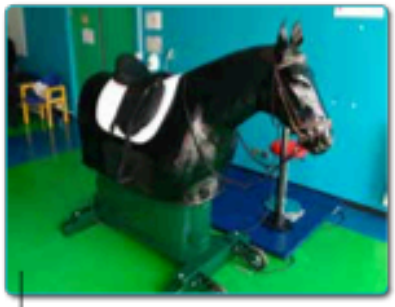


figure 1 / *Photographie du cheval mécanique dans une salle de rééducation au CRMPR Les Herbiers.*

Il s'agit donc de la première étape d'un projet de recherche plus étendu qui s'intéressera tout particulièrement à l'utilisation du cheval mécanique chez des patients atteints de paraplégie traumatique. Les objectifs principaux de cette étude préliminaire sont donc de mesurer la dépense énergétique et de quantifier les coordinations posturales à différentes fréquences d'oscillation du cheval mécanique chez des sujets non porteurs de handicap et de déterminer comment le niveau d'expertise modifie ces paramètres.

Matériel et méthodes

La population était composée de 18 sujets volontaires : 11 non-cavaliers et 7 cavaliers. Les sujets étaient répartis en deux groupes selon leur niveau d'expertise : groupe cavalier (C) et groupe non-cavalier (NC).

L'analyse de la dépense énergétique a été réalisée grâce à un dispositif (système K4b2) permettant l'enregistrement des échanges gazeux respiratoires (Duffield, Dawson, Pinnington, & Wong, 2004). Par ailleurs, les coordinations posturales ont été analysées grâce à un système d'analyse du mouvement (Optitrack) équipé de 10 caméras (100Hz).
Après signature du consentement libre et éclairé, chaque sujet était équipé du système K4b2 ainsi que de 15 mires placées sur différents points anatomiques permettant de caractériser des angles : l'angle du coude, l'angle de la tête et du tronc par rapport à la verticale (figure 2, droite). Une dernière mire était positionnée sur le dos du cheval, afin de mesurer les coordinations posturales des sujets sur le simulateur (Lagarde, Peham, Licka, & Kelso, 2005) (figure 2, gauche).

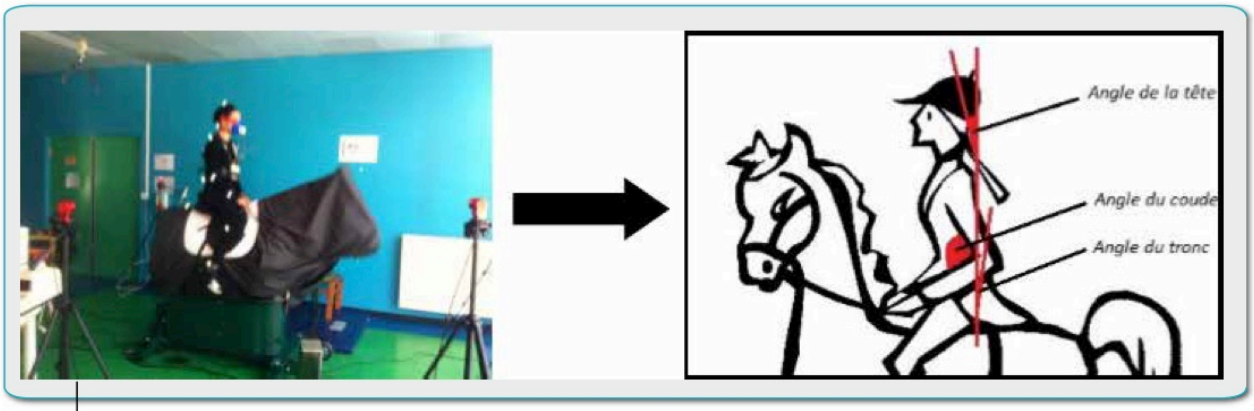


figure 2 / *(A gauche) Photographie d'un sujet équipé du système d'analyse des échanges gazeux respiratoires et des différents marqueurs, sur le cheval mécanique. (A droite) Représentation des angles pour analyser la posture du sujet sur le cheval mécanique*

Chaque participant devait ensuite réaliser le protocole sur le cheval mécanique à 4 vitesses d'oscillation différentes :

- V0 (57,7 oscillations.min^{-1}) pendant 3 minutes,
- V1 (88,2 oscillations.min^{-1}) pendant 6 minutes,
- V2 (103,5 oscillations.min^{-1}) pendant 6 minutes,
- V3 (150 oscillations.min^{-1}) pendant 6 minutes.

Ces vitesses ne retranscrivent pas à l'identique les allures « naturelles » du cheval. Mais selon les commentaires de certains cavaliers, V0 est proche du pas, V1 et V2 du galop et V3 du trot.

Pour permettre l'analyse de la dépense énergétique et plus particulièrement l'impact physiologique demandé par ce dispositif, nous avons recueilli la consommation d'oxygène (VO2) ainsi que la

production de dioxyde de carbone (VCO2) lors de l'expérimentation, et calculé le quotient respiratoire (QR) qui est le rapport entre VCO2 et VO2. Lorsque ce dernier est supérieur à 1, cela signifie que le sujet produit plus de dioxyde de carbone qu'il ne consomme d'oxygène, alors le sujet est en anaérobie lactique (processus qui se déclenche lorsque les capacités d'oxygénation de l'organisme sont dépassées par l'intensité de l'effort) durant l'activité. En revanche, si le QR est inférieur à 1, alors le sujet consomme plus d'oxygène qu'il ne produit de dioxyde de carbone et dans ce cas, il est en aérobie (alimentation des muscles en oxygène) durant l'effort.

Concernant les coordinations posturales, l'objectif de cette étude était de savoir si les sujets oscillent en phase (en même temps) avec le simulateur ou au contraire en antiphase (opposition de phase temporelle entre le sujet et le cheval), ou bien encore en décalage de phase avec le cheval (décalage temporel). Plus particulièrement, l'intérêt s'est porté sur l'angle du coude, l'angle de la tête et l'angle du tronc par rapport aux oscillations du cheval mécanique. Nous les avons donc analysés à 3 moments : début, milieu et fin pour chaque vitesse d'oscillation du cheval (39 oscillations pour chaque moment).

Résultats

Aucune différence significative de dépense énergétique n'a été observée entre le groupe C et le groupe NC. Bien que, à ce jour (le groupe C doit être complété) l'analyse statistique ne montre pas d'effet significatif au niveau du QR, l'analyse descriptive semble tout de même montrer que les sujets NC ont tendance à se trouver en anaérobie lactique lorsque la vitesse d'oscillations augmente (à V3, QR=1,07±0,25) alors que les C restent en aérobie (à V3, QR=0,97±0,12) (figure 3).

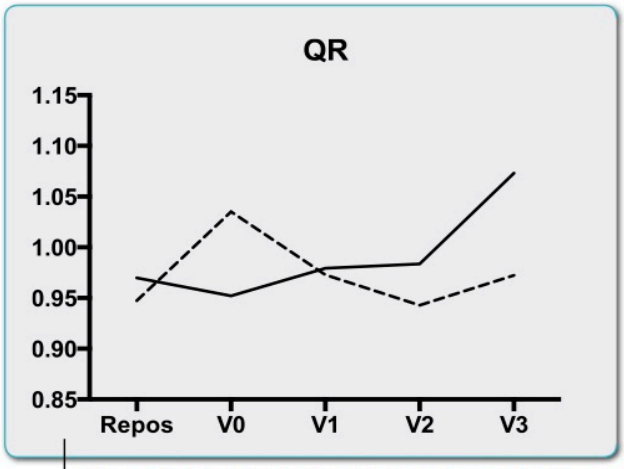


figure 3 / *Analyse descriptive du quotient respiratoire à chaque vitesse d'oscillation (groupe NC en trait plein et groupe C en pointillés).*

En ce qui concerne la dynamique posturale, des différences significatives en fonction des conditions sont apparues, entre les deux groupes, lorsque la fréquence d'oscillation du cheval mécanique était augmentée (à V3). L'antiphase entre le tronc et le cheval, qui est maintenue chez les cavaliers quelle que soit la fréquence d'oscillation, ne l'est pas pour les non-cavaliers

(p<0,005). De plus, chez les sujets cavaliers, on passe plus rapidement vers une coordination en phase (à partir de V2) entre les oscillations de la tête et celles du cheval que chez les sujets non-cavaliers (p<0,005). Enfin, la variabilité dans les coordinations est plus importante chez les non-cavaliers que chez les cavaliers, surtout lorsque la vitesse d'oscillation augmente (exemple du tronc : figure 4).

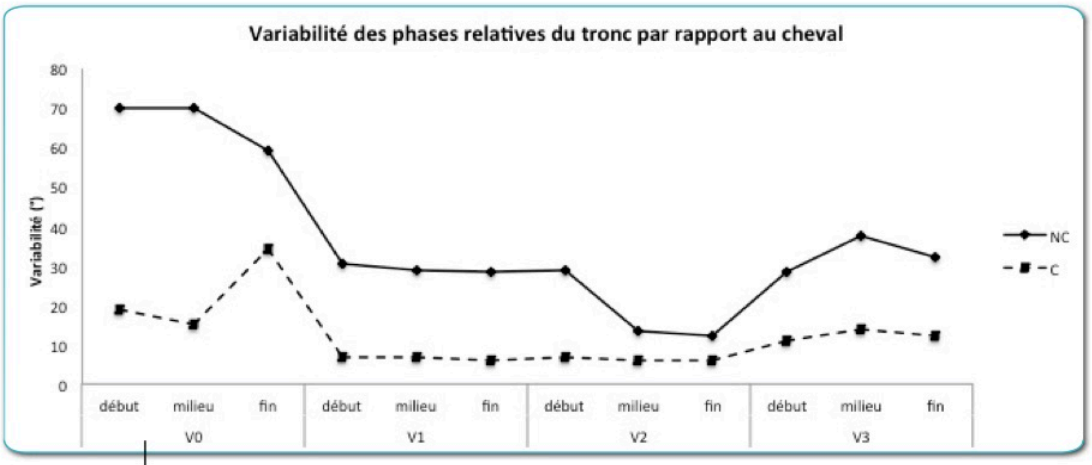


figure 4 / Variabilité dans les coordinations du tronc par rapport au cheval (groupe NC en trait plein et groupe C en pointillés).

Discussion

Ces premiers résultats montrent que le cheval mécanique est une activité à dominante aérobie chez les sujets cavaliers, en concordance avec l'activité équestre en général (Devienne & Guezennec, 2000). En revanche, chez les sujets non-cavaliers, cette activité dérive vers un effort à dominante anaérobie lactique lorsque la vitesse d'oscillation du cheval augmente. Toutefois, aucune différence significative concernant la dépense énergétique n'est montrée entre le groupe C et NC. Ceci peut être du à la non-connaissance du cheval (mécanique), comme le montre Devienne & Guezennec (2000).

Concernant les coordinations posturales, les non-cavaliers présentent une désorganisation posturale plus précoce suite à l'augmentation de la fréquence d'oscillation du cheval, comparé aux sujets cavaliers. En effet, chez les sujets cavaliers, le tronc se trouve majoritairement en antiphase avec le cheval, ce qui montre un effet de l'expertise car le cavalier doit « danser » avec son cheval (Ancelet, 2006; Münz, Eckardt, Heipertz-Hengst, Peham, & Witte, 2013) ; contrairement aux troncs des non-cavaliers qui se décalent par rapport au cheval. De même concernant la tête, les sujets cavaliers ont une tête majoritairement en phase avec le cheval, contrairement aux sujets non-cavaliers, ce qui concorde avec les résultats de l'étude d'Olivier (2012) et montre également un effet de l'expertise. En effet, notre étude informe que l'expertise des sujets cavaliers permet un maintien plus maitrisé de la phase et de l'antiphase (Lagarde et al., 2005) que chez les non-cavaliers.

Conclusion

Ces résultats préliminaires semblent donc indiquer que les sujets du groupe C dépensent autant d'énergie que les sujets du groupe NC. Cependant, les valeurs du QR montrent des différences entre les deux groupes : les non-cavaliers se trouvant en anaérobie lactique durant l'épreuve alors que les cavaliers sont en aérobie. De plus, l'expertise joue un rôle important concernant la dynamique posturale ; les sujets du groupe C présentent des variations de postures moindres que celles du groupe NC (Lagarde et al., 2005).

Références

• Ancelet, C. (2006). Les fondamentaux de l'équitation: galops 1 à 4. Editions Amphora.

• Biery, M. (1985). Riding and the handicapped. The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice, 15(2), 345–354.

• Devienne, & Guezennec. (2000). Energy expenditure of horse riding. European Journal of Applied Physiology, 82(5-6), 499–503. http://doi.org/10.1007/s004210000207

• Duffield, R., Dawson, B., Pinnington, H. C., & Wong, P. (2004). Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. Journal of Science and Medicine in Sport, 7(1), 11–22. http://doi.org/10.1016/S1440-2440(04)80039-2

• Herrero, P., Gómez-Trullén, E. M., Asensio, Á., García, E., Casas, R., Monserrat, E., & Pandyan, A. (2012). Study of the therapeutic effects of a hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: a stratified single-blind randomized controlled trial. Clinical Rehabilitation, 26(12), 1105–1113. http://doi.org/10.1177/0269215512444633

• Jouffroy, J. (1991). L'analyse et la restitution des sensations par simulation en équitation : programme Persival. Science & Sports, 6, 129–131. http://doi.org/10.1016/S0765-1597(05)80120-0

• Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. A. S. (2005). Coordination Dynamics of the Horse-Rider System. Journal of Motor Behavior, 37(6), 418–424. http://doi.org/10.3200/JMBR.37.6.418-424

• Lechner, H. E., Feldhaus, S., Gudmundsen, L., Hegemann, D., Michel, D., Zäch, G. A., & Knecht, H. (2003). The short-term effect of hippotherapy on spasticity in patients with spinal cord injury. Spinal Cord, 41(9), 502–505. http://doi.org/10.1038/sj.sc.3101492

• Menezes, K. M., Copetti, F., Wiest, M. J., Trevisan, C. M., & Silveira, A. F. (2013). Effect of hippotherapy on the postural stability of patients with multiple sclerosis: a preliminary study. Fisioterapia E Pesquisa, 20(1), 43–49. http://doi.org/10.1590/S1809-29502013000100008

• Münz, A., Eckardt, F., Heipertz-Hengst, C., Peham, C., & Witte, K. (2013). A Preliminary Study of an Inertial Sensor-based Method for the Assessment of Human Pelvis Kinematics in Dressage Riding. Journal of Equine Veterinary Science, 33(11), 950–955. http://doi.org/10.1016/j.jevs.2013.02.002

• Olivier, A. (2012, September 26). Contribution des informations visuelles dans le contrôle postural des cavaliers. Retrieved from http://www.theses.fr/s15811

Communications

les Haras nationaux ifce

le Cadre noir Saumur ifce

INRA

Actes de colloques

De la fécondation au sevrage : Quelle conduite d'élevage ?

Actualités de la recherche • Posters scientifiques • Rencontres

Jeudi 12 mars 2015 • FIAP Paris

41e Journée de la **Recherche Equine**

Matinée générale
Quoi de neuf en matière de recherche équine ?

Retransmission interactive en direct en région

Renseignements et inscription
02 33 12 12 25
colloque@ifce.fr
www.jre-cheval.fr

Agence Linéal : 03 20 41 40 76 - Photo : A. Laurioux

41ème Journée de la Recherche Équine
Jeudi 12 mars 2015

Dépense énergétique et coordinations posturales de l'Homme sur un cheval mécanique

Par
H. Baillet[1], D. Leroy[1], E. Vérin[2], C. Tourny-Chollet[1], R. Thouvarecq[1]
[1] Laboratoire CETAPS, EA 3832, UFR STAPS Rouen, boulevard Siegfried, 76821 Mont Saint Aignan Cedex
[2] CRMPR Les Herbiers, 111 rue Herbeuse BP 524, 76235 Bois Guillaume

Résumé
A ce jour, la littérature sur le cheval mécanique ne propose pas de caractérisation des contraintes physiologiques, ni de description des coordinations posturales induites par ce dispositif. Les objectifs de l'étude sont donc de mesurer la dépense énergétique et de quantifier les coordinations posturales à différentes fréquences d'oscillation du cheval chez des sujets sains et de déterminer comment l'expertise (cavaliers et non-cavaliers) modifie ces paramètres. Les 8 sujets devaient réaliser une session sur le cheval mécanique à différentes vitesses : V1 (57,7 osc.min^{-1}) pendant 3 minutes, V2 (88,2 osc.min^{-1}) 6 minutes, V3 (103,5 osc.min^{-1}) 6 minutes et V4 (150 osc.min^{-1}) 6 minutes. La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$) et la fréquence cardiaque (FC) étaient relevées, le quotient respiratoire (QR) était calculé. Les coordinations posturales étaient caractérisées par le calcul des phases relatives (tronc/cheval, tête/cheval et coude/cheval). Aucune différence significative de dépense énergétique n'a été observée entre ces deux groupes. En revanche, l'analyse descriptive du QR a montré que les non-cavaliers ont tendance à se trouver en anaérobie lactique lorsque la vitesse d'oscillation augmente (à V4 = 1,22±0,34) alors que les cavaliers restent en aérobie (à V4 = 0,95±0,03). En ce qui concerne la dynamique posturale, des modifications posturales sont apparues, uniquement pour les participants non-cavaliers lorsque la fréquence d'oscillation du cheval mécanique était augmentée (à la vitesse maximale : V4).

Mots clés : Coordination posturale, Dépense énergétique, Cheval mécanique, Expertise, Phase relative

Summary
Existing literature in mechanical horse riding tasks do not characterize physiological or postural coordination tendencies induced by this device, both of which might contribute in combination to the performance on these devices. The objectives of this study are to measure and quantify, at different oscillation frequencies of the horse, the energy expenditure and postural coordination in healthy subjects, and determine how the expertise (riders and no-riders) influences these parameters. All subjects performed one session on the mechanical horse at different speeds and durations: V1 (57.7 osc.min^{-1}), 3 minutes, V2 (88.2 osc.min^{-1}), 6 minutes, V3 (103.5 osc.min^{-1}) 6 minutes and V4 (150 osc.min^{-1}), 6 minutes. The oxygen consumption ($\dot{V}O_2$), carbon dioxide production ($\dot{V}CO_2$) and heart rate (HR) were measured, the respiratory quotient (RQ) was calculated. The postural coordinations were characterized by the calculation of relative phases (trunk/horse, head/horse and elbow/horse). No significant differences of energy expenditure were observed between the two groups. In contrast, the RQ descriptive analysis showed that non-riders tend to be in an anaerobic state when the speed of oscillations increases (at V4 = 1.22±0.34) while the experienced riders maintain an aerobic state (at V4 = 0.95±0.03). Furthermore, a postural disorganization appeared for non-riders when the oscillation frequency was increased (V4) corresponding to the frequency at which these riders entered the anaerobic state.

Key-words: Postural coordination, Energy expenditure, Mechanical horse, Expertise, Relative phase

Introduction

D'après la Société Française d'Equithérapie (2005), « l'équithérapie est un soin psychique fondé sur la présence du cheval comme médiateur thérapeutique et dispensé à une personne dans ses dimensions psychique et corporelle ». Le véritable engouement pour cette pratique thérapeutique a débuté en 1952 lorsque Liz Hartel, cavalière danoise atteinte de poliomyélite, gagne la médaille d'argent au concours de dressage lors des jeux olympiques d'Helsinki. A partir de cette date, de nombreuses études furent réalisées dans ce domaine chez des personnes atteintes de déficiences. Beaucoup d'entre elles sont centrées sur les effets bénéfiques du contact Homme/cheval chez des personnes porteuses de troubles mentaux, notamment l'autisme (Hameury *et al.*, 2010). Plus récemment, les effets de l'équithérapie ont été démontrés sur des patients touchés par différentes pathologies telles que, par exemple, l'accident vasculaire cérébral (Beinotti, Christofoletti, Correia, & Borges, 2013), l'atteinte de la moelle épinière (Choi, 2013) ou bien encore la paralysie cérébrale (Long, 2014).

Toutefois, la pratique de l'équithérapie n'est pas toujours accessible chez des patients atteints de troubles moteurs. L'utilisation de chevaux mécaniques permet alors de les préparer à passer à de l'équithérapie réelle mais également de pratiquer des exercices moteurs dans un cadre sécurisé. L'origine de cette méthode provient des travaux du kinésithérapeute, P. Klavins, dans les années 90. Dans un premier temps, un simulateur fut utilisé, au sein du programme Persival (Jouffroy, 1991) dans un but de performance chez des cavaliers de haut niveaux afin d'améliorer leur posture. Ce n'est que dans un second temps qu'il a été proposé d'utiliser cette méthode à des fins de rééducation. Afin de garantir la sécurité des utilisateurs, ce cheval mécanique oscille dans un plan antéro-postérieur à des fréquences d'oscillation réglables (de 12,1 à 150 oscillations par minute). Cependant, peu d'études sont disponibles dans ce domaine, les effets de cet outil chez des personnes atteintes de handicaps sont peu connus (Herrero *et al.*, 2012). En effet, à ce jour, la littérature scientifique ne propose pas de caractérisation des contraintes physiologiques, ni de description des coordinations posturales induites par ce dispositif.

Il s'agit donc de la première étape d'un projet de recherche plus étendu qui s'intéressera plus particulièrement à l'utilisation du cheval mécanique chez des patients atteints de paraplégie traumatique. Les objectifs principaux de cette étude préliminaire (en cours) sont donc de mesurer la dépense énergétique et de quantifier les coordinations posturales à différentes fréquences d'oscillation du cheval mécanique chez des sujets non porteurs de handicap et de déterminer comment le niveau d'expertise modifie ces paramètres.

1. Matériel et méthode

1.1. Population

La population était composée de 8 sujets volontaires (4 cavaliers et 4 non-cavaliers) pour les données physiologiques et 7 sujets (2 cavaliers et 5 non-cavaliers) pour les données posturales. Tous étaient étudiants ou salariés de l'Université de Rouen (pour des questions d'assurance). Les sujets étaient répartis en deux groupes selon leur niveau d'expertise : groupe cavalier (C) et groupe non-cavalier (NC).

1.2. Matériel

Pour l'analyse des échanges gazeux respiratoires, le système K_4b^2 (masque + cardio-fréquencemètre) a été utilisé. C'est un système portable mis en point par l'entreprise COSMED afin de mesurer les échanges gazeux (consommation d'oxygène : $\dot{V}O_2$ et production de dioxyde de carbone : $\dot{V}CO_2$) en mode cycle à cycle réel. Par ailleurs, pour l'analyse de la posture, le dispositif Optitrack, système optocinétique basé sur la reconnaissance de marqueurs (par réflexion infrarouge), a été utilisé. Il est composé de 10 caméras à une vitesse de 100Hz.

1.3. Protocole

Après signature du consentement libre et éclairé, chaque sujet était équipé du système K_4b^2 ainsi que de 15 mires placées sur différents points anatomiques permettant de caractériser des angles : l'angle du coude, ainsi que les angles formés par la tête et la verticale et le tronc et la verticale. Une dernière mire était positionnée sur le dos du cheval, afin de mesurer les coordinations posturales des sujets sur le cheval (Lagarde *et al.*, 2005).

Chaque participant devait ensuite réaliser le protocole sur le cheval mécanique à 4 vitesses d'oscillation différentes :

V1 (57,7 oscillations.min^{-1}) pendant 3 minutes, V2 (88,2 osc.min^{-1}) pendant 6 minutes, V3 (103,5 osc.min^{-1}) pendant 6 minutes et V4 (150 osc.min^{-1}) pendant 6 minutes. Ces vitesses ne retranscrivent pas à l'identique les allures « naturelles » du cheval. Mais selon les commentaires de certains cavaliers, V1 est proche du pas, V2 et V3 du galop et V4 du trot.

La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$) ainsi que la fréquence cardiaque (FC) étaient relevées pendant toute l'expérimentation, pour chaque participant.

Par la suite, le quotient respiratoire (QR) était également calculé grâce au rapport $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$ afin de savoir si le sujet se trouvait en aérobie (QR<1) ou en anaérobie (QR>1) pendant qu'il évoluait sur le cheval mécanique.

Les coordinations posturales ont quant à elles été caractérisées par le calcul des phases relatives (tronc/cheval, tête/cheval et coude/cheval) qui permettent de résumer les coordinations en un paramètre global (paramètre d'ordre) (Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999). La phase relative est obtenue à partir des pics de revirement (figure I) des mouvements sinusoïdaux produits par les « articulations » de la tête, du coude, du tronc et du cheval. La différence de temps entre deux évènements similaires au niveau de deux « articulations » est rapportée sur la période du cycle d'une des « articulations », prise en tant que référence (ici, le cheval). Ce rapport est exprimé en degré permettant de traduire la nature circulaire de la phase relative : 0° et 360° révèlent une coordination en phase, 180° traduit quant à elle une coordination en antiphase.

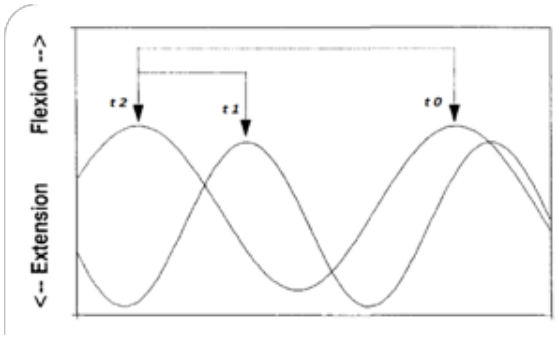


Figure I : pics de revirement
Figure I: Shifting peaks

2. Résultats

Aucune différence significative de dépense énergétique n'a été observée entre les deux groupes ($\dot{V}O_2$: p = 0,89 ; FC : p = 0,20). En revanche, l'analyse descriptive du QR a montré que les sujets du groupe NC ont tendance à se trouver en anaérobie lactique lorsque la vitesse d'oscillation augmente (à V4 = 1,22±0,34) alors que les sujets du groupe C restent en aérobie (à V4 = 0,95±0,03),

En ce qui concerne la dynamique posturale, une désorganisation posturale est apparue, uniquement pour les participants du groupe NC lorsque la fréquence d'oscillation du cheval mécanique était augmentée (à V4). L'antiphase entre tronc et cheval, maintenue chez les cavaliers quelle que soit la fréquence d'oscillation, ne l'est pas pour les non-cavaliers (246,52°±21,87° à V4 pour les NC et 190,34°±9,81° à V4 pour les C). La coordination tête/cheval, transite plus rapidement (à partir de V2) vers la phase chez les cavaliers que chez les non-cavaliers. Enfin, concernant le coude, il ne reste pas en phase avec le cheval (après V1, correspondant à l'échauffement) et la variabilité dans les coordinations est importante que ce soit pour les non-cavaliers (66,09°±87,59° à V4) ou les cavaliers (38,08°±79,56° à V4).

3. Discussion

Ces premiers résultats montrent que le cheval mécanique est une activité à dominante aérobie chez les sujets cavaliers, en concordance avec l'activité équestre en générale (Devienne & Guezennec, 2000). En revanche, chez les sujets non-cavaliers, cette activité dérive vers un effort anaérobie lactique lorsque la vitesse d'oscillation du cheval augmente. Cependant, aucune différence significative concernant la dépense énergétique n'est montrée entre le groupe C et NC. Ceci peut être du à la non-connaissance du cheval (mécanique), comme le montre Devienne & Guezennec (2000).

Concernant les coordinations posturales, les non-cavaliers présentent une désorganisation posturale plus précoce suite à l'augmentation de la fréquence d'oscillation du cheval, comparé aux sujets cavaliers. En effet,

chez les sujets cavaliers, le coude se trouve majoritairement en phase avec le cheval ; le tronc majoritairement en antiphase, ce qui montre un effet de l'expertise car le cavalier doit « danser » avec son cheval (Ancelet, 2006) ; contrairement aux troncs des non-cavaliers qui se décalent par rapport au cheval. De même concernant la tête, les sujets cavaliers ont une tête majoritairement en phase avec le cheval, contrairement aux sujets non-cavaliers, ce qui concorde avec les résultats de l'étude d'Olivier (2012) et montre donc également un effet de l'expertise. En effet, notre étude informe que l'expertise des sujets cavaliers permet un maintien plus maitrisé de la phase et de l'antiphase (Lagarde *et al.*, 2005) que chez les non-cavaliers.

Conclusion

Ces résultats préliminaires semblent donc indiquer que les sujets du groupe C dépensent autant d'énergie que les sujets du groupe NC. Cependant, les valeurs du QR montrent des différences entre les deux groupes : les cavaliers se trouvant en aérobie et les non-cavaliers en anaérobie lactique durant l'épreuve.

En revanche, l'expertise joue un rôle important concernant la dynamique posturale ; les sujets du groupe C présentent une coordination posturale plus efficiente (car moins de variations de posture) que ceux du groupe NC.

Il faudra toutefois attendre que les effectifs des groupes dans cette expérimentation soient complétés pour pouvoir confirmer ces conclusions préliminaires.

Ainsi, la description des paramètres physiologiques, des coordinations posturales et de leurs interactions, permettra une compréhension globale de l'activité chez des sujets non-pathologiques. Ces résultats serviront également à adapter les protocoles de rééducation mis en place en équithérapie réelle et simulée, chez des sujets porteurs de handicap.

Références

Ancelet, C. (2006). Les fondamentaux de l'équitation: galops 1 à 4. Editions Amphora.

Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma. (1999). Postural coordination modes considered as emergent phenomena. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 25(5), 1284–1301. doi:10.1037/0096-1523.25.5.1284

Beinotti, F., Christofoletti, G., Correia, N., & Borges, G. (2013). Effects of horseback riding therapy on quality of life in patients post stroke. Topics in Stroke Rehabilitation, 20(3), 226–232. doi:10.1310/tsr2003-226

Choi, B.-R. (2013). The Effects of Hippotherapy on Standing Balance in Patients with Incomplete Cervical Spinal Cord Injuries: A Pilot Study. Neuroscience & Medicine, 04(01), 7–15. doi:10.4236/nm.2013.41002

Devienne, & Guezennec. (2000). Energy expenditure of horse riding. European Journal of Applied Physiology, 82(5-6), 499–503. doi:10.1007/s004210000207

Hameury, L., Delavous, P., Teste, B., Leroy, C., Gaboriau, J.-C., & Berthier, A. (2010). Équithérapie et autisme. Annales Médico-Psychologiques, Revue Psychiatrique, 168(9), 655–659. doi:10.1016/j.amp.2009.12.019

Herrero, P., Gómez-Trullén, E. M., Asensio, Á., García, E., Casas, R., Monserrat, E., & Pandyan, A. (2012). Study of the therapeutic effects of a hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: a stratified single-blind randomized controlled trial. Clinical Rehabilitation, 26(12), 1105–1113. doi:10.1177/0269215512444633

Jouffroy, J. (1991). L'analyse et la restitution des sesations par simulation en equitation:programme Persival. Science & Sports, 6, 129–131. doi:10.1016/S0765-1597(05)80120-0

Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. A. S. (2005). Coordination Dynamics of the Horse-Rider System. Journal of Motor Behavior, 37(6), 418–424. doi:10.3200/JMBR.37.6.418-424

Long, S. (2014). Hippotherapy as a Tool for Improving Motor Skills, Postural Stability, and Self Confidence in Cerebral Palsy and Multiple Sclerosis. Sound Neuroscience: An Undergraduate Neuroscience Journal, 1(1). Retrieved from http://soundideas.pugetsound.edu/soundneuroscience/vol1/iss1/19

Olivier, A. (2012, September 26). Contribution des informations visuelles dans le contrôle postural des cavaliers. Retrieved from http://www.theses.fr/s15811

DU LUNDI 26 AU MERCREDI 28 OCTOBRE 2015
16e CONGRÈS INTERNATIONAL
LA CITÉ, LE CENTRE DES CONGRÈS DE NANTES
ACAPS
ASSOCIATION DES CHERCHEURS EN ACTIVITÉS PHYSIQUES ET SPORTIVES
ACAPS
UNIVERSITÉ DE NANTES

Dépense énergétique et coordinations posturales de l'Homme sur un cheval mécanique

Héloïse Baillet [1], David Leroy [1], Eric Vérin [2], Claire Tourny-chollet [1], Nicolas Benguigui [3] et Régis Thouvarecq [1]

[1] Laboratoire CETAPS (Centre d'Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives) (EA 3832), UFR STAPS, Université de Rouen.
[2] Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation « Les Herbiers », Bois-Guillaume.
[3] Laboratoire CESAMS (EA 4260), UFR STAPS, Université de Caen.
heloise.baillet1@univ-rouen.fr

Introduction

Le cheval mécanique est un nouvel outil utilisé dans la rééducation ou en tant que moyen de préparation à l'équithérapie pour des personnes atteintes de handicap, mais aussi dans un but de performance sportive afin d'améliorer les postures des cavaliers. Toutefois, à ce jour, la littérature scientifique ne propose pas de caractérisation des contraintes physiologiques (Devienne & Guezennec, 2000), ni de description des coordinations posturales (Komar, Sanders, Chollet, & Seifert, 2014) induites par ce dispositif. Il s'agit là de la première étape d'un projet de recherche plus étendu qui s'intéressera plus particulièrement à l'utilisation du cheval mécanique au service de patients atteints de paraplégie. Les objectifs principaux de cette étude en cours sont donc de mesurer la dépense énergétique et de qualifier les coordinations posturales à différentes fréquences d'oscillation du cheval mécanique chez des sujets non porteurs de handicap et de déterminer comment l'expérience équestre modifie ces paramètres (Lagarde, Peham, Licka, & Kelso, 2005).

Méthodes

La population est composée de 22 sujets, 11 dans le groupe cavaliers (C) et 11 dans le groupe non-cavaliers (NC). L'analyse des échanges gazeux respiratoires a été réalisée grâce au système portable K_4b^2 qui permet de mesurer les échanges gazeux en mode cycle à cycle. Pour l'évaluation de la posture, le système OptiTrack, équipé de 10 caméras (100Hz) a été utilisé.
Chaque sujet était équipé du système K_4b^2 et de 15 mires positionnées sur différents points anatomiques afin de calculer des angles (l'angle du coude ainsi que les angles formés par la tête et la verticale et le tronc et la verticale). Une 16ème mire était positionnée sur le dos du cheval, derrière la selle. Les participants devaient se tenir sur le cheval mécanique à 4 fréquences d'oscillation différentes : V0 (57,7 osc.min^{-1}) pendant 3 minutes, V1 (88,2 osc.min^{-1}) 6 minutes, V2 (103,5 osc.min^{-1}) 6 minutes et V3 (150 osc.min^{-1}) 6 minutes. A chaque fréquence et pour chaque participant, la consommation d'O_2 (VO_2) et la fréquence cardiaque (FC) ont été relevées. Le quotient respiratoire (QR) a également été calculé (VCO_2/VO_2) afin de savoir si le sujet se trouve en aérobie (QR<1) ou en anaérobie (QR>1). Les coordinations posturales ont été caractérisées par le calcul des phases relatives (tronc/cheval, tête/cheval et coude/cheval) qui permettent de résumer les coordinations en terme de phase ($\simeq$ 0° et 360°), d'antiphase ($\simeq$ 180°) ou de décalage de phase.
Une analyse de variances (ANOVA) à mesures répétées a été utilisée (expertise x vitesse) pour les variables : FC, VO_2 et QR. Pour les coordinations posturales, le calcul de l'erreur absolue a permis de réduire l'étendue des données de 360° à 180° et d'utiliser les statistiques linéaires. Le même modèle statistique a donc été employé.

Résultats

Aucune différence significative de dépense énergétique n'a été observée entre les deux groupes (VO_2 : p = 0,50 ; FC : p = 0,10), et ce quelles que soient les conditions. Si l'analyse statistique ne montre pas d'effet significatif au niveau du QR, il apparaît en revanche que les sujets NC passent en anaérobie lactique lorsque la vitesse d'oscillation augmente (à V3 = 1,07±0,26) alors que les C restent en aérobie (à V3 = 0,95±0,10) (figure 1).

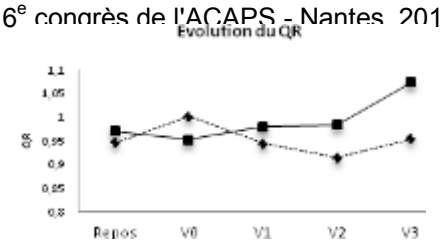


Figure 1. Valeurs du quotient respiratoire (QR) pour le groupe C (trait pointillé) et NC (trait plein).

En ce qui concerne la dynamique posturale, des différences significatives en fonction des conditions sont apparues, uniquement pour les participants du groupe NC lorsque la fréquence d'oscillation du cheval mécanique était augmentée (à V3). L'antiphase entre le tronc et le cheval, qui est maintenue chez les cavaliers quelle que soit la fréquence d'oscillation, ne l'est pas pour les non cavaliers ($p<0,05$) (169,7°±11,8° à V3 pour les C et 134,56°±33° à V3 pour les NC) (figure 2). La coordination tête/cheval, transite plus rapidement (à partir de V2) d'un décalage de phase vers la phase chez les C que chez les NC ($p<0,05$). La phase entre le coude et le cheval est maintenue chez les C jusque V3 alors que le coude des NC est en décalage de phase à partir de V1 ($p<0,05$). En revanche, la variabilité (écart-types des phases relatives) dans les coordinations n'est significativement supérieure chez les NC qu'à V0 dans le couplage tête/cheval ($p<0,05$). Cependant, l'analyse descriptive de la variabilité tend à démontrer une réelle infériorité de ces dispersions pour chaque couplage.

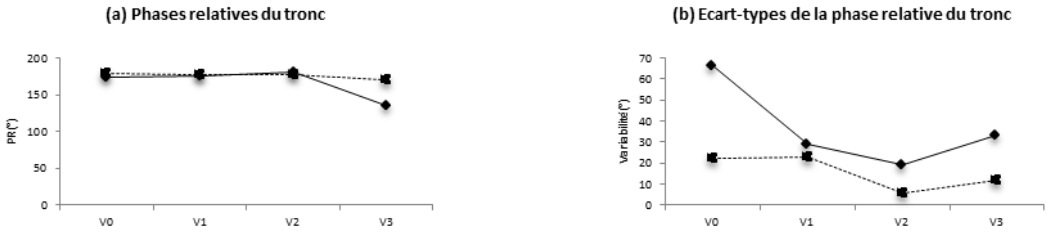


Figure 2. (a) Distribution des phases relatives du tronc par rapport au cheval à V3. (b) Ecart-types de la phase relative du tronc par rapport au cheval. Groupe C (trait pointillé), NC (trait plein).

Discussion

Ces résultats semblent donc indiquer que les sujets du groupe C dépensent autant d'énergie que les sujets du groupe NC. Cependant, les valeurs du QR tendent à montrer des différences entre les deux groupes : les NC se trouvant en anaérobie lactique durant l'épreuve alors que les C sont en aérobie, comme lors de l'activité équestre « réelle », décrite comme une activité à dominante aérobie par Devienne & Guezennec (2000). De plus, l'expertise joue un rôle important concernant la dynamique posturale ; les sujets du groupe NC présentent des modifications dans la coordination (le tronc est en décalage de phase à V3, le coude à partir de V1 et la tête se décale en phase qu'à V3) contrairement aux sujets cavaliers (Lagarde et al., 2005). En revanche, la variabilité des coordinations n'est significativement pas différente d'un groupe à l'autre. La non connaissance du cheval mécanique par les cavaliers peut expliquer ces résultats (Devienne, 2003).

Références

Devienne, M.-F. (2003). Intérêt de la surveillance de la dépense énergétique par télémétrie : application en physiologie humaine, intérêt en pathologie. *Annales de Biologie Clinique*, *61*(2), 199–201.

Devienne, M. F., & Guezennec, C. Y. (2000). Energy expenditure of horse riding. *Eur J Appl Physiol*, *82*(5-6), 499–503.

Komar, J., Sanders, R. H., Chollet, D., & Seifert, L. (2014). Do qualitative changes in interlimb coordination lead to effectiveness of aquatic locomotion rather than efficiency? *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(2), 189–196.

Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. A. S. (2005). Coordination Dynamics of the Hors Rider System. *Journal of Motor Behavior*, *37*(6), 418–424.

2ème annonce

XVIIIe JOURNEES D'ETUDES FRANCOPHONES EN ACTIVITES PHYSIQUES ADAPTEES

12, 13 & 14 MAI 2016

UFR STAPS d'AMIENS

Contact : said.ahmaidi@u-picardie.fr

https://www.u-picardie.fr/actualites/recherche/agenda/

L'utilisation du cheval mécanique au service de la rééducation posturale : étude préliminaire chez des sujets sains

Baillet Héloïse[1], Thouvarecq Régis[1], Vérin Eric[2], Tourny Claire[1], Benguigui Nicolas[3], Komar John[1] et Leroy David[1]

[1]Laboratoire CETAPS, UFR STAPS de Rouen, Normandie Université
[2]Centre régional de médecine physique et de réadaptation Les Herbiers
[3]Laboratoire CESAMS, UFR STAPS de Caen, Normandie Université
heloise.baillet1@univ-rouen.fr

Introduction :

Le cheval mécanique est un nouvel outil utilisé dans la rééducation ou comme moyen de préparation à l'équithérapie pour des personnes atteintes de handicap, mais aussi dans un but de performance sportive afin d'améliorer les postures des cavaliers. Toutefois, à ce jour, la littérature scientifique ne propose pas de caractérisation des contraintes physiologiques (Devienne & Guezennec, 2000), ni de description des coordinations posturales (Komar, Sanders, Chollet, & Seifert, 2014) induites par ce dispositif. Il s'agit de la première étape d'un projet de recherche plus étendu qui s'intéressera plus particulièrement à l'utilisation du cheval mécanique au service de patients cérébrolésés. Les objectifs principaux de cette étude sont donc de mesurer la dépense énergétique et de qualifier les coordinations posturales à différentes fréquences d'oscillation du cheval mécanique chez des sujets non porteurs de handicap et de déterminer comment l'expérience équestre modifie ces paramètres (Lagarde, Peham, Licka, & Kelso, 2005).

Méthode :

La population était composée de 22 sujets, 11 dans le groupe cavaliers (C) et 11 dans le groupe non-cavaliers (NC). L'analyse de la dépense énergétique était réalisée grâce au système portable K_4b^2 qui permet de mesurer les échanges gazeux respiratoires. Pour l'évaluation de la posture, le système OptiTrack, équipé de 10 caméras (100Hz) était utilisé. Chaque sujet était équipé du système K_4b^2 et de 15 mires positionnées sur des points anatomiques afin de calculer l'angle absolu du coude ainsi que les angles formés par la tête et la verticale et le tronc et la verticale. Une 16ème mire était positionnée sur le dos du cheval, permettant le calcul de l'angle formé par le cheval et la verticale. Les participants devaient se tenir sur le cheval mécanique à 4 fréquences d'oscillation différentes : V0 (57,7 osc.min^{-1}) pendant 3 minutes et V1 (88,2 osc.min^{-1}), V2 (103,5 osc.min^{-1}), V3 (150 osc.min^{-1}) pendant 6 minutes, respectivement. A chaque fréquence et pour chaque participant, la consommation d'O_2 ($\dot{V}O_2$), la production de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) et la fréquence cardiaque (FC) étaient relevées. Le quotient respiratoire (QR) était également calculé ($\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$) afin de savoir si chaque sujet se trouvait en aérobie (QR<1) ou en anaérobie (QR>1). Les coordinations posturales étaient caractérisées par le calcul des phases relatives ; mesure exprimant la relation entre deux oscillateurs (tronc/cheval, tête/cheval et coude/cheval) ; qui permettent de résumer les coordinations en terme de phase (≅ 0° et 360°), d'antiphase (≅ 180°) ou de décalage de phase.

Une analyse de variances (ANOVA) à mesures répétées a été utilisée (expertise x vitesse) pour les variables : FC, $\dot{V}O_2$ et QR. Pour les coordinations posturales, la réduction de l'étendue des données de 360° à 180° a été réalisée et a permis d'utiliser les statistiques linéaires. Le même modèle statistique a donc été employé. De plus, des cross-corrélations (coefficients de Pearson) entre les données physiologiques et les coordinations posturales étaient effectuées afin d'analyser le lien entre elles.

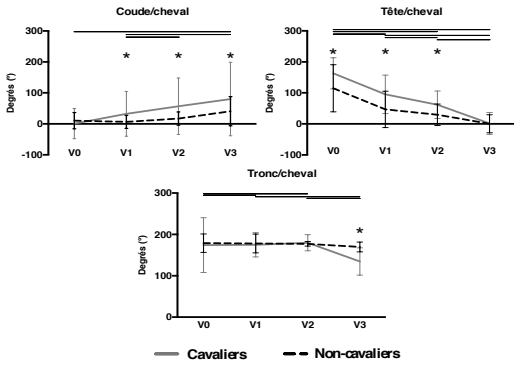


Figure 1. Phases relatives du coude, de la tête et du tronc, par rapport au cheval.

Résultats :

Concernant la dynamique posturale, des différences significatives en fonction des conditions sont apparues, uniquement pour les participants du groupe NC lorsque la fréquence d'oscillation du cheval mécanique était augmentée (figure 1). L'antiphase entre le tronc et le cheval, qui est maintenue chez les C quelle que soit la fréquence d'oscillation, ne l'est pas pour les NC ($p<0,05$). La coordination tête/cheval, transite plus rapidement (à partir de V2) d'un décalage de phase vers la phase chez les C que chez les NC ($p<0,05$). La phase entre le coude et le cheval est maintenue chez les C jusque V3 alors que celui des NC est en décalage de phase dès V1 ($p<0,05$). En revanche, aucune différence significative de dépense énergétique n'a été observée entre les deux groupes, et ce quelles que soient les conditions. Mais, les valeurs du QR ont montré un changement de filière énergétique, de l'aérobie à l'anaérobie lactique, chez les NC (à V3=1,07±0,26) alors que les C restent en aérobie (à V3=0,95±0,10). De plus, les cross-corrélations entre le coût énergétique et les coordinations posturales ont montré un coefficient de corrélation significativement plus important chez les C que chez les NC lorsqu'un décalage entre les deux variables était réalisé ($r^2=0,33$).

Discussion/Conclusion :

Les résultats de cette étude préliminaire ont montré que les sujets C avaient une posture plus efficace (cross-corrélations) que les sujets NC sans toutefois avoir une consommation énergétique plus faible. En effet, à chaque vitesse d'oscillation du cheval mécanique, les experts présentaient une dynamique posturale plus adaptée car résistant à la désorganisation posturale et permettant un maintien de la phase et de l'antiphase (Lagarde et al., 2005). Cela était notamment mis en avant au niveau de la coordination tronc/cheval, qui semble être le paramètre le plus représentatif de l'expertise équestre (Ancelet, 2006). Cette résistance à la désorganisation induit donc une augmentation de la dépense énergétique chez les C, ne permettant pas de différencier significativement le coût énergétique entre les experts et les non-experts. Cependant, les valeurs du QR tendent à montrer des différences entre les deux groupes : les NC se trouvant en anaérobie lactique durant l'épreuve alors que les C sont en aérobie, comme lors de l'activité équestre « réelle », décrite comme une activité à dominante aérobie par Devienne & Guezennec (2000).

A partir de cette analyse et des résultats obtenus chez les sujets sains, il semble important d'utiliser la coordination tronc/cheval comme référence, à des fins de rééducation (posturale par exemple) chez des sujets pathologiques évoluant sur le cheval mécanique.

Cette étude préliminaire a donc permis de caractériser la consommation énergétique et la dynamique posturale de sujets sains évoluant sur le cheval mécanique. Cela permettra d'élaborer de nouveaux protocoles de rééducation sur cet outil afin d'améliorer l'autonomie, le bien-être (Lechner, Kakebeeke, Hegemann, & Baumberger, 2007), l'état émotionnel (Spielberger, 1983) la posture, le coût énergétique, chez des patients cérébrolésés.

Bibliographie :

Ancelet, C. (2006). *Les fondamentaux de l'équitation: galops 1 à 4*. Editions Amphora.

Devienne, M.-F., & Guezennec, C.-Y. (2000). Energy expenditure of horse riding. *European Journal of Applied Physiology*, *82*(5-6), 499–503.

Komar, J., Sanders, R. H., Chollet, D., & Seifert, L. (2014). Do qualitative changes in interlimb coordination lead to effectiveness of aquatic locomotion rather than efficiency? *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(2), 189–196.

Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. A. S. (2005). Coordination Dynamics of the Horse-Rider System. *Journal of Motor Behavior*, *37*(6), 418–424.

Lechner, H. E., Kakebeeke, T. H., Hegemann, D., & Baumberger, M. (2007). The Effect of Hippotherapy on Spasticity and on Mental Well-Being of Persons With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *88*(10), 1241–1248.

Spielberger, C. D. (1983). Manual for the State-Trait Anxiety Inventory STAI (Form Y) ("Self-Evaluation Questionnaire"). Retrieved from

32e CONGRÈS DE LA SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE
MÉDECINE PHYSIQUE
ET DE RÉADAPTATION
Congress of the French Society of Physical and
Rehabilitation Medicine
NANCY 2017
CENTRE PROUVÉ
5, 6 ET 7 OCTOBRE

Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 60S (2017) e82–e84

Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com

Rehabilitation in brain-damaged patients

CO015

Mechanical horse, a new rehabilitation method for brain-damaged patients: Focus on postural coordination. A preliminary study

Héloïse Baillet[1,*], Régis Thouvarecq[1], Eric Verin[2], Claire Delpouve[2], Nicolas Benguigui[3], John Komar[1], David Leroy[1]
[1] *UNIROUEN, CETAPS, STAPS, Normandie université, Rouen, France*
[2] *CRMPR Les Herbiers, Bois-Guillaume, France*
[3] *UNICAEN, CESAMS, STAPS, Normandie université, Caen, France*
* *Corresponding author.*
E-mail address: heloise.baillet1@univ-rouen.fr (H. Baillet)

Objective The mechanical horse (a.k.a. simulated hippotherapy) was created in the 1990s. Early works investigating the use of mechanical horses in rehabilitation have shown a similar effect on posture compared to real hippotherapy. The aim of this study was to analyze the impact of a new rehabilitation protocol on the postural coordination of patients with brain-damaged. The first results of an ongoing study are presented below.
Material/patients and methods Two brain-damaged patients (P1, P2) were recruited for a rehabilitation protocol of 24 sessions of practice with a mechanical horse (one single axis and oscillation frequencies from 12.1 osc.min^{-1} or 20% of maximal speed to 150 osc.min^{-1} or 100%). Patients performed different balance exercises and trunk mobilizations on a mechanical horse in movement. During the first and last sessions (i.e., pre- and post-tests), reflective markers were positioned on the patients and continuously tracked (head, C2, C7, S1, horse) for a range of different oscillation frequencies (adapted to abilities of each patient). Through point coordinates of those five reflective markers, three angles between specific limb and the vertical axis were computed (head vs. vertical, trunk vs. vertical, horse vs. vertical). Discrete relative phase (φ) between patient oscillations and horse oscillations was then computed, characterizing the φHead-Horse and φTrunk-Horse coordinations (in-phase = 0° ± 20°, antiphase = 180° ± 20° or out-of-phase).
Results P1 and P2 showed a head-horse coordination in out-of-phase for every oscillation frequencies (e.g., at 40% oscillations frequency, P2: φHead-Horse = 118.9° ± 17°); identically to the trunk-horse coordination of P1 (e.g., at 40% oscillations frequency: φTrunk-Horse = 90° ± 19°). However, the trunk-horse coordination of P2 was in antiphase (e.g., at 40% oscillations frequency, P2: φTrunk-Horse = 166° ± 4°). Finally, a significant reduction of the variability of those coordinations was observed in post-test.
Discussion – conclusion Preliminary results suggest that the use of a mechanical horse allows positive effects on the posture in brain-damaged patients. Indeed after 24 sessions, an increase in patients' ability to control their activity during higher frequencies was observed (e.g., P2 was unable to oscillate faster than 50% frequency in pre-test when he reached 80% of maximal frequency in post-test). Moreover, the postural stability of patients was improved through the practice of balance and trunk mobilization on the mechanical horse.
Keywords Rehabilitation; Mechanical horse; Postural coordination
Disclosure of interest The authors have not supplied their declaration of competing interest.

http://dx.doi.org/10.1016/j.rehab.2017.07.240

CO017

Neuro-orthopedics disorders in intensive care unit (ICU): Perceptions of teams

Julie Paquereau[1,*], Agathe Papelard[2], Guillaume Genêt[1], François Genêt[1], Remica[2], Grenog[1]
[1] *MPR, pathologies cérébrales, hôpital Raymond-Poincaré, AP–HP, Garches, France*
[2] *Hopital Corentin-Celton, MPR, Issy-les-Moulineaux, France*
* *Corresponding author.*
E-mail address: julie.paquereau@laposte.net (J. Paquereau)

Objective In intensive care unit (ICU), the frequent association of organ failure, neurological, orthopedic lesions and undernutrition promotes the development of neuro-orthopedic disorders (NOD). They can affect the acute phase management and the functional prognosis of patients. Caregivers (nurses and nursing auxiliaries) have a sentinel role in their early detection.
Material/patients and methods We investigated the perception of paramedical and medical teams in 3 surgical ICU in university hospitals in Île-de-France. Questionnaires were about the impact of the NOD on patient health and on care as well as on the therapeutic or preventive actions carried out.
Results In total, 79 questionnaires including: nurses (n = 30, median age = 28.5 [23–49]), nursing auxiliaries (n = 17, median age = 31 [20–56]), doctors (n = 28, median age = 32.5 [24–60]) and physiotherapists (n = 4, median age = 50 [26–53]). Among caregivers, 64% have been working for less than 5 years in ICU and 46.8%

1877-0657/

UFR STAPS
DIJON
17 ÈME CONGRÈS INTERNATIONAL
ACAPS
29 - 31 OCTOBRE 2017
Inserm
PSY
DREPI

L'utilisation du cheval mécanique : une nouvelle méthode de rééducation posturale chez des patients cérébrolésés. Une approche exploratoire

Héloïse Baillet | Régis Thouvarecq | Elise Carpentier | Eric Verin | Claire Delpouve | Nicolas Benguigui | John Komar | David Leroy

Normandie Université, UNIROUEN, CETAPS | Normandie Université, UNIROUEN, CETAPS | Normandie Université, UNIROUEN, CETAPS | CRMPR Les Herbiers | CRMPR Les Herbiers | Normandie Université, UNICAEN, CESAMS | Normandie Université, UNIROUEN, CETAPS | Normandie Université, UNIROUEN, CETAPS

Selon l'approche dynamique du contrôle moteur, la coordination posturale émerge d'un ensemble de contraintes (Newell, 1986) interagissant continuellement entre elles et limitant les possibilités d'action du système. Ainsi, une lésion cérébrale peut être considérée comme une contrainte intrinsèque, induisant des modifications dans la dynamique posturale. L'équithérapie a souvent été utilisée, entre autres au service de la rééducation posturale de patients atteints de handicap neurologique (Lechner, Kakebeeke, Hegemann, & Baumberger, 2007). Cependant, le cheval peut présenter des réactions inattendues, justifiant l'apparition d'un *cheval mécanique*, dont les effets, notamment au niveau postural révèlent des similarités avec l'équithérapie réelle (Park, Lee, Lee, & Lee, 2013). Les premiers résultats d'une étude en cours, qui s'intéresse aux effets de l'utilisation d'un cheval mécanique en rééducation sur la posture des patients cérébrolésés, sont présentés ci-dessous.

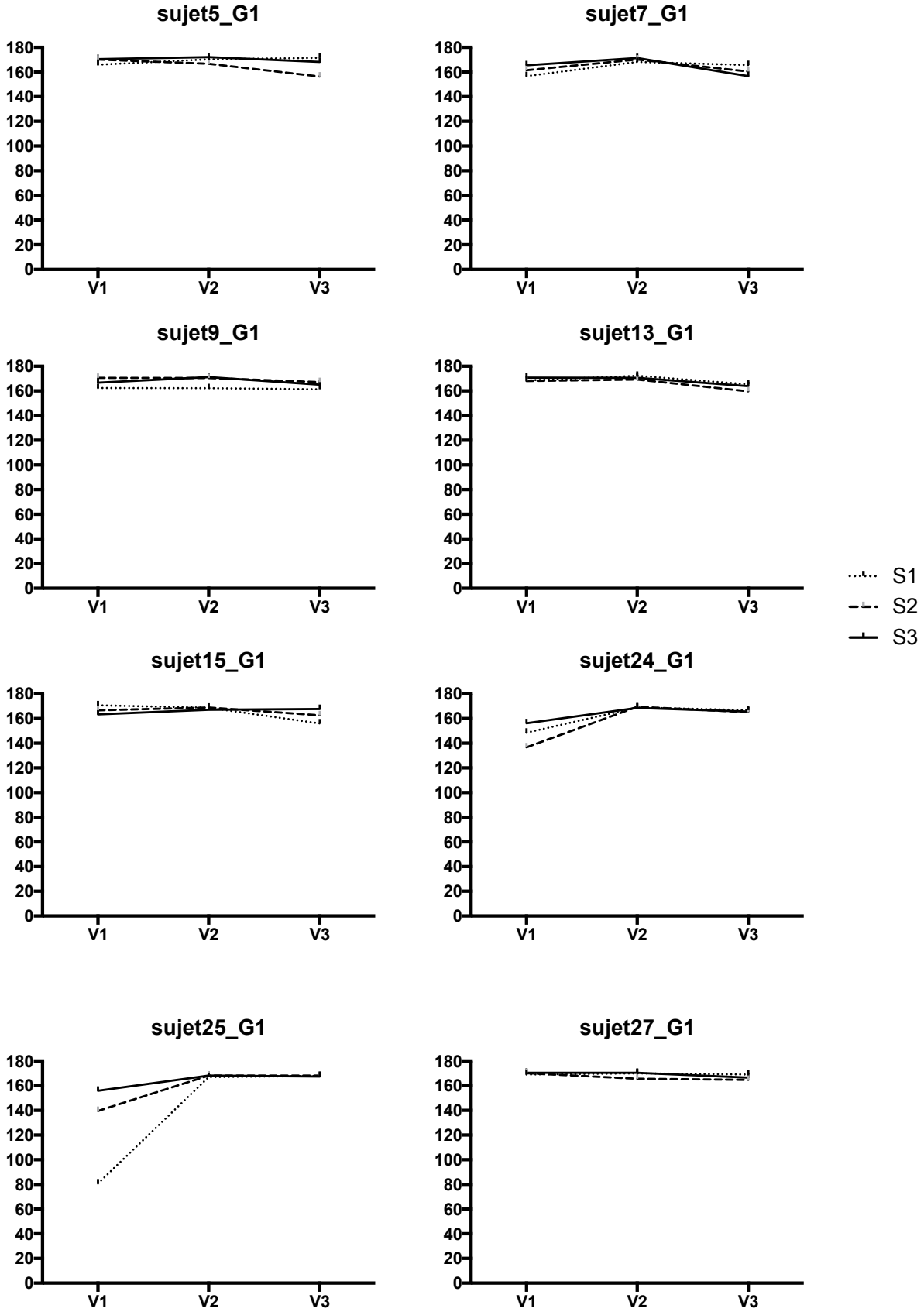
Deux patients cérébrolésés, P1 et P2, étaient recrutés pour 24 séances, intégrées à un protocole de rééducation utilisant un cheval mécanique — mouvements antéro-postérieurs du cheval et fréquence d'oscillation ajustable : de 12,1 (20% de la vitesse maximale du cheval) à 150 (100%) osc.min^{-1} — sur lequel étaient réalisés des exercices d'équilibre et de mobilisation du tronc. La coordination posturale a été enregistrée à différentes fréquences d'oscillation, adaptées aux capacités des patients, lors de pré- et post-tests. Grâce aux coordonnées de 5 marqueurs (tête, C2, C7, S1, cheval), trois angles étaient calculés vs. verticale (tête, tronc, cheval), permettant le calcul de la phase relative discrète (ϕ) entre le patient et le cheval, et caractérisant la coordination $\phi_{tête\text{-}cheval}$ et $\phi_{tronc\text{-}cheval}$ (i.e., *phase* 0°±20°, *antiphase* 180°±20° ou *décalage de phase*) (Baillet et al., 2016).

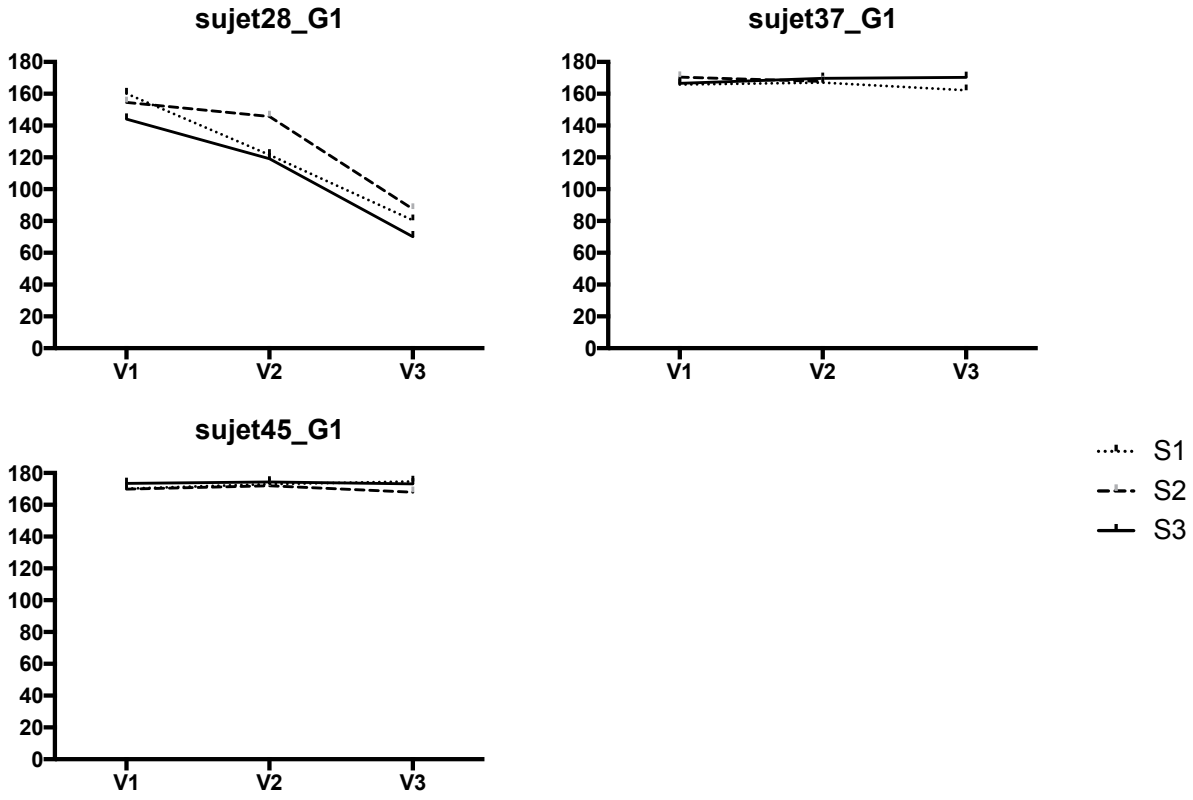
Les premiers résultats ont montré que les patients affichaient une tête en *décalage de phase* avec le cheval quelle que soit la fréquence d'oscillation (e.g. à 40%, P1 : 118,9°±17°) ; tout comme le tronc de P1 (e.g. à 40% : 90°±19°). En revanche, P2 présentait un tronc en *antiphase* avec le cheval, à partir de la fréquence 50% (166°±4°). Notons pour finir une importante diminution de la variabilité de ces coordinations, lors du post-test.

Les résultats préliminaires semblent indiquer que l'utilisation d'un cheval mécanique apporte des effets bénéfiques sur la posture des patients cérébrolésés. D'une part, après 24 séances, une augmentation des capacités des patients à maitriser l'activité à des fréquences plus élevées (i.e., P2 : de 50% au pré-test à 80% au post-test, sans désorganisation posturale) est observée. D'autre part, grâce à un travail d'équilibre et de mobilisation du tronc, la stabilité posturale des patients est améliorée.

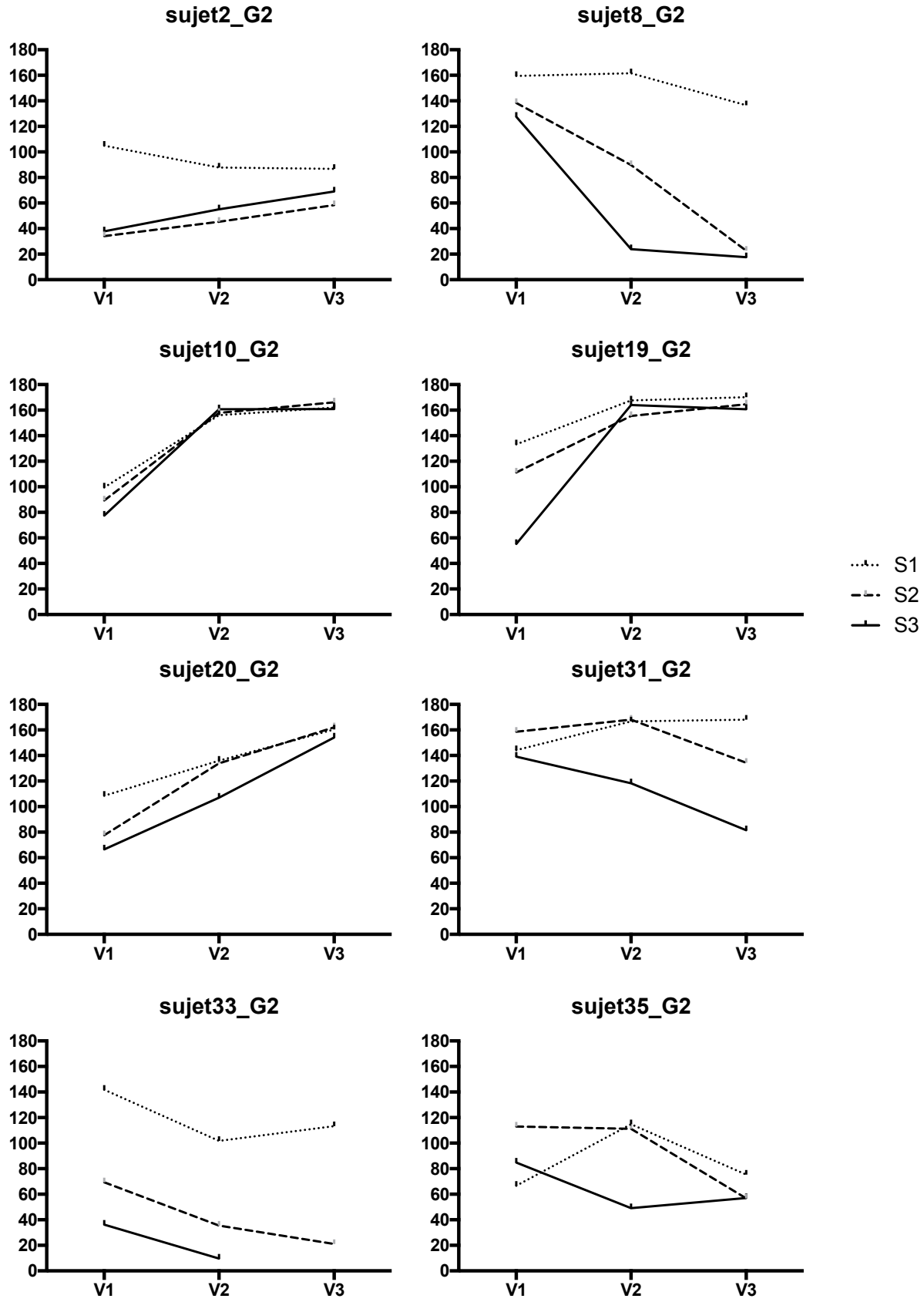
Profils individuels des participants FB

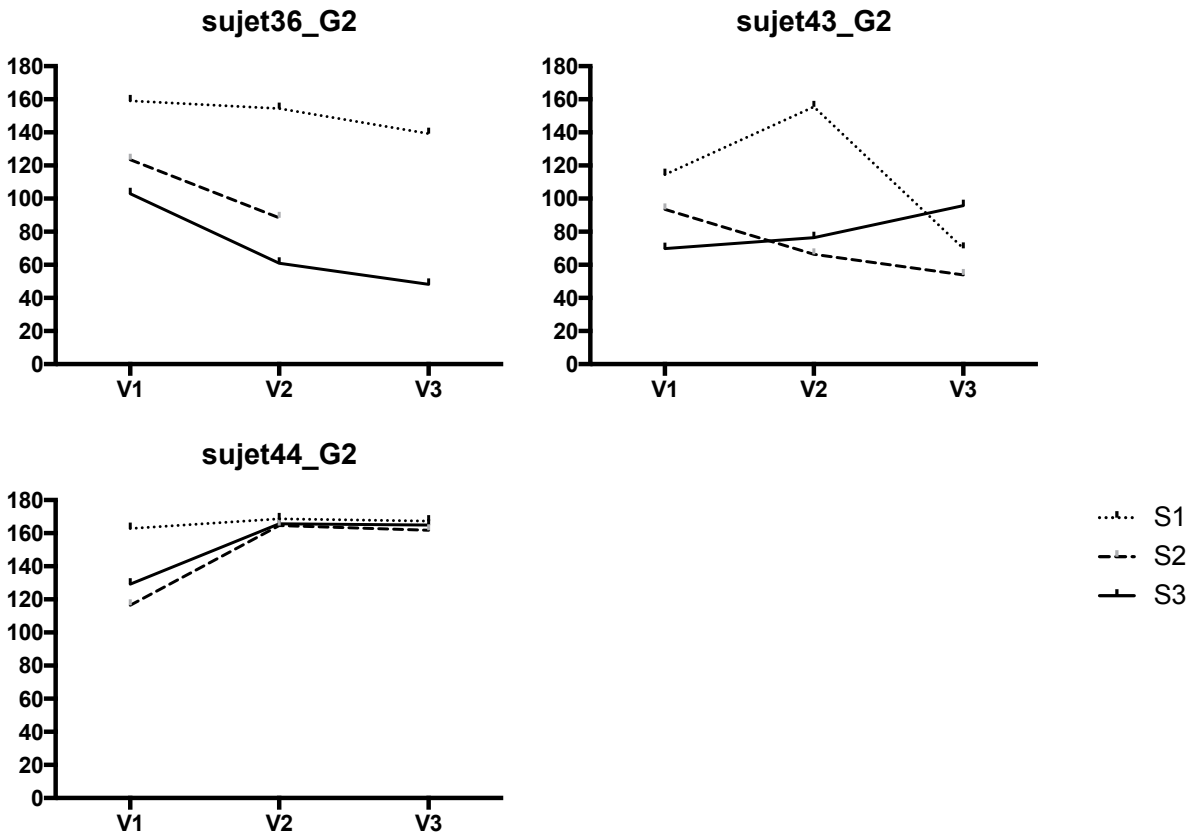
Groupe Témoin



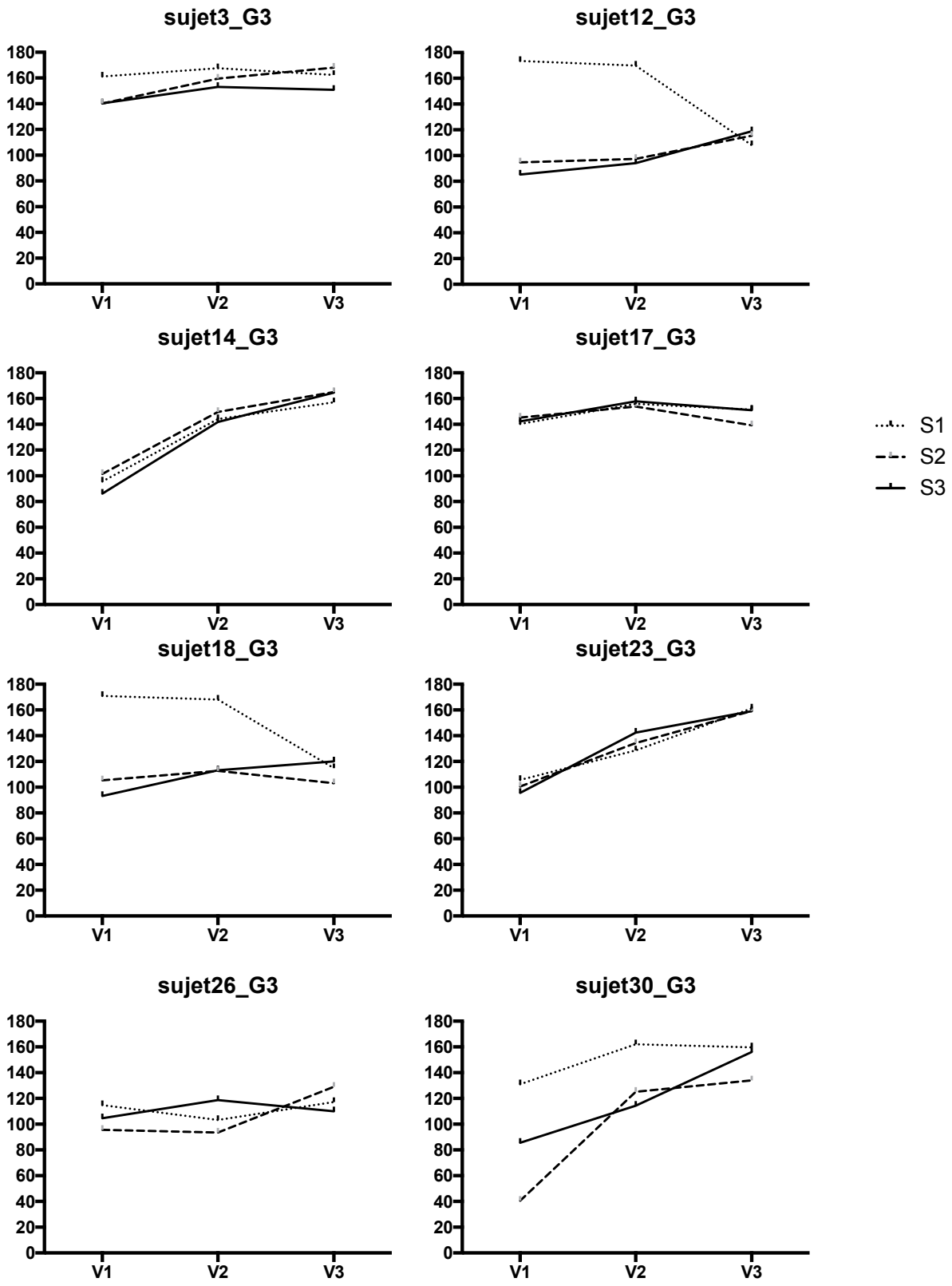

sujet28_G1
sujet37_G1
sujet45_G1
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
V1
V2
V3
S1
S2
S3

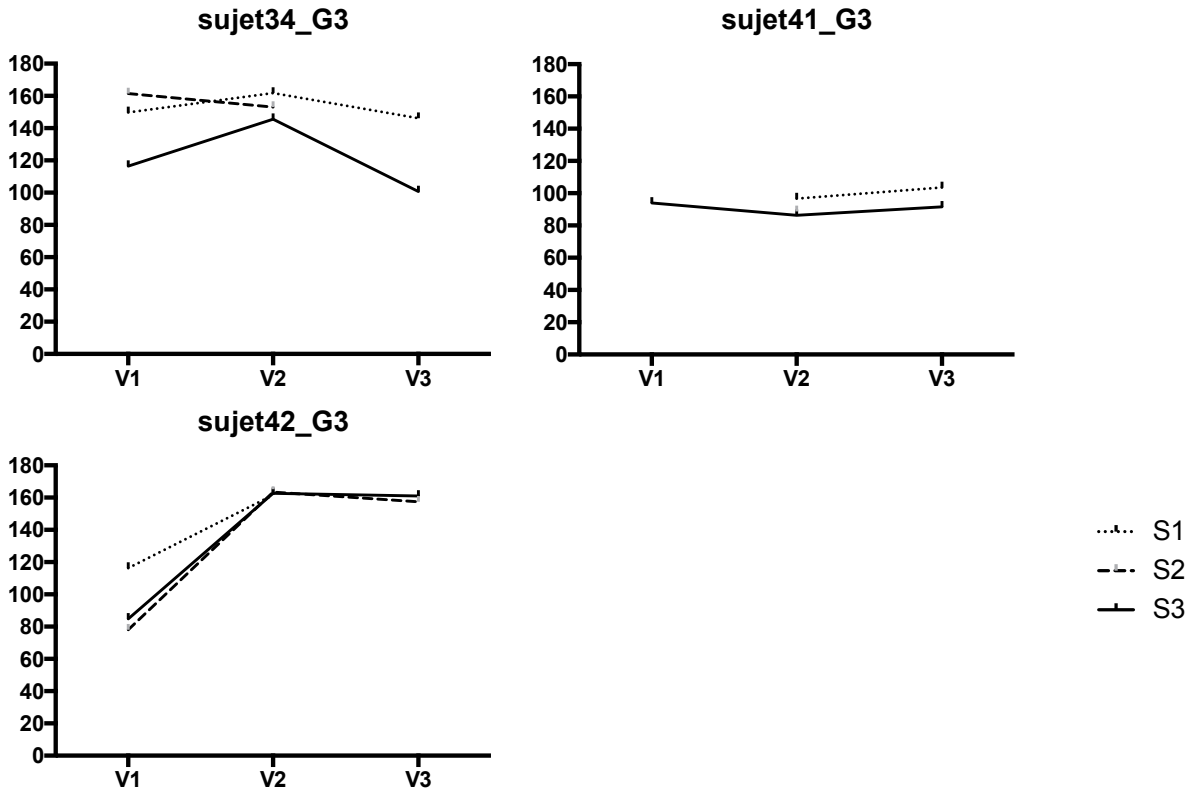
Groupe 0°


sujet2_G2
sujet8_G2
sujet10_G2
sujet19_G2
sujet20_G2
sujet31_G2
sujet33_G2
sujet35_G2
0
20
40
60
80
100
120
140
160
180
V1
V2
V3
S1
S2
S3

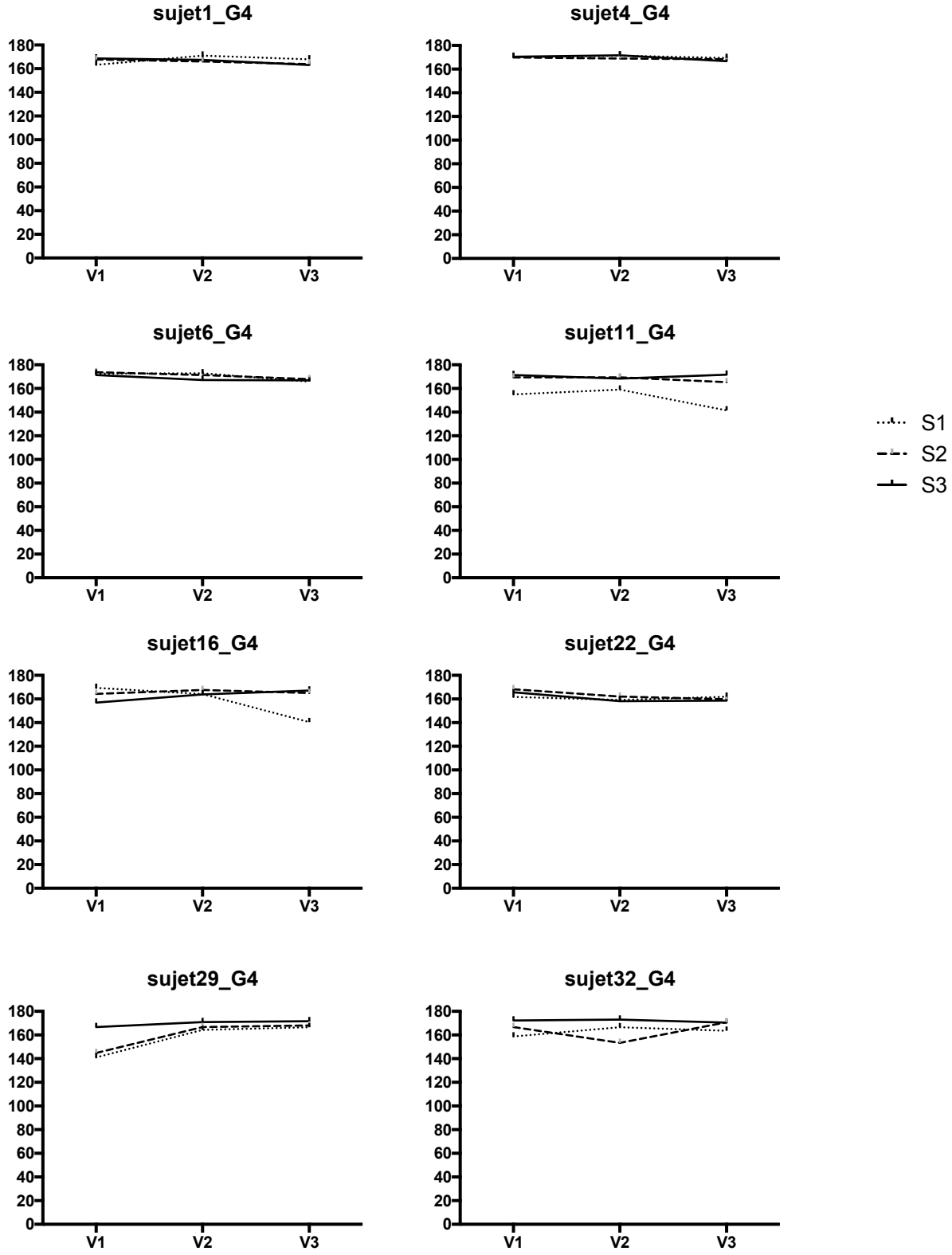

sujet36_G2
sujet43_G2
sujet44_G2
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
V1
V2
V3
S1
S2
S3

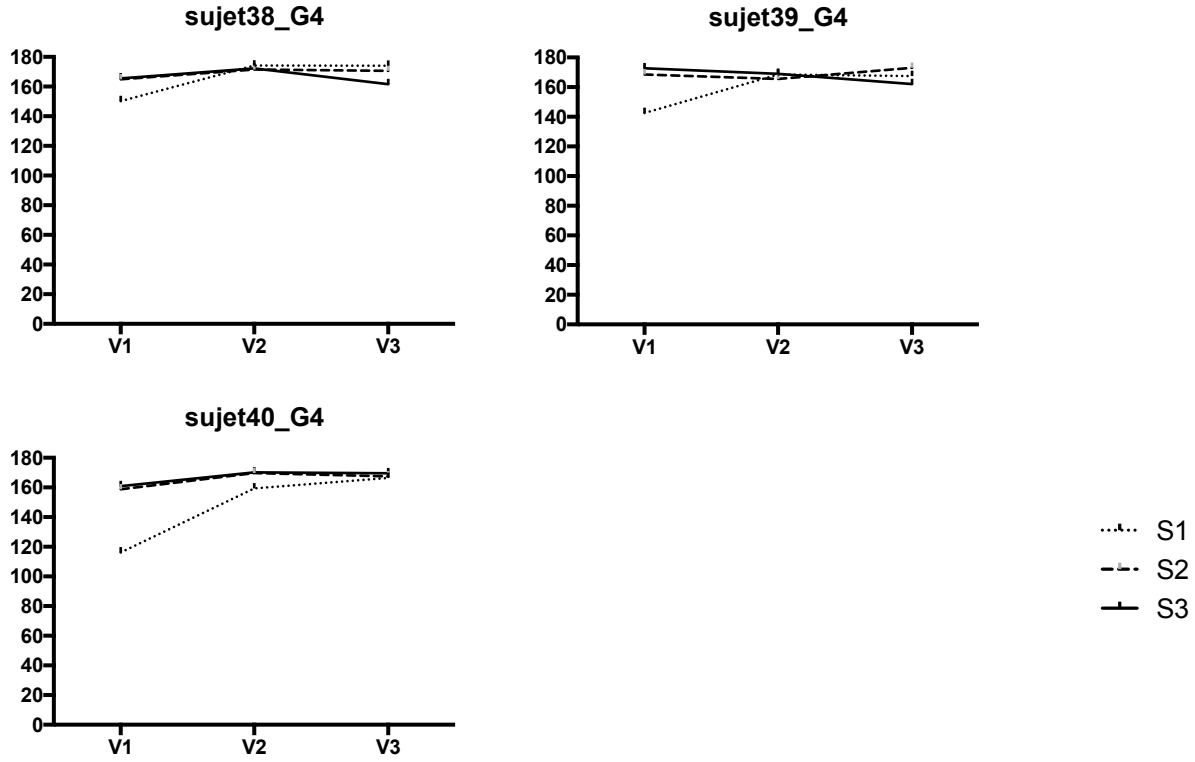
Groupe 90°


sujet3_G3
sujet12_G3
sujet14_G3
sujet17_G3
sujet18_G3
sujet23_G3
sujet26_G3
sujet30_G3
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
V1
V2
V3
S1
S2
S3


sujet34_G3
sujet41_G3
sujet42_G3
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
V1
V2
V3
S1
S2
S3

Groupe 180°


sujet1_G4
sujet4_G4
sujet6_G4
sujet11_G4
sujet16_G4
sujet22_G4
sujet29_G4
sujet32_G4
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
V1
V2
V3
S1
S2
S3


sujet38_G4
sujet39_G4
sujet40_G4
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
V1
V2
V3
S1
S2
S3

Comité d'éthique

Effet de l'équithérapie sur l'autonomie des patients cérébrolésés

Sigle de l'étude :

T-C HORSE

« Promoteur » ou « Organisme demandeur » de l'étude :

Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation les Herbiers

Coordonnateurs, Responsables scientifiques :

Pr Eric VERIN, PU/PH, CRMPR les Herbiers

Pr Régis THOUVARECQ, professeur des Universités, laboratoire CETAPS

Version n°2 du 8/03/2016

Clause de confidentialité

Les informations contenues dans ce document sont la propriété du Promoteur. Les informations contenues dans ce document ne doivent pas être communiquées à des tiers sans l'autorisation écrite préalable du Promoteur.

FORMULAIRE DU COMITE D'ETHIQUE
RESUME DU PROTOCOLE
(2 pages maximum)

Merci de noter le nom et l'adresse mail de la personne en charge du dépôt du dossier ainsi que le nom et l'adresse mail du(des) responsable(s) scientifique(s) afin de leur envoyer la réponse du comité d'éthique :

- Héloïse BAILLET, heloise.baillet1@univ-rouen.fr
- Eric VERIN, eric.verin@ugecam-normandie.fr
- Régis THOUVARECQ, regis.thouvarecq@univ-rouen.fr

Tous les éléments demandés ci dessous doivent être repris dans le protocole.

Titre	Effet de l'équithérapie sur l'autonomie des patients cérébrolésés
Acronyme	T-C HORSE
Organisme demandeur	Laboratoire CETAPS / CRMPR Les Herbiers
Organisme responsable de la recherche	Laboratoire CETAPS
Responsable(s) scientifique(s)	Pr Eric VERIN, PU/PH, CRMPR Les Herbiers Pr Régis THOUVARECQ, professeur des Université, CETAPS
Version du protocole	Version n°1
Justification de la recherche	L'équithérapie est définie par la Société Française d'Equithérapie comme « un soin psychique fondé sur la présence du cheval comme médiateur thérapeutique et dispensé à une personne dans ses dimensions psychique et corporelle ». Elle a montré depuis de nombreuses années son efficacité dans le traitement de différentes pathologies, notamment neurologiques (Biery, 1985). Cette méthode de rééducation semble donc pertinente dans le cadre des lésions cérébrales (Sunwoo et al., 2012). De part le mouvement du cheval, il est possible d'améliorer la coordination, l'équilibre, la vitesse de marche, le bien-être… chez ces patients cérébrolésés (Long, 2014). Toutefois, la pratique de l'équithérapie n'est pas toujours directement accessible pour des patients atteints de troubles moteurs. L'utilisation de chevaux mécaniques permet alors de préparer les patients à l'équithérapie en découvrant les mouvements du cheval avant de passer concrètement à la réalité, mais également de pratiquer des exercices moteurs dans les conditions sécurisées (Lee, 2014).
Objectif principal	Etudier les effets de l'équithérapie réelle et simulée sur l'autonomie des patients cérébrolésés
Population(s) concernée(s)	Cérébrolésés
Nombre de participants	40
Procédure ou méthode ***(préciser les équipements, le cas***	L'équithérapie est proposée aux patients cérébrolésés en plus de la rééducation conventionnelle. Elle se fera d'abord sur un cheval mécanique au Centre Régional de Médecine Physique et de

Université de Lille

Comité d'éthique en sciences comportementales

Président :
Yvonne DELEVOYE-TURRELL

Président adjoint :
Céline DOUILLIEZ

Personne ressource (dossier administratif) :
Aurélie DUCROQUET
Tél : 03.20.41.67.92 -
E-mail : aurelie.ducroquet@univ-lille3.fr

Villeneuve d'Ascq le 25 mai 2016

Références comité d'éthique :	**2016-1-S39**
Sigle :	**T-C HORSE**
Numéro de version et date :	**Version 2 du 08/03/2016**
Promoteur :	**Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation les Herbiers**
Porteur projet :	**Régis Thouvarecq & Eric Verin**

Date de la soumission :	**09/02/2016**
Date de la réunion du comité d'éthique :	**25/02/2016 revu le 25/05/2016**
Avis du comité d'éthique :	**AVIS FAVORABLE**

Le protocole est accepté en état. Si pour une quelconque raison, vous souhaitez modifier le protocole (en terme de calendrier, inclusion d'un nouveau groupe…), vous êtes tenu d'informer le comité d'éthique par l'envoi d'un avenant expliquant les motivations mais également les modifications apportées au protocole initial.

Cet avenant sera réévalué par le comité d'éthique.

Pr Yvonne DELEVOYE-TURRELL
Présidente du comité d'éthique

Y. Delevoye

Dossiers des patients après abandon

Dossiers des patients ayant abandonné l'expérimentation

- **Patient 13 (groupe témoin)** : Patient âgé de 48 ans atteint d'une hémiplégie gauche d'origine ischémique suite à une rupture d'anévrisme carotidien, découvert en novembre 2016. Le patient marche sans aide mais présente une commande motrice volontaire gauche altérée et des troubles cognitifs.

→ Abandon

- **Patient 2 (groupe cheval)** : Patient âgé de 23 ans ayant subi une rupture d'anévrisme de l'artère communicante antérieure le 14 février 2016.

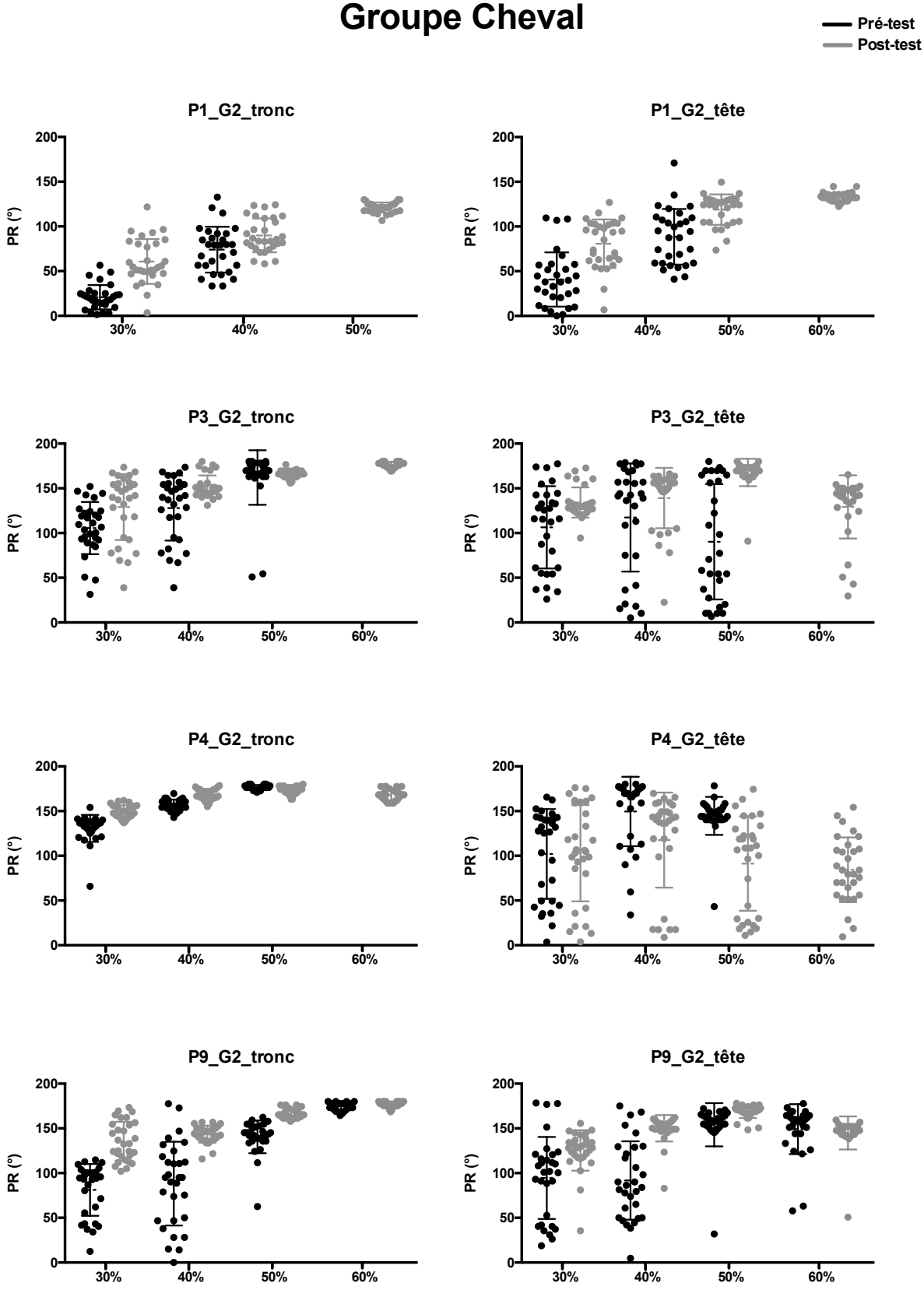
→ Abandon

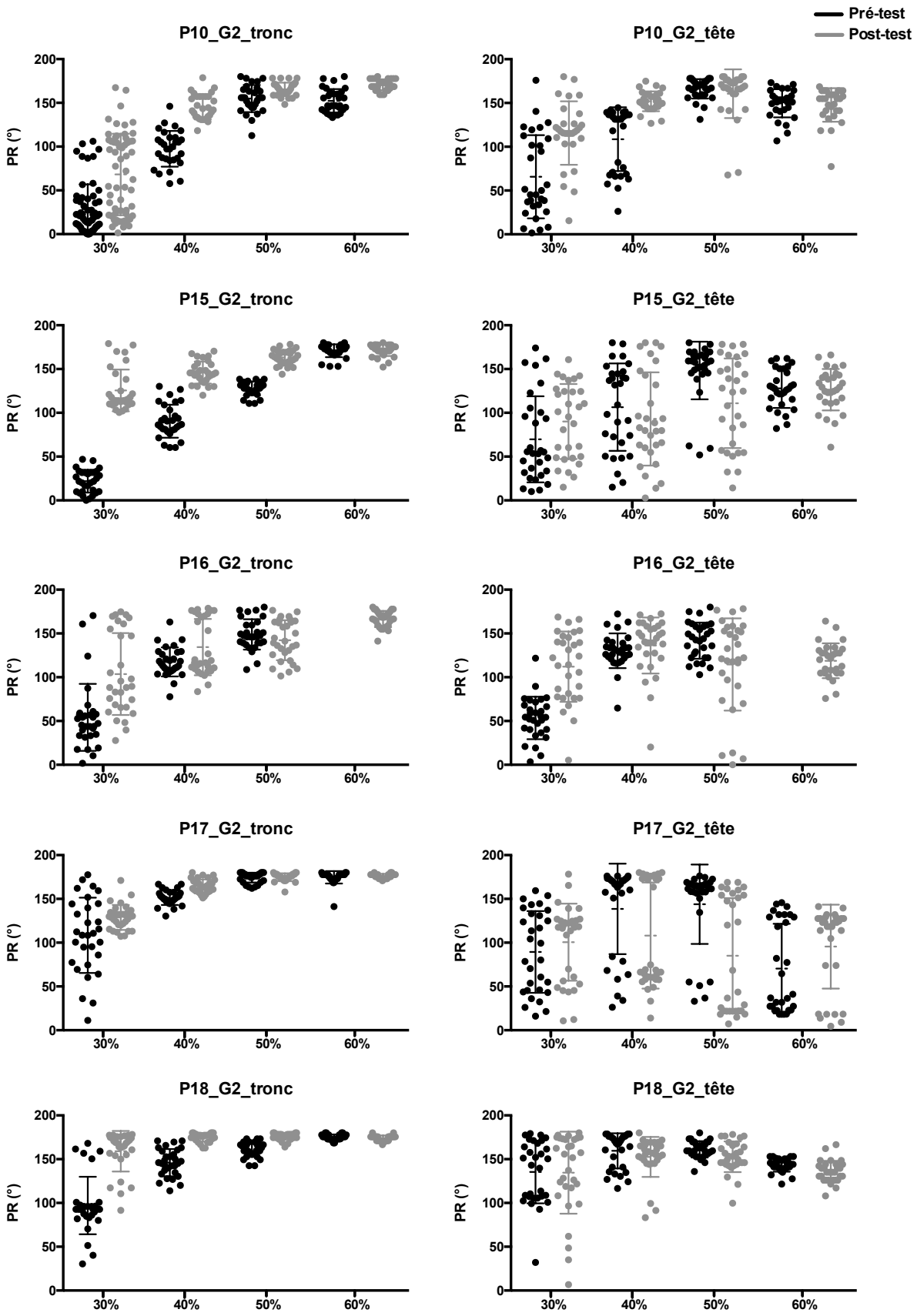
- **Patient 7 (groupe cheval)** : Patient âgé de 60 ans, polytraumatisé avec traumatisme crânien sévère suite à une tentative d'autolyse avec défenestration, en juin 2016. Hémiplégie gauche prédominant au membre supérieur et hémiparésie droite associée à des troubles cognitifs, dysphonie et troubles de la déglutition.

→ Abandon

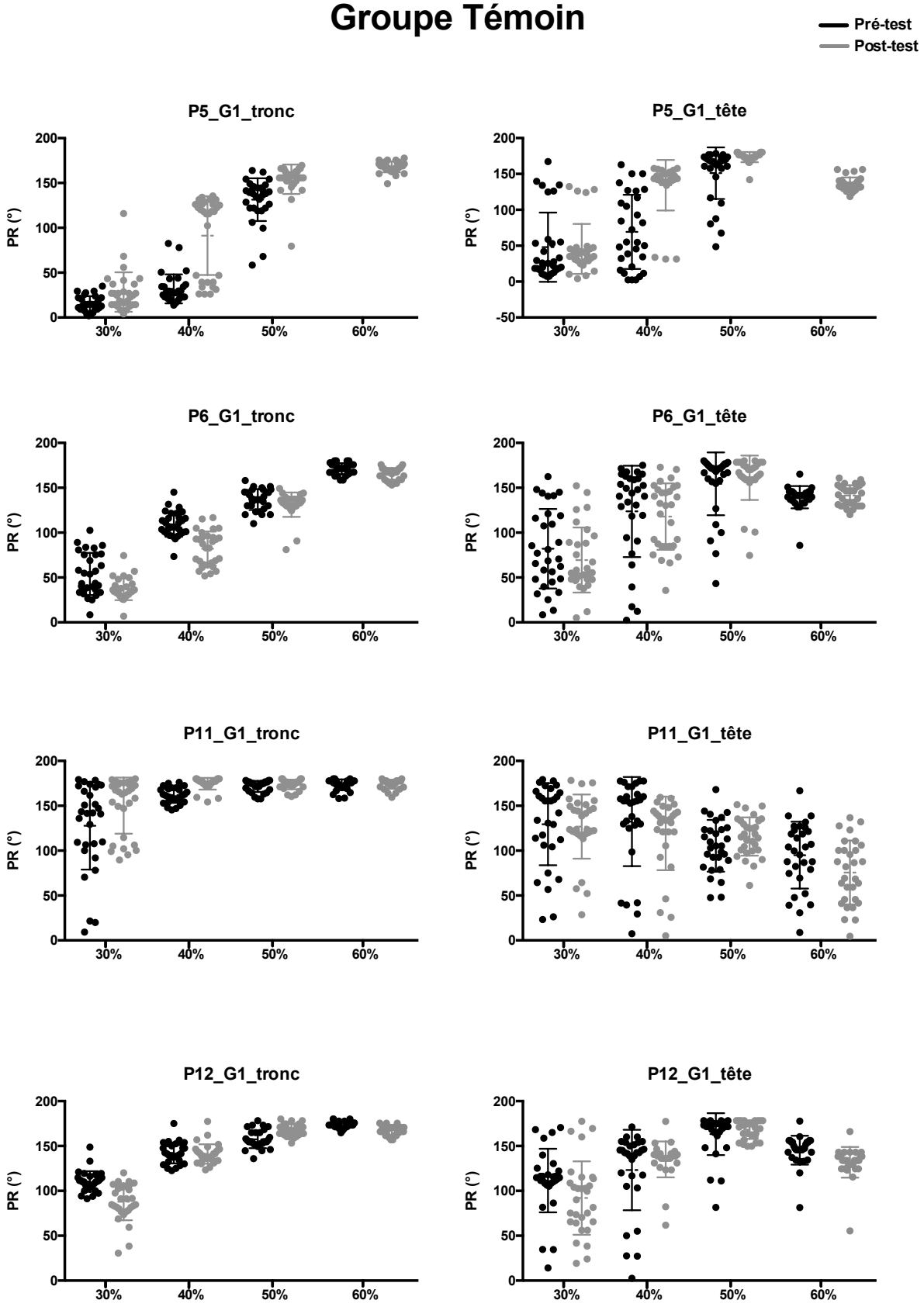
Analyse clinique de certains patients

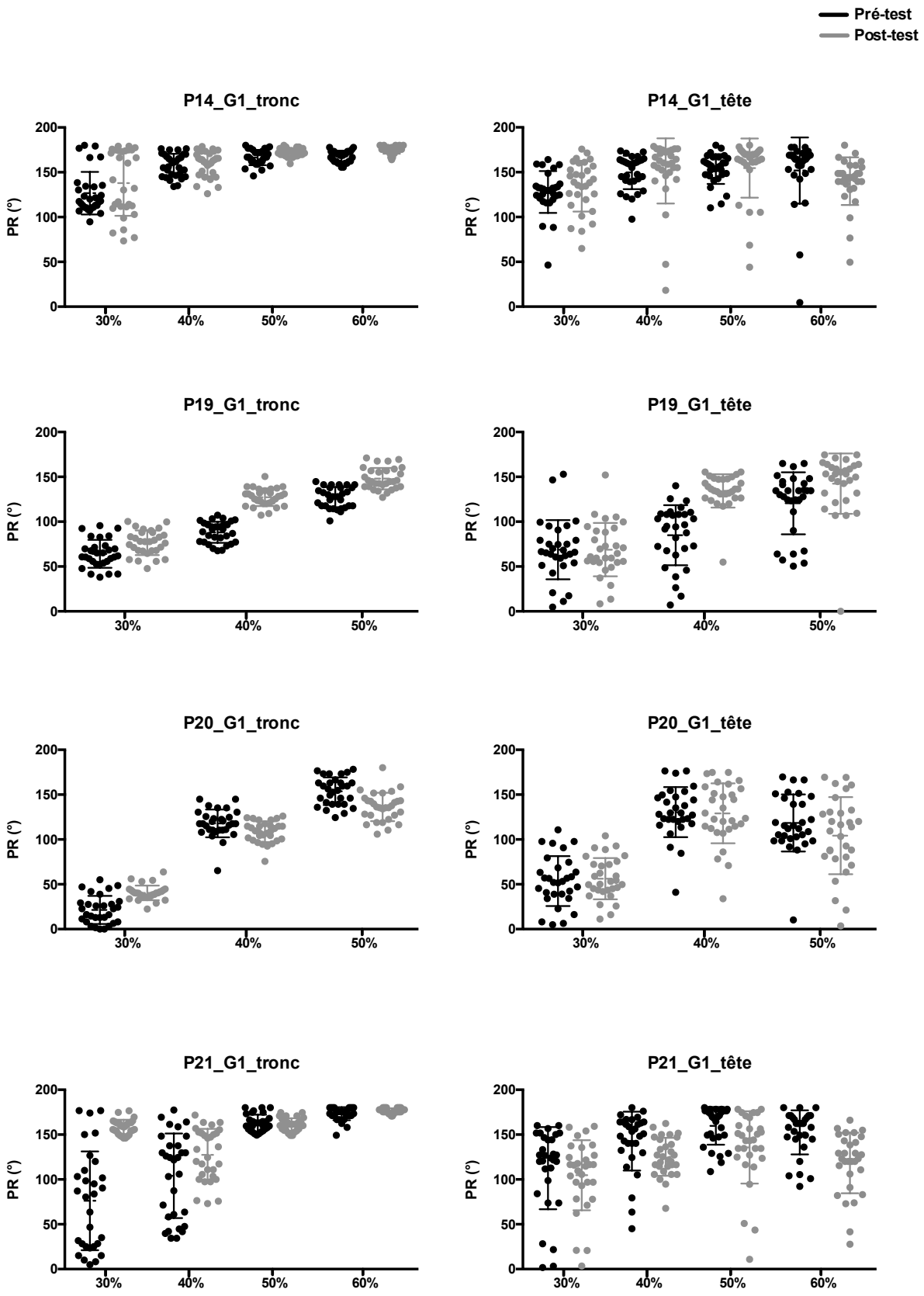
Groupe Cheval




Pré-test
Post-test
P10_G2_tronc
P10_G2_tête
P15_G2_tronc
P15_G2_tête
P16_G2_tronc
P16_G2_tête
P17_G2_tronc
P17_G2_tête
P18_G2_tronc
P18_G2_tête
PR (°)
0
50
100
150
200
30%
40%
50%
60%

Groupe Témoin




Pré-test
Post-test
P14_G1_tronc
P14_G1_tête
P19_G1_tronc
P19_G1_tête
P20_G1_tronc
P20_G1_tête
P21_G1_tronc
P21_G1_tête
PR (°)
0
50
100
150
200
30%
40%
50%
60%

Résumé

La thèse présentée a pour objectif d'analyser dans le cadre de l'approche dynamique du contrôle moteur la coordination motrice de participants sains et cérébrolésés évoluant sur un nouvel outil de rééducation, le cheval mécanique. L'analyse de ces coordinations spontanément adoptées par les individus sur ce cheval, ou modifiées suite à l'apprentissage d'une nouvelle coordination grâce à l'ajout d'un biofeedback visuel en temps réel, conduit à participer à (i) déterminer l'utilité du biofeedback dans ce type de tâche et (ii) à évaluer l'intérêt d'un protocole de 24 séances prescrites par nos soins et réalisées sur cet outil. L'objectif final est alors de participer à l'élaboration d'un protocole de rééducation posturale pour une population de patients cérébrolésés. La première étude a permis de mettre en avant le rôle joué par l'expertise dans l'évolution des coordinations posturales des individus sur le cheval mécanique amenant les cavalières expertes vers une coordination posturale plus adaptée (*i.e.* maintien des patterns *en phase* et en *antiphase*), en comparaison aux novices. Par ces analyses, la coordination tronc/cheval mesurée en *antiphase*, a été mise en lumière, correspondant ainsi à la coordination retrouvée dans l'activité équestre réelle. Par ailleurs, la mise en place d'une méthode d'apprentissage (étude 2) a permis de modifier le comportement postural des individus après seulement 3 séances, selon les conditions d'apprentissage prescrites. La fréquence d'oscillation du cheval avait un impact important sur la coordination des participants, qui adoptaient une coordination en *antiphase* (fort attracteur) lorsque la contrainte environnementale était élevée. Toutefois, ces observations n'ont pas permis de démontrer le réel intérêt de l'ajout d'un biofeedback visuel dans l'apprentissage d'une nouvelle coordination posturale chez des sujets sains. Enfin, la troisième étude réalisée chez des patients cérébrolésés a montré l'intérêt de cette nouvelle méthode de rééducation sur la coordination posturale de ces patients. Après 24 séances, leur coordination était différente de celle du groupe témoin, permettant de mettre en avant leur capacité à s'adapter aux contraintes et à développer des modes de coordinations posturales spécifiques (tronc/cheval en *antiphase*) à l'activité afin d'optimiser au mieux leur posture.

Mots clés : Approche dynamique ; Coordination posturale ; Cheval mécanique ; Lésion cérébrale ; Rééducation

Abstract

Rooted in the dynamical system approach of motor control, the aim of this thesis is to analyze the motor coordination of healthy and brain-damaged participants oscillating on a new rehabilitation tool: the mechanical horse. The analysis of spontaneous coordination exhibited by individuals on this horse and the learned coordination adopted after a learning phase provided by the addition of a visual biofeedback allowed (i) to determine the usefulness of biofeedback in learning an oscillating task and (ii) to evaluate the interest of a 24 sessions rehabilitation protocol performed using the mechanical horse. The final goal is to participate to the development of a postural rehabilitation protocol for a population of brain-damaged patients. The first study allowed to highlight the role of expertise in the dynamics of the postural coordination on the mechanical horse bringing the expert riders towards a more adapted postural coordination (*i.e.* maintaining *in phase* and *antiphase* patterns). Through this first analysis, the spontaneous trunk/horse coordination was highlighted as antiphase, corresponding to the coordination found in real equestrian activity. Furthermore, the implementation of a learning method (study 2) allowed to modify the postural behavior of novice riders after only 3 sessions. The oscillation frequency had a significant impact on the coordination of participants who fell in an *antiphase* coordination (strong attractor) when the environmental constraint was high. However concerning those novice but healthy participants, this experiment did not demonstrate the real value of an additional video feedback during learning of a new postural coordination. Finally, the third study performed in brain-damaged patients showed the interest of this new rehabilitation method on the postural coordination of these patients. After 24 sessions, their coordination was different from the one of the control group, allowing to highlight their ability to adapt of constraints and to develop specific modes of postural coordination (trunk/horse *antiphase*) in order to optimize their posture.

Key words: Dynamic Approach; Postural Coordination; Mechanical Horse; Brain Damage; Rehabilitation