



HAL
open science

Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche

Anne-Hélène Olivier

► **To cite this version:**

Anne-Hélène Olivier. Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche. domain_other. Université Rennes 2; Université Rennes 1, 2008. Français. NNT: . tel-00370546

HAL Id: tel-00370546

<https://theses.hal.science/tel-00370546>

Submitted on 24 Mar 2009

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.

N° d'ordre :

Thèse de doctorat

Sous le sceau de

l'Université Européenne de Bretagne

pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Rennes 2
Discipline STAPS

par

Anne-Hélène OLIVIER

Equipe d'accueil : Laboratoire Mouvement Sport Santé - EA 1274
Ecole Doctorale : Vie Agro Santé (co-accréditée avec l'Université Rennes 1)

Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche

soutenue le 17 décembre 2008 devant la commission d'examen

Christine	Chevallereau	Présidente	IRCCyN, Nantes
Guy	Chéron	Rapporteur	Institut des Sciences de la Motricité, Bruxelles
Gilles	Montagne	Rapporteur	Institut des Sciences du Mouvement, Marseille
Armel	Crétual	Co-directeur	M2S, Rennes
Alain	Berthoz	Co-directeur	LPPA, Paris

"Si la matière grise était plus rose, le monde aurait moins les idées noires"

Pierre Dac

Remerciements

Le travail de thèse pourrait être comparé à un bon repas : un ingrédient indispensable à sa saveur réside dans les personnes présentes autour de la table. Je profite donc de ce préambule essentiel pour remercier les personnes qui ont contribué de près comme de loin à la production de ce travail et qui à l'image des épices ont permis de sublimer les arômes et à l'image du fondant au chocolat de me remonter le moral dans les moments difficiles. J'espère n'oublier personne et trouver les mots justes pour vous témoigner ma profonde reconnaissance.

Je tiens tout d'abord à remercier Armel sans qui cette thèse n'aurait jamais vu le jour. Je suis consciente de la chance que j'ai eue d'avoir un directeur de thèse aussi à l'écoute de mes nombreuses interrogations et toujours disponible. La diversité de la couleur de tes T-shirts est à l'image de la richesse de ton encadrement. Je te remercie d'avoir fait le maximum pour m'aider à obtenir un financement qui m'a permis d'ôter mon gilet "Décathlon" et de me consacrer pleinement à la recherche scientifique. Je suis heureuse d'en être arrivée là et je crois que les flèches de ton pull m'ont permis de choisir la bonne direction. Bien que "l'instantiation du temps présent" soit importante pour toi, et qu'il me reste une année de contrat au laboratoire, j'espère que nous aurons encore l'occasion de travailler ensemble dans un futur proche.

Ces trois années de thèse ont été l'occasion de bénéficier des connaissances et des remarques éclairées du Professeur Alain Berthoz. Je suis très heureuse que vous m'ayez fait l'honneur de co-diriger ce travail. Les entretiens dans votre bureau ont toujours été très impressionnants mais tellement riches d'échanges. J'en profite pour remercier Franck Multon pour avoir permis d'initier cette co-direction en vous présentant nos travaux de Master 2.

Je tiens également à remercier les professeurs Gilles Montagne et Guy Chéron pour avoir accepté de juger ce travail en qualité de rapporteurs. Vos remarques très intéressantes ont permis d'enrichir la discussion de ce travail et ont mis en perspectives de nouvelles pistes à explorer. J'exprime ma profonde gratitude à Madame Christine Chevallereau pour avoir accepté de présider ce jury pluri-disciplinaire offrant un regard critique très riche de ce travail.

Cette thèse a été réalisée au sein du laboratoire Mouvement Sport Santé (M2S) de l'Université de Rennes 2. À ce titre je remercie chaleureusement le Professeur Paul Delamarche pour m'avoir accueillie dans son laboratoire dès mon année de master 2. Je vous suis très reconnaissante de m'avoir donné la chance de me former à la recherche scientifique mais aussi pour votre soutien actuel dans mon projet post-thèse.

La thèse ne consiste pas seulement à travailler isolé dans son petit bureau, c'est aussi l'occasion de mettre en place des collaborations très actives et fructueuses. Ainsi, je remercie Julien Pettré de l'équipe Bunraku de l'Irisa pour les discussions très intéressantes concernant la mise au point des manips de croisement de piétons, l'interprétation des résultats et les perspectives de nos travaux dans le domaine de l'animation graphique. Merci aussi pour tes bonnes idées lors des manips tests. Simuler l'espace personnel au moyen de cerceaux roses autour des sujets masculins du laboratoire fut un grand moment.

La première étoile du menu de cette thèse est décernée aux membres et ex-membres du laboratoire des équipes bioméca, physio et secrétariat (je ne t'oublie pas Élisabeth) pour l'ambiance chaleureuse et amicale au quotidien mais aussi pour votre contribution aux différentes manips. Vous avez toujours répondu "présent" pour donner un coup de main au montage du Vicon, pour faire les "cobayes" full body, pour manger les gâteaux (n'est-ce pas GUNI ? ;-)) mais aussi pour les fous rires. Alors promis, je ne dévoilerai pas les photos de manips compromettantes ! Du

cagibi à l'aquarium, la porte ouverte sur l'ancienne salle de réunion, j'ai eu la chance d'évoluer dans des bureaux pour le moins originaux toujours sujets à la bonne humeur : alors merci Elvis le pelvis, Nicolas Novecento, Guillaume pour les blagues du vendredi après-midi (quoique...), Petit Poussin, les M2 aux surnoms de manip parfois étranges, Seb BrauWii, Laouen, Anthony et le turkeycock stargazer, Benoît, Alain et son espace personnel, Danièle et Luz (même si on ne se connaît pas depuis longtemps) pour votre bonne humeur et nos discussions matinales. Une moulinette de merci pour Richard. Je n'ai pas encore saisi tout le sens de la metatask (mise à part ma metatask de thé. . .) et du skeleton sans bones mais je crois avoir fait des progrès grâce à tes conseils en Matlab, \LaTeX et Photoshop. J'ai eu la chance de faire la connaissance d'amies fantastiques. Carole, que de souvenirs inoubliables grâce aux stades de Tanner et nos fous rires très discrets (!) des réunions du jeudi. Je crois que nous aurons l'occasion d'échanger nos petites recettes (les muffins par exemple) et de refaire "Un dîner presque parfait" à l'arrivée du piano. Hala, les aléas du calendrier ont fait que nous avons pu partager nos fins de thèse. Ce soutien mutuel a été essentiel pour ne pas tourner bourrique. Je te souhaite plein de belles choses pour ton retour au Liban. Que jojo clowné soit avec toi et promis je penserai fort à toi quand je tartinerai le beurre Bordier sur la Fleurinette (;-p). Sophie et Sylvie "les bons tuyaux" : un poulet, des coquilles, des antipastis. . . . je suis toujours preneuse. Là encore des fous rires mémorables et des prédictions troublantes. Des bonnes soirées encore en perspective.

Je pense bien évidemment très fort à ma famille dans ce grand moment : c'est la seconde étoile. Maman, Papa, Marie, Malo, Frédo, vous avez toujours été là pour me soutenir dans les moments difficiles mais aussi pour partager les nombreux moments de bonheur. C'est très dur de trouver les mots qui expriment à quel point je tiens à vous. Stéphanie, je suis contente que les choses repartent tout simplement. Il faut dire que me connaissant, vous imaginez que le choix de la tenue de thèse n'a pas été la chose la plus simple à réaliser. Alors, merci encore maman pour l'ourlet de mon pantalon sous les conseils de papa pour le revers ! Je pense fort aussi à ma seconde famille, Muriel et Marc. Je suis très touchée par votre accueil, votre affection et tous les bons moments passés en votre compagnie. Il ne nous reste plus qu'à se retrouver autour d'un beau plateau de fruit de mer avec des huîtres sauvages et un petit Jasnières et en dessert bien sûr un beau gâteau "le Daniel". Un clin d'œil à Jacqueline, Mamy Gisèle et Papy Lucien, Philippe et Nadine, Marie-Denise et Lapinou, Michel avec le petit doigt, dziekuje bardzo Mamie Gaby et une caresse à Tango, Maya et Tigrou.

Je n'oublierai pas non plus les aspects un peu plus matériels mais essentiels à l'image de l'ordinateur Vicon qui a supporté l'ensemble de mes clics et états d'âme lors du traitement des quelques milliers de fichiers c3d (environ. . .), mon absorbeur d'humidité dans le cagibi et mon petit radiateur électrique avant que le chauffage de l'université soit allumé.

Enfin pour avoir un menu trois étoiles, je remercie Simon, la personne la plus importante pour moi. Tu as toujours été présent à mes côtés. Je crois que ça n'a pas toujours dû être facile de partager la vie stressée d'une thésarde. J'ai promis que je serai moins pénible après avoir soutenu. Je n'ai plus d'excuses alors;-). Contrairement à la thématique de cette thèse, il n'y a eu ni virage, ni changement de direction. Nous avons dépassé les obstacles ensemble et il nous reste encore beaucoup de sentiers à explorer droit devant. Mes chaussures sont prêtes. . .

Table des matières

Introduction	1
1 Revue de la littérature	3
1.1 Locomotion humaine en fonction de la géométrie de l'environnement	3
1.1.1 Locomotion humaine : cas particulier de la marche	4
1.1.1.1 Paramètres spatio-temporels de la marche	4
1.1.1.2 Un mode de déplacement économe	8
1.1.1.3 Coordination des segments corporels	9
1.1.1.4 Stabilité dynamique et stabilisation de la tête	11
1.1.2 Relation entre l'environnement et le marcheur	13
1.1.2.1 Perception de l'environnement	13
1.1.2.2 Système acteur-environnement	15
1.1.2.3 Espaces et référentiels	17
1.1.3 Navigation dans un environnement	19
1.2 Trajectoires en courbe lors de la marche	22
1.2.1 Diversité des méthodes de définition d'un virage	22
1.2.2 Lois de contrôle de la trajectoire courbe	25
1.2.2.1 Génération de la trajectoire locomotrice	25
1.2.2.2 Cinématique du mouvement et géométrie de la trajectoire . .	27
1.2.3 Contrôle hiérarchique de la marche en courbe	30
1.2.3.1 Une stratégie "top-down" pour la réorientation du corps . .	30
1.2.3.2 Rôle du regard : "je vais là où je regarde"	31
1.2.3.3 Un guidage de la locomotion par les pieds?	34
1.2.4 Cinématiques segmentaires de la marche en courbe	37
1.2.4.1 Adaptations cinématiques au service de la stabilité dynamique	37
1.2.4.2 Deux stratégies de poses de pieds pour initier le virage	40
1.3 Stratégie de locomotion face à un obstacle	42
1.3.1 Deux questions préalables : y a-t-il collision? Si oui, quand?	42

1.3.1.1	Détection de collision	43
1.3.1.2	Détermination du temps restant avant la collision	45
1.3.2	Préservation d'un espace personnel	51
1.3.3	Évitement d'un obstacle	53
1.3.3.1	Stratégie d'évitement : planification ou réaction?	53
1.3.3.2	Évitement d'un obstacle immobile	55
1.3.3.3	Évitement d'un obstacle mobile	57
Synthèse et objectifs		61
2 Analyse d'un virage dans le plan courbure-vitesse		63
2.1	Approche et Objectifs	64
2.1.1	Approche discrète de la trajectoire	64
2.1.2	Objectifs	65
2.2	Méthodologie générale	66
2.2.1	Protocole expérimental	66
2.2.2	Acquisition et traitement des données cinématiques	68
2.2.3	Analyse cinématique et tests statistiques	70
2.3	Caractérisation des trajectoires de marche en ligne droite	73
2.3.1	Courbure moyenne du centre de masse en ligne droite	73
2.3.2	Relation entre $C_{moy\text{Signe}}$ et V_{moy} pour chaque pas en ligne droite	76
2.4	Identification des trajectoires de marche en virage	78
2.4.1	Courbure moyenne du centre de masse en virage	78
2.4.2	Stratégies de pose de pied en virage	83
2.5	Discussion générale	86
2.5.1	Méthodologie	86
2.5.2	Influence du point d'étude	88
2.5.3	Influence du genre du sujet	92
3 Loi de puissance dans un virage		95
3.1	Objectifs	96
3.2	Relation logarithmique entre la courbure et la vitesse dans un virage	97
3.2.1	Protocole expérimental	97
3.2.2	Approche intra-individuelle continue	99
3.2.2.1	Méthodologie générale	99
3.2.2.2	Résultats	100
3.2.3	Approche inter-individuelle discrète	101
3.2.3.1	Méthodologie générale	101
3.2.3.2	Résultats	102

3.2.4	Discussion	102
3.3	Influence de l'angle du virage sur la relation de puissance inter-individuelle . . .	107
3.3.1	Protocole expérimental	107
3.3.2	Résultats	110
3.3.3	Discussion	115
4	Croisement entre deux marcheurs	119
4.1	Objectifs	120
4.2	Méthodologie générale	121
4.2.1	Protocole expérimental	121
4.2.2	Traitement de données cinématiques	123
4.2.2.1	Distance réelle et distance minimale prédite	123
4.2.2.2	Identification de l'ordre de passage des sujets	125
4.2.2.3	Quantification des effets de changement de direction et de vitesse	127
4.2.2.4	Détection d'un changement de direction ou de vitesse par rapport à la ligne droite	132
4.3	Résultats	134
4.3.1	Distance réelle et distance prédite	134
4.3.2	Quantification des effets de changement de direction et de vitesse . . .	135
4.3.3	Identification d'un changement de direction et d'un changement de vitesse	139
4.4	Discussion	141
	Conclusion et perspectives	145
	Apport au domaine	151
	Bibliographie	153
	Liste des figures	177
	Liste des tableaux	184
	Publications liées à la thèse	185

Introduction

"Les mouvements de l'homme extérieur vous révèlent les changements survenus dans l'homme intérieur"

Bernard de Clairvaux

La locomotion humaine représente un champ d'étude extraordinairement vaste de par la diversité des modes locomoteurs. Elle intéresse de nombreux domaines comme les sciences du sport, l'ergonomie, la médecine physique, les neurosciences, la robotique ou encore l'animation de personnages de synthèse.

La marche est le moyen privilégié de l'espèce humaine pour se déplacer. Malgré son apparent automatisme, c'est une fonction complexe de la dynamique humaine, dépendant intimement de la destination désirée et de la présence d'obstacles sur l'itinéraire de parcours. Il semble donc illusoire que la compréhension des mécanismes de la marche humaine ne puisse passer que par son unique analyse en ligne droite. La marche en courbe s'inscrit alors comme une tâche fondamentale et quotidienne qui permet par exemple d'éviter les collisions entre piétons dans une station de métro ou de changer de direction dans un couloir afin de rentrer dans son bureau. Grâce à une analyse vidéo de marcheurs dans différentes situations de la vie quotidienne, il a été montré que certaines activités peuvent induire la production de trajectoires courbes et ceci selon une proportion non négligeable. Les pas réalisés en courbe peuvent représenter 35 à 45 % de l'ensemble des pas réalisés durant une journée typique, selon la fréquence de certaines activités [Glaister2007].

L'analyse des trajectoires courbes présente ainsi un intérêt particulier, tant pour la description des stratégies locomotrices utilisées pour se déplacer que pour la compréhension des phénomènes sous-jacents. Les recherches récentes, notamment celles du laboratoire de la Physiologie de la Perception et de l'Action dirigé par le Pr Alain Berthoz, partent du principe que les bases neurales du contrôle moteur de la marche peuvent être observées par un ensemble restreint de paramètres qui caractérisent la trajectoire locomotrice.

Ce mémoire de thèse s'attache à comprendre comment l'être humain produit une trajectoire adaptée à son environnement dans des conditions d'études qui se rapprochent le plus de l'essence même du comportement locomoteur quotidien. En s'appuyant sur l'idée que les variables extérieures de la trajectoire locomotrice peuvent sous-entendre des phénomènes aux consonnances

plus internes, nous nous focaliserons tout au long du manuscrit sur les paramètres de vitesse et de courbure de la trajectoire. Ce choix s'appuie sur les études des mouvements périodiques de la main ou de locomotion où une relation linéaire entre la vitesse et la forme de la trajectoire dans l'espace logarithmique a été mise en évidence [Hicheur2005c, Lacquaniti1983, Vieilledent2001, Viviani1982].

Ainsi, le mémoire de thèse s'organise de la manière suivante : le chapitre 1 est consacré à une revue de la littérature qui s'intéresse au mode de locomotion particulier qu'est la marche en étroite relation avec son environnement, aux caractéristiques fondamentales de la trajectoire courbe et enfin à la façon dont un individu adapte sa trajectoire locomotrice lorsqu'il est confronté à un obstacle sur son parcours locomoteur. Cette revue permettra de justifier les problématiques mises en avant dans la thèse. Le chapitre 2 qui correspond à la première étude de la thèse s'intéresse à la façon de caractériser une trajectoire locomotrice en ligne droite et une trajectoire locomotrice en courbe. Le chapitre 3 vise à étendre l'exploration de la loi de puissance mise en avant lors de trajectoires périodiques à une trajectoire beaucoup plus naturelle qui est le cas d'un simple virage. Le chapitre 4 s'appuie sur les résultats des chapitres précédents pour identifier les stratégies mises en place lorsqu'un sujet doit en croiser un autre. Enfin, la dernière partie du manuscrit permettra de discuter les résultats de l'ensemble de ces expérimentations en mettant en avant les perspectives d'une approche multi-disciplinaire de la locomotion humaine.

Chapitre 1

Revue de la littérature

1.1 Locomotion humaine en fonction de la géométrie de l'environnement

La locomotion correspond à la faculté que possède l'être humain ou l'animal à se mouvoir. Les modes locomoteurs prennent diverses formes comme la marche, la course, la nage, le vol, mais aussi pour l'homme l'utilisation d'un vélo, d'une voiture ou d'un bateau. De l'Antiquité jusqu'à nos jours, de nombreux scientifiques se sont intéressés à décrire et comprendre le mouvement. Ainsi, dès 350 av. J.C., dans différents traités ("*De la marche des animaux*", "*Du mouvement des animaux*"), Aristote s'est attaché à décrire la façon dont la locomotion était initiée, à mettre en évidence les différents modes de locomotion liés par exemple au nombre d'appuis au sol (locomotion bipède, quadrupède. . .) ; Giovanni Borelli ("*De motu Animalium*", 1680) s'est intéressé aux aspects musculaires du mouvement ; à la fin du 19^{ème} siècle, après avoir découvert les travaux de Eadweard Muybridge sur la décomposition photographique, Étienne-Jules Marey et Georges Demenÿ ont permis d'élargir le champ des possibles pour la compréhension du mouvement, notamment grâce à l'utilisation de techniques chronophotographiques permettant de capturer le mouvement. Ceci n'est bien sûr qu'un bref aperçu parmi l'étendue des travaux proposés, travaux qui aujourd'hui utilisent des techniques très évoluées pour la capture du mouvement, tant pour une analyse cinématique, dynamique ou neurologique¹.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons au cas particulier de la marche humaine dans un environnement. Bien qu'éloignée des problématiques posées par Dédale et son labyrinthe ou encore des questions que l'on peut se poser lorsqu'on marche à l'intérieur des gigantesques sculptures de Richard Serra², la navigation n'en demeure pas moins un processus complexe par lequel un individu cherche à se diriger vers un but précis dans un environnement particulier. Elle sollicite des processus cognitifs visant à prendre les décisions nécessaires pour choisir le chemin qui permet de se diriger vers ce but. L'environnement possède des caractéristiques particulières susceptibles de renseigner l'individu sur les choix à effectuer. Ainsi, dans la suite du document, lorsque nous évoquerons l'environnement qui entoure un sujet, nous nous référerons à l'ensemble de ses caractéristiques géométriques. Cependant, avant de comprendre la façon dont un individu interagit avec son environnement, il apparaît nécessaire de détailler les caractéristiques du mode de déplacement particulier qu'est la marche.

¹Le lecteur est renvoyé à la très bonne revue de littérature de Baker [Baker2007] proposant un historique détaillé de l'étude de la locomotion.

²Les sculptures sont exposées au musée Guggenheim de Bilbao.

1.1.1 Locomotion humaine : cas particulier de la marche

Cette section va nous permettre d'aborder les critères fondamentaux de la marche en s'appuyant dans un premier temps sur l'analyse de ses paramètres spatio-temporels. Nous nous attacherons ensuite à son caractère économique ainsi qu'aux coordinations segmentaires mises en jeu. Enfin, nous nous intéresserons à la stabilité de la marche puisque l'objectif est de se déplacer en minimisant le risque de chute.

1.1.1.1 Paramètres spatio-temporels de la marche

La marche bipède est le mode de locomotion privilégié par l'homme pour se rendre d'un point à un autre. Capaday souligne qu'elle est reconnaissable parmi les autres modes de locomotion, humain ou animal, grâce à trois caractéristiques fondamentales [Capaday2002] :

- la posture bipède érigée,
- au moment du contact au sol, la jambe est presque tendue,
- le contact au sol s'effectue par le talon.

Elle est décrite comme un "événement" cyclique [Gage1990] qui consiste en quatre sous-tâches [Woollacott1997] : l'initiation et la conclusion d'un mouvement locomoteur, la génération d'un mouvement continu pour progresser vers une destination, le maintien de l'équilibre durant la progression et l'adaptation face à un possible changement dans l'environnement. L'être humain peut ainsi se déplacer, en sécurité, par répétition d'un mouvement particulier : le pas. Le pas correspond à la séquence des événements se produisant entre le contact au sol d'un pied et le contact suivant de l'autre pied. La foulée, composée de deux pas, correspond ainsi à la séquence des événements se produisant entre le contact au sol d'un pied et le contact suivant de ce même pied [Huxham2006]. La longueur du pas correspond à la distance entre un point du pied et le même point du pied opposé au contact suivant, le long de l'axe antéro-postérieur [Winter1991] et la longueur de la foulée correspond à la somme des longueurs de pas composant cette foulée [Huxham2006]. La largeur du pas ou de la foulée correspond à la distance entre un point du pied et ce même point sur l'autre pied au contact suivant l'axe médiolatéral. Ces paramètres spatiaux sont illustrés par la figure 1.1.

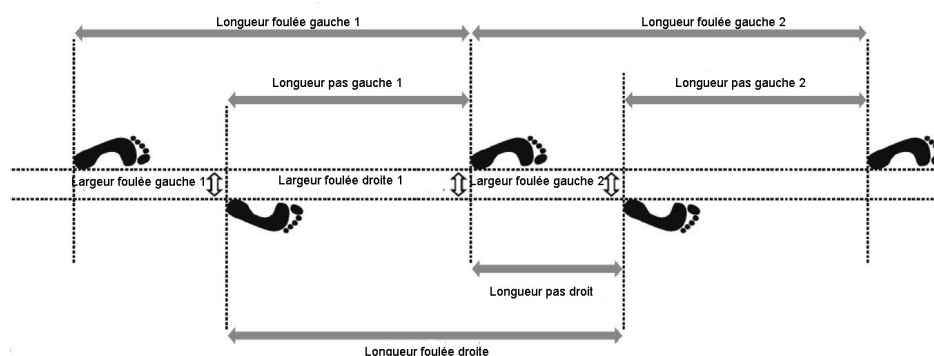


Fig. 1.1 - Paramètres spatiaux de la marche en ligne droite (adaptée de [Huxham2006]).

S'il existe un consensus sur la définition des paramètres spatiaux du pas et de la foulée pour la locomotion en ligne droite, Huxham et al. remarquent qu'aucune définition de ces paramètres n'est adaptée au cas particulier du changement de direction [Huxham2006]. Pour donner du sens à ces paramètres, les auteurs établissent une méthode basée sur le changement de la direction de progression à chaque foulée. La direction de progression est définie le long d'une ligne passant par un point du pied au premier contact et le même point de ce même pied au contact suivant. La longueur de foulée correspond à la distance entre ces deux points. La longueur du pas est alors mesurée parallèlement à la direction de progression pour la foulée ipsilatérale après avoir abaissé la perpendiculaire à la direction de progression issue du pied opposé. La longueur de ce pas correspond à la seconde partie de cette foulée. Enfin, la largeur de foulée est la distance perpendiculaire à la direction de marche qui connecte une ligne entre deux contacts de pieds ipsilatéraux avec le contact du pied controlatéral entre ces deux événements. Ces paramètres sont illustrés par la figure 1.2.

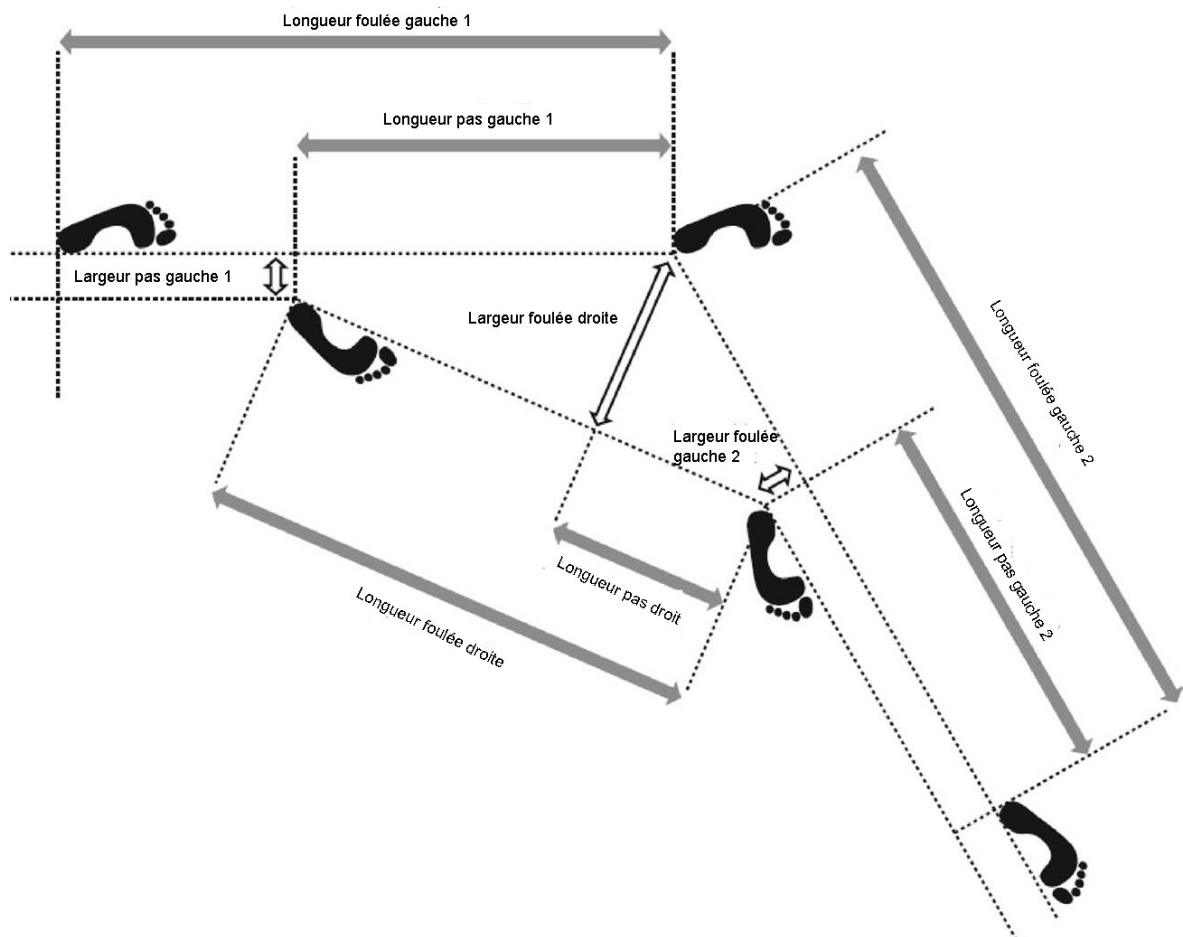


Fig. 1.2 - Paramètres spatiaux de la locomotion en courbe : leur définition se base sur le changement de la direction de progression à chaque foulée, définie le long d'une ligne passant par un point du pied au premier contact et le même point de ce même pied au contact suivant (adaptée de [Huxham2006]).

Le placement du pied au sol respecterait les conditions suivantes [Patla1999b] :

- un changement minimal de l'activité musculaire locomotrice,

- une menace minimale de l'équilibre dynamique,
- une initiation rapide d'un possible changement du mouvement locomoteur,
- la continuité de la tâche motrice.

D'un point de vue temporel, la marche peut être analysée sur la base de son caractère cyclique. Un cycle de marche correspond à l'intervalle séparant un événement particulier du pas pour un pied et ce même événement pour ce même pied lors de la foulée suivante. De façon générale, on repère un cycle de marche entre deux contacts successifs du même talon au sol. Les différents événements composant le cycle de marche, illustrés par la figure 1.3, sont alors exprimés en pourcentage du cycle de marche, 0% correspondant à la pose de talon au sol et 100% correspondant à la pose suivante de ce même talon. De nombreuses sous-classifications ont été proposées par les auteurs [Ducroquet1965, Sutherland1988, Gage1990, Winter1991, Perry1992]. De façon générale, le cycle de marche est caractérisé par deux événements particuliers : la phase d'appui et la phase d'oscillation, représentant respectivement 60% et 40% du cycle de marche. Une phase de double appui se produit deux fois durant le cycle et représente à chaque fois 10% de la durée du cycle. La première phase de double appui intervient au contact initial et permet de ralentir de façon continue la vitesse du centre de masse alors que la seconde phase intervient au milieu du cycle de marche, lorsque le pied controlatéral se pose au sol et permet de préparer la phase d'oscillation en accélérant la cuisse ipsilatérale [Gage1990].

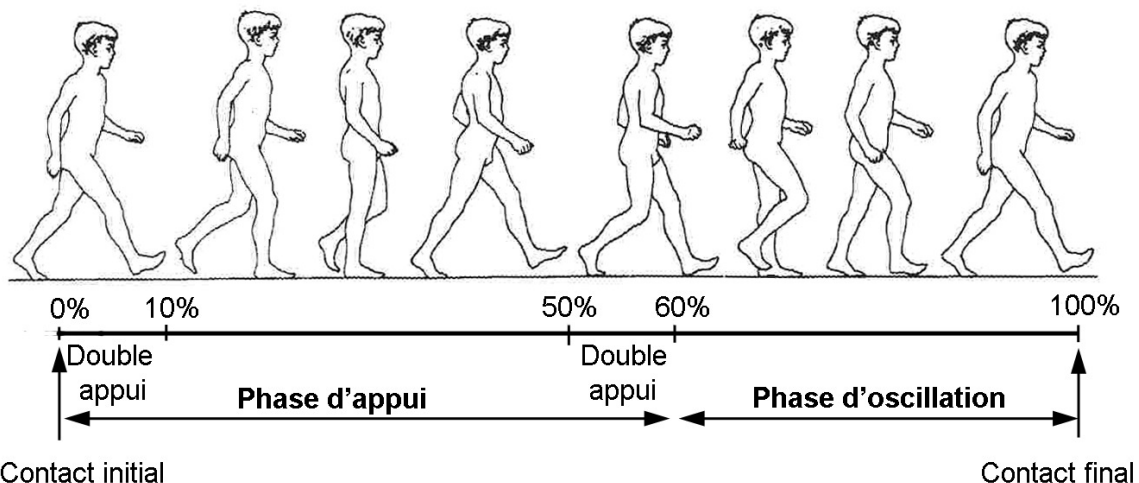


Fig. 1.3 - Les principales phases du cycle de marche (adaptée de [Gage1990]).

La longueur et la fréquence de pas représentent des paramètres spatio-temporels importants pour la marche. Ils sont fortement liés à la vitesse de marche [Andriacchi1977, Cavagna1986, van Emmerik1996] et cette dernière s'exprime sous la forme : vitesse = longueur du pas \times fréquence du pas. Théoriquement, une vitesse de marche pourrait être le résultat de multiples combinaisons de ces facteurs. En réalité, ce n'est pas le cas puisqu'il a été montré qu'il existe une relation curvilinéaire entre la fréquence de pas et la vitesse de marche [Grieve1966]. Terrier et Schutz réalisent une analogie de ce résultat avec le ratio de marche, défini comme le rapport de la longueur de pas sur la fréquence de pas, qui dans ce cas est constant sur une grande gamme de vitesses [Terrier2003]. Il a été démontré que ce ratio ne variait pas, sauf pour des valeurs de vitesse extrêmes, et ce même si les expérimentations étaient répétées à plusieurs mois d'intervalle [Sekiya1998]. De plus, lors d'une activité de marche non contrainte sur 100 mètres en extérieur, ce ratio est similaire pour des vitesses de confort et des vitesses rapides et un peu

supérieur pour des vitesses lentes [Terrier2003]. La modulation de vitesse entre une vitesse lente et une vitesse de confort s'effectuerait ainsi sur une adaptation de la fréquence de pas plutôt que de longueur. On peut noter cependant que les paramètres spatio-temporels peuvent être modifiés de façon volontaire [Laurent1986, Patla1989, Bonnard1993, Varraine2000]. Varraine et al. ont ainsi montré que la longueur de foulée pouvait être réduite ou augmentée respectivement grâce à une diminution de la durée de la phase d'oscillation ou une augmentation de la durée de la phase d'oscillation associée à une augmentation des forces propulsives [Varraine2000]. Cette capacité de modulation des paramètres de la foulée est donc particulièrement intéressante pour préserver la sécurité du sujet s'il doit éviter un obstacle.

Ce qui est intéressant, c'est que la variabilité intra-individuelle concernant ces paramètres spatio-temporels demeure relativement faible (1 à 4%) alors qu'il apparaît une variabilité inter-individuelle qui atteint des valeurs de 10 à 12% [Terrier2003]. Ces fluctuations ont été étudiées par Danion et al. qui démontrent que les acteurs principaux de cette variabilité sont les valeurs moyennes de longueur et de fréquence de la foulée lorsqu'on fait varier volontairement les paramètres de la foulée [Danion2003]. Pour une vitesse donnée, la variabilité spatiale et temporelle dépendrait de la combinaison de ces deux paramètres. Les auteurs remarquent de ce fait qu'il faut être prudent lorsqu'il s'agit de comparer différents groupes lors de la locomotion : une partie des différences entre une population normale et pathologique pourrait s'expliquer par une combinaison différente de longueur et de fréquence de pas, bien que la vitesse de marche puisse être identique. Il faut noter malgré tout que les coefficients de variation relevés durant l'ensemble des situations ne dépassaient que rarement 3%. Ainsi, les paramètres spatio-temporels de la marche présentent un caractère plutôt stable, malgré de très légères fluctuations, et l'observation d'une variabilité de ces paramètres pourrait indiquer une pathologie ou un âge plus avancé des sujets [Maki1997, Hausdorff2001, Owings2004, Hausdorff2007]. Il semblerait de plus que le paramètre le plus stable de la marche naturelle soit la durée du cycle de pas plutôt que la longueur de pas ou la vitesse de marche [Kito2006].

Le cycle de marche se répète alors de façon rythmique tout au long de l'acte locomoteur. Une théorie, très débattue dans la littérature, lie cette rythmicité à l'existence de générateurs centraux de pattern (CPG), qualifiés également d'oscillateurs neuronaux, pour la locomotion humaine. Cette théorie est essentiellement basée sur les résultats expérimentaux obtenus chez l'animal. Dans ce cadre, l'existence de CPG a été par exemple mise en évidence grâce à des stimulations électriques ou pharmacologiques de différentes parties du système central (la moëlle épinière, tronc cérébral, ...) associées à des sections anatomiques entraînant la production d'un mouvement rythmé [Shik1966, Grillner1984, Barbeau1987]. Capaday souligne qu'il faut être prudent quant à l'extrapolation des connaissances acquises grâce aux expérimentations animales chez l'humain dans la mesure où le contrôle de la locomotion est très différent [Capaday2002]. Quelques études chez des patients blessés médullaires suggèrent la possibilité de produire des mouvements rythmiques involontaires [Calancie1994, Dobkin1995, Bussel1996, Dimitijevic1998, Minassian2004]. Une stimulation spinale pourrait déclencher une activité EMG proche de celle de la marche ainsi que des synergies locomotrices chez des paraplégiques [Dimitijevic1998]. Certains auteurs évoquent alors la possibilité de développer des systèmes de prothèses neuronales pouvant agir avec le CPG dans le but de réhabiliter la capacité locomotrice chez des personnes paraplégiques [Vogelstein2006]. L'attrait pour ces générateurs de rythme se manifeste par de nombreuses revues qui tentent de faire le bilan sur le contrôle neuronal de la locomotion [Duysens1998, Lacquaniti1999, Grillner2008], de distinguer ce qui peut être attribué à l'animal et à l'homme [Capaday2002], de faire le lien entre le CPG et les afférences sensorielles [MacKay-Lyons2002, Frigon2006, Rossignol2006] et d'utiliser la notion de CPG dans la création de modèles de locomotion [Frigon2006].

Les paramètres spatio-temporels caractéristiques de la marche sont alors modulés de telle sorte que ce mode de déplacement se révèle très économe [Kuo2001]. Nous allons ainsi nous intéresser à la façon dont les auteurs ont proposé de modéliser la marche afin d'expliquer cette particularité.

1.1.1.2 Un mode de déplacement économe

De manière naturelle, l'être humain marche de telle sorte que sa dépense énergétique soit minimale. Pour cela, il va ajuster de façon optimale les paramètres spatio-temporels spécifiques à sa démarche [Kuo2001]. Durant la marche naturelle, il existe une vitesse de déplacement optimale et individuelle qui se caractérise par une efficacité bioénergétique [Ralston1958, Cotes1960, Zarrugh1974, Cavagna1976, Alexander1989] : elle est appelée vitesse de confort. Lorsqu'on impose au sujet une longueur de pas ou une fréquence de pas différente de celle adoptée lors de sa marche naturelle, on assiste à une augmentation de sa dépense énergétique [Holt1991].

Les auteurs ont proposé différentes façons de modéliser la locomotion dans le but de minimiser la dépense énergétique. Un premier modèle de locomotion est celui des six déterminants [Saunders1953]. Six mouvements du corps seraient alors principalement mis en place afin de minimiser les déplacements verticaux et latéraux du centre de masse dans la mesure où ces mouvements sont coûteux. Ces mouvements sont :

1. le mouvement de rotation médiale du pelvis
2. l'inclinaison latérale du pelvis du côté oscillant
3. le mouvement de flexion du genou durant la première moitié de l'appui
4. les mouvements lisses et coordonnés de la cheville et du pied
5. le mouvement d'extension du genou durant la deuxième moitié de l'appui
6. le déplacement latéral du pelvis vers la jambe d'appui

Ainsi, la trajectoire du centre de masse serait proche d'une ligne droite (figure 1.4a).

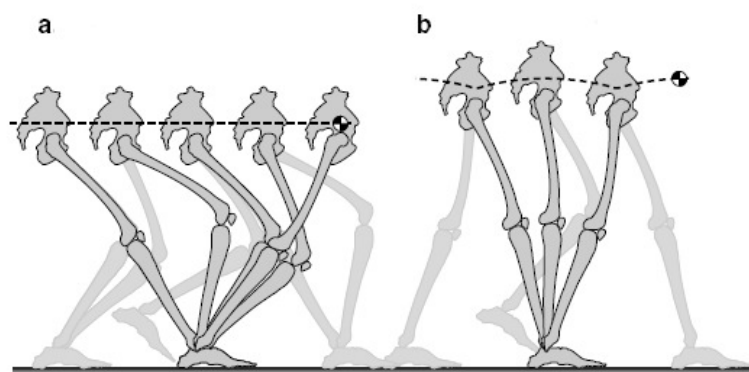


Fig. 1.4 - Deux modèles de marche pour minimiser l'énergie (adaptée de [Kuo2007]). a) le modèle des six déterminants, b) le modèle du pendule inversé. Dans le premier cas, la trajectoire du centre de masse (- -) est proche d'une droite, avec le genou fléchi, alors que dans la seconde elle possède une forme d'arche et la jambe est presque tendue.

La seconde théorie propose quant à elle de modéliser la marche à l'image d'un pendule inversé [Cavagna1966a, Cavagna1966b, Cavagna1976]. Dans ce cas, le centre de masse se déplace autour du pied d'appui, décrivant une trajectoire en forme d'arche (figure 1.4b). La hauteur du centre de masse varie, atteignant un maximum au milieu de la phase d'appui. Ce modèle est caractérisé cette fois-ci par une extension du genou. Dans ce modèle, les variations de l'énergie cinétique (liée à la vitesse de marche) et de l'énergie potentielle (liée aux variations de hauteur) sont en opposition de phase, à l'image de ce qui peut se produire pour un pendule. Durant la première moitié du pas, la vitesse du centre de masse diminue au fur et à mesure que la trajectoire du centre de masse tend vers un maximum de hauteur : l'énergie cinétique est convertie en énergie potentielle. Durant la seconde phase du pas, la hauteur du centre de masse diminue et sa vitesse augmente : l'énergie potentielle est convertie en énergie cinétique. A vitesse de confort, ces échanges entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle permettent de fournir, ou plutôt de conserver, un peu plus de 60% de l'énergie nécessaire à la progression du sujet [Cavagna1976]. Ce rendement varie avec la vitesse de marche [Cavagna1976]. Il a été récemment montré que la vitesse de confort favorisait par ailleurs l'utilisation de l'énergie élastique au niveau des fléchisseurs plantaires par rapport à une vitesse de marche lente ou rapide [Neptune2008].

Ces deux théories ont été récemment confrontées par Kuo [Kuo2007] en s'appuyant sur les données de la littérature et une analyse mathématique des modèles. Il souligne alors que le modèle des six déterminants prédirait une dépense énergétique importante en raison d'un travail et de moments articulaires élevés pour maintenir une trajectoire du centre de masse horizontale, alors que le modèle du pendule inversé n'en prédirait aucune et ne considère pas la phase de transition entre les appuis successifs des deux jambes. Il propose alors d'utiliser un troisième modèle : le modèle dynamique de la marche, initié par le roboticien McGeer [McGeer1990] et utilisé par la suite pour une nouvelle approche de la locomotion humaine [Bauby2000, Donelan2002, Kuo2002, Collins2005] qui considère que le mouvement passif des membres est pour une majeure partie responsable du mouvement³. Elle se base sur le modèle du pendule inversé mais s'intéresse au cycle de marche complet. Elle considère alors la phase de transition entre les deux pas comme une phase de collision qui va produire une dissipation de l'énergie et une dissipation de la vitesse du centre de masse. La jambe en appui et la jambe en oscillation doivent alors fournir respectivement un travail positif et négatif sur le centre de masse pour rediriger sa vitesse à chaque pas. Le travail prédit est alors inférieur à celui du modèle des six déterminants.

La marche se caractérise donc par une efficacité énergétique, liée à des paramètres spatio-temporels adaptés, qui peut être représentée par différents modèles. On peut alors se demander de quelle manière s'organisent les segments pour la production d'un tel acte locomoteur efficace ?

1.1.1.3 Coordination des segments corporels

La coordination des segments corporels a été étudiée selon une approche originale qui consiste à mettre en relation les angles d'élévation des membres inférieurs. Cette approche a été initiée par Borghese et al. afin de déterminer des invariants cinématiques pour la locomotion [Borghese1996]. Alors que les angles de flexion/extension de la hanche et de la cheville étaient variables de façon intra- et inter-individuelle, les changements temporels dans l'élévation des segments des membres inférieurs par rapport à la verticale présentaient un pattern similaire chez les différents sujets. Les auteurs décrivent alors des plans de covariation dans l'espace des angles d'élévation segmentaire (angle formé entre le segment et la verticale) de la cuisse, de

³Le but ici n'est pas de refaire la très intéressante et très complète analyse de Kuo à laquelle le lecteur est bien évidemment renvoyé mais de mettre en avant une approche alternative aux théories classiques de la marche.

la jambe et du pied et ce pour des vitesses de marche différentes. Les membres inférieurs se déplaceraient donc de manière coordonnée. De nombreuses études ont alors confirmé l'existence de ces plans pour la marche à différentes vitesses [Hicheur2006, Ivanenko2007, Ivanenko2008], mais aussi chez les enfants [Chéron2001, Ivanenko2004, Dominici2007, Ivanenko2008] ou chez des personnes atteintes de la maladie de Parkinson [Grasso1999] ou d'arthrose rhumatoïde [Laroche2007]. Ces plans sont également caractérisés dans différentes situations que sont la marche en arrière [Grasso1998b, Hicheur2006], la marche "repliée" avec des flexions volontaires du tronc ou des genoux [Grasso2000b, Ivanenko2007, Ivanenko2008], la marche en courbe [Courtine2004], la course [Hicheur2006], le saut [Ivanenko2008] et même dans des conditions de gravité réduite [Ivanenko2002, Ivanenko2008] ou de montée d'escalier [Ivanenko2008]. La figure 1.5 illustre les plans de covariation pour différentes situations expérimentales issues de la récente publication d'Ivanenko et al. [Ivanenko2008]. Les variations que l'on peut observer selon les études reposent sur des orientations de plan différentes. A ce sujet, il a été montré que l'orientation de ces plans était un bon prédicteur de la dépense d'énergie mécanique [Bianchi1998].

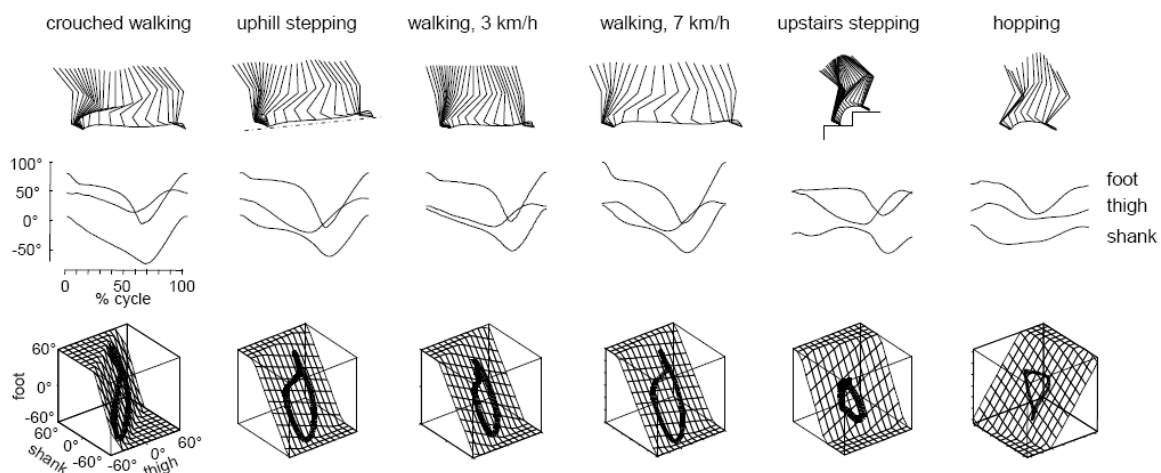


Fig. 1.5 - Covariation planaire des angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied lors de différentes activités [Ivanenko2008]. On note que l'orientation du plan diffère selon le type de mouvement effectué.

Si l'existence de ces plans fait l'unanimité dans la littérature, il n'en va pas de même pour leur interprétation. Il a d'abord été suggéré qu'ils pouvaient représenter un "plan d'attraction commun à la phase d'appui et d'oscillation" et qu'ils pouvaient permettre de réduire le nombre de degrés de liberté à contrôler dans le plan sagittal pour les membres inférieurs, simplifiant alors le contrôle locomoteur [Lacquaniti1999]. Ces auteurs ont également postulé que les CPG décrits précédemment pourraient contrôler le mouvement des segments en encodant la forme de ces angles d'élévation [Lacquaniti1999]. Cette théorie centrale a été quelque peu bousculée par Hicheur et al. [Hicheur2006]. Ces auteurs mettent en évidence, par une analyse plus détaillée des inter-relations entre ces angles, une forte corrélation entre les angles d'élévation du pied et de la jambe. Ils notent que l'angle de la cuisse ne contribuerait pas au pattern de covariation planaire. Leur conclusion forte est que la covariation des angles d'élévation ne serait pas le reflet de contraintes centrales mais plutôt de contraintes biomécaniques. Par exemple, les déplacements du pied et de la jambe dans le plan sagittal seraient fortement contraints d'évoluer ensemble afin de minimiser la variation de l'angle à la cheville, particulièrement avant le contact du talon au sol. En réponse à cette publication, Ivanenko et al. ont proposé une nouvelle analyse des angles

d'élévation, en discutant fortement sur les aspects méthodologiques [Ivanenko2008]. Selon eux, l'angle d'élévation de la cuisse contribue fortement à l'existence des plans de covariation puisque le plan ainsi obtenu n'est pas parallèle à l'axe de la cuisse lorsqu'on trace la relation. De plus, si le plan de covariance était un artefact lié à une forte corrélation entre les angles de la jambe et du pied, alors ce plan serait retrouvé dans tous les modes de locomotion : ce n'est pas le cas lorsqu'on demande à un sujet de marcher et d'attraper un objet au sol. Les auteurs soulignent alors que la "stratégie" de covariation planaire serait le fait de contraintes à la fois biomécaniques et centrales. Cette stratégie serait exprimée selon un mouvement plan à deux degrés de liberté dans toute démarche auquel s'ajoute la rotation du plan autour d'un axe défini (un degré de liberté) qui déterminerait le pattern de locomotion [Ivanenko2007].

Ainsi, les auteurs s'accordent à dire que la marche présente des mouvements coordonnés, bien que leur origine reste encore débattue. Une dernière question à laquelle on doit s'intéresser est la stabilité de la marche. En effet, un des objectifs lors de la marche est de se déplacer en minimisant le risque de chute.

1.1.1.4 Stabilité dynamique et stabilisation de la tête

La stabilité est souvent associée au maintien d'une posture. Durant la locomotion, la stabilité doit être considérée dans un contexte dynamique puisqu'il n'existe pas d'état d'équilibre. Par une approche mécanique, on pourrait définir la stabilité comme étant la manière dont un système est capable de réagir aux perturbations extérieures [Nayfeh1995]. La marche peut être alors assimilée à un système périodique "cycle limite" dynamiquement stable [Goswami1996]. La simulation d'un marcheur passif à deux segments révèle cette dynamique des cycles-limites [McGeer1990, Granata2006] (figure 1.6) : pour un système périodique, dans un plan angle/vitesse, l'état dynamique du système est attiré vers une orbite qui ne croise jamais la configuration d'équilibre statique [Granata2008].

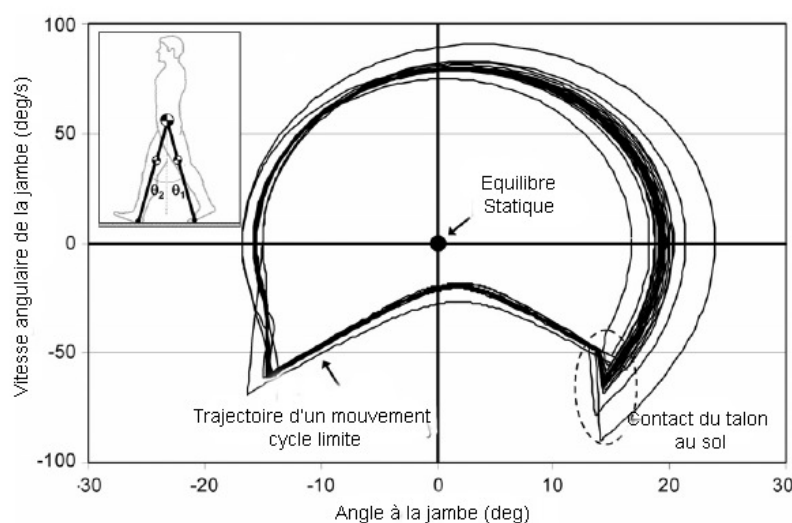


Fig. 1.6 - Stabilité de la marche d'un point de vue de la dynamique du "cycle limite". Dans un plan angle/vitesse, pour chaque pas, l'état dynamique du système est attiré vers une orbite qui ne croise jamais la configuration d'équilibre statique [Granata2008].

Su et Dingwell proposent une définition de la stabilité locomotrice [Su2007]. Pour eux, elle comprend trois aspects représentés par la stabilité orbitale, la stabilité locale et la stabilité globale. La stabilité orbitale pour un système purement périodique correspond à la façon dont un système répond à des perturbations d'un cycle à l'autre. Puisque la locomotion humaine n'est pas tout à fait périodique [Ashkenazy2002], il faut tenir compte de la stabilité locale qui correspond à la manière dont le système répond à des perturbations locales en temps réel. Enfin, la stabilité globale se réfère au fait que le système puisse se rétablir de toutes les perturbations.

D'autres méthodes sont utilisées pour quantifier la stabilité de la marche. Ainsi, en utilisant un critère de déviation des paramètres de la marche par rapport à un seuil, il a été montré que les temps de cycle, de double et support varient inversement avec le contrôle de l'équilibre [Riley1990]. Il est également possible d'analyser la variabilité des paramètres de marche qui prédirait le risque clinique de futures chutes [Maki1997, Bauby2000, Hausdorff2001]. Les paramètres de la marche étudiés pour quantifier la stabilité sont très nombreux et peuvent concerner les paramètres spatio-temporels du cycle de marche [Dingwell1999, Dingwell2001, Hahn2004, Dingwell2006, Ienaga2006], la base de support, qui correspond à l'aire englobant les appuis au sol [Sudarsky1990, Krebs2002], la trajectoire du centre de masse [Chou2003, Hahn2004, Granata2008] ou du centre de pression [Hahn2004, Ienaga2006, Schmit2006], les trajectoires des segments ainsi que les vitesses et les accélérations du sujet [Cromwell2001, Shkuratova2004, Kavanagh2005, England2007]. Des notions comme le centre de masse extrapolé, qui correspond à une prédiction de la position du centre de masse grâce à la vitesse [Hof2005, Hof2008], ou comme le moment cinétique [Herr2008] peuvent également être envisagées dans l'étude de la stabilité de la locomotion.

Une façon de préserver la stabilité de la marche est de faire en sorte que la tête soit elle aussi stabilisée. La stabilité de la tête par rapport à l'environnement est fondamentale pour le contrôle de l'équilibre mais aussi de la coordination durant les activités de tous les jours [Pozzo1990]. Cette stabilité est illustrée par une observation très intéressante relatée par Alain Berthoz dans son livre *"Le sens du mouvement"* : en superposant des photographies prises par Muybrige d'un homme en mouvement (figure 1.7), il remarque que la ligne séparant le coin externe de l'œil et le méat de l'oreille reste parallèle, indiquant une stabilité en rotation. Cette stabilisation serait possible grâce au système vestibulaire. Il a été montré que des personnes atteintes d'un déficit vestibulaire bilatéral présentaient des difficultés à stabiliser la tête [Pozzo1991]. La tête peut être ainsi qualifiée de plate-forme inertielle stable pour le contrôle de la posture et des mouvements [Pozzo1990, Berthoz1997] qui aiderait à optimiser les entrées issues des systèmes visuel, vestibulaire et somatosensoriel.

Kavanagh et al. ont mis en évidence que bien que des personnes jeunes et âgées saines possèdent des profils d'accélération du tronc différents lors de la marche (i.e. le profil est plus lisse chez les personnes jeunes), il n'y a pas de différence en ce qui concerne le profil d'accélération de la tête [Kavanagh2005]. Par ailleurs, le profil d'accélération de la tête n'est pas modifié lorsqu'on demande à des sujets de marcher sur des surfaces irrégulières [Menz2003]. Ceci accentue le fait que la stabilisation de la tête est prioritaire durant la locomotion. Le risque de chute chez certaines personnes âgées serait lié à un amoindrissement des facultés sensorielles qui diminuerait la stabilité de la tête [Cromwell2002]. Il a été également montré que la marche naturellement adoptée par le sujet, qui respecte une vitesse de confort et des paramètres spécifiques de fréquence et de longueur de pas, optimise la stabilité de la tête durant la locomotion [Latt2008].

L'être humain se déplace donc de façon coordonnée en optimisant les paramètres spatio-temporels du cycle de marche. La stabilité de la tête est un paramètre fondamental dans le maintien de la stabilité de la locomotion. Nous reverrons l'importance de la tête pour la locomotion dans la section 1.2.3. Cependant, on ne peut étudier la locomotion sans considérer le

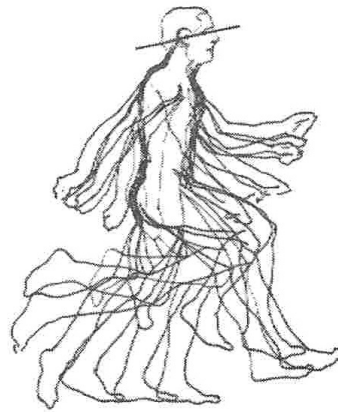


Fig. 1.7 - Stabilité de la tête pour la locomotion. En superposant des photographies prises par Muybrige d'un homme en mouvement, Alain Berthoz remarque que la ligne séparant le coin externe de l'œil et le méat de l'oreille reste parallèle. Ceci indique une stabilité de la tête en rotation qui serait possible grâce au système vestibulaire [Berthoz1997] p111.

monde extérieur dans lequel le marcheur va devoir prendre des informations pour se diriger.

1.1.2 Relation entre l'environnement et le marcheur

1.1.2.1 Perception de l'environnement

Lorsqu'on étudie la navigation humaine et notamment les stratégies mises en place pour se déplacer, il est essentiel de considérer l'environnement qui entoure le marcheur. James Gibson souligne que le monde animal et son environnement forment une paire inséparable et complémentaire [Gibson1986]. Un environnement prendrait son sens dans le fait qu'il entoure un individu. La perception de l'environnement serait alors le processus par lequel un individu organise et interprète ses impressions sensorielles afin de donner du sens à son environnement [Robbins1998]. Pour Alain Berthoz, percevoir, c'est beaucoup plus que recevoir des informations :

"La perception n'est pas seulement une interprétation des messages sensoriels : elle est contrainte par l'action, elle est simulation interne de l'action, elle est jugement et prise de décision, elle est anticipation des conséquences de l'action." [Berthoz1997]

L'importance fondamentale de l'environnement, de l'espace qui entoure le sujet, était déjà développée par Kant en 1781 dans son oeuvre "Critique de la raison pure" :

"L'espace est une représentation nécessaire a priori qui sert de fondement à toutes les intuitions externes. On ne peut jamais se représenter qu'il n'y ait point d'espace, quoiqu'on puisse bien penser qu'il ne s'y trouve aucun objet. L'espace est donc considéré comme la condition possible des phénomènes, et non pas comme une détermination qui en dépende, et il est une représentation a priori servant nécessairement de fondement aux phénomènes externes." [Kant1781]

Un individu va donc percevoir l'environnement ainsi que son état dans cet environnement. Marshall et Fink notent que toute créature se déplaçant dans un environnement doit répondre aux questions suivantes [Marshall2001] :

- Où suis-je et comment mes segments corporels sont-ils orientés ?
- Comment les objets importants de l'environnement sont placés par-rapport à moi ?
- Comment sont placés ces objets les uns par rapport aux autres ?
- Qu'ai-je besoin de faire par rapport à ces objets ?
- Comment dois-je faire pour réaliser ce qui doit être fait ?

Différents systèmes sensoriels sont capables de renseigner l'individu sur son état et sur les variables environnementales. Trois systèmes sensoriels majeurs interviennent : le système visuel, le système vestibulaire et le système proprioceptif (figure 1.8).

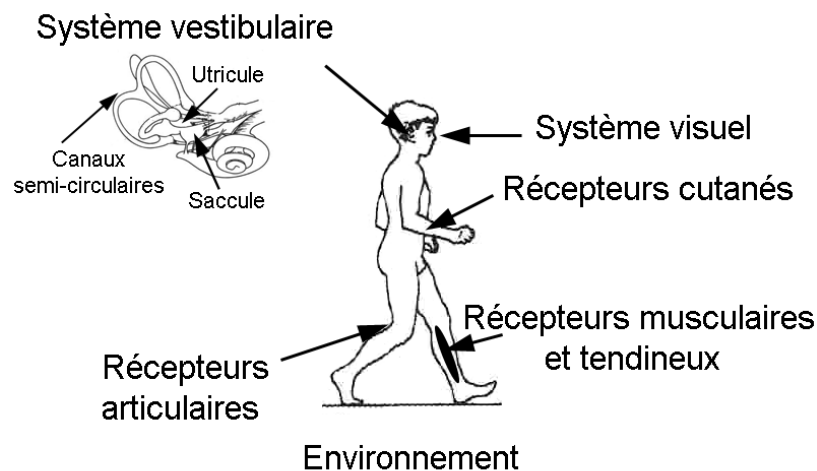


Fig. 1.8 - Systèmes majeurs de perception lorsqu'un sujet marche dans un environnement. Le système visuel fournit des informations externes alors que le système vestibulaire et le système proprioceptif (récepteurs cutanés, articulaires, musculaires et tendineux) fournissent des informations internes absolues et relatives.

Le système visuel reçoit et traite les signaux lumineux provenant de la rétine et fournit des informations sur le monde extérieur aussi bien en terme de position, de mouvement, de forme que de couleur. Il fournit également des informations exproprioceptives qui correspondent à la relation entre les segments corporels et l'environnement, qui permettent par exemple d'ajuster de façon précise la trajectoire du membre inférieur lorsqu'un sujet passe au-dessus d'un obstacle [Rhea2007]. On distingue classiquement deux systèmes visuels [Jeannerod1977] : le système géniculo-strié qui permet d'identifier les objets et le système rétino-tectal qui permet de localiser les objets. Les yeux peuvent se déplacer pour explorer le monde extérieur durant la locomotion. Le regard, qui est une combinaison des rotations de la tête et des yeux, se déplace entre des endroits différents du monde visuel 3 fois par seconde, ce qui peut représenter plus de 150000 mouvements dans une journée [Rothkopf2004]. Ceci souligne que le système visuel agit afin de sélectionner une cible à percevoir. La tâche à effectuer et le contexte environnemental vont définir l'endroit où le regard se place [Rothkopf2004]. Un objectif est alors de diriger le regard vers des zones maximisant le degré d'informations qui vont être intégrées par le système nerveux afin de se déplacer en toute sécurité [Marigold2007]. Le système vestibulaire, situé dans l'oreille interne est constitué de deux "sacs", l'utricule et le saccule qui sont sensibles aux accélérations linéaires, et de trois canaux semi-circulaires qui sont sensibles aux accélérations angulaires. En absence de mouvement, le système vestibulaire est une source

d'informations toujours aussi importante puisqu'il renseigne sur l'accélération verticale gravitationnelle. Son rôle est alors majeur dans le contrôle du mouvement puisqu'il a été montré que le système nerveux central tient compte de la gravité pour la production des mouvements aussi bien pour la main [McIntyre1998, Papaxanthis1998a, Papaxanthis1998b, Papaxanthis1998c, McIntyre2001, McIntyre2003, Papaxanthis2005, Zago2008] que pour les jambes [Courtine2002]. Le système vestibulaire joue un rôle fondamental dans la perception des mouvements passifs [Berthoz1995, Ivanenko1997] et actifs [Glasauer1994, Glasauer2002]. Les récepteurs proprioceptifs se situent au niveau de la peau (récepteurs cutanés), des tendons (organes tendineux de Golgi), des muscles (fuseaux neuromusculaires) ou encore des articulations (corpuscules de Ruffini et de Pacini, organes de Golgi). Ces récepteurs fournissent des informations sur la position relative des segments, l'étirement des muscles ou la vitesse angulaire. Si on applique des vibrations continues au niveau du cou, on observe un changement de la posture de référence et une diminution de la vitesse de marche. Les informations proprioceptives au niveau du cou seraient donc intégrées pour le contrôle de la posture et de la locomotion [Ivanenko2000].

Les informations internes absolues et relatives sont donc perçues grâce aux systèmes vestibulaire et proprioceptif. Les informations externes fournies par la vision vont permettre de connaître la position du sujet par rapport aux différents éléments de l'environnement, de détecter le mouvement de ces éléments et même le mouvement du sujet. Elles ont également un rôle proactif : elles fournissent à l'avance des informations précises et justes sur les caractéristiques de l'environnement [Patla2004]. La capacité à percevoir le mouvement grâce à l'ensemble de ces informations ferait partie d'un sixième sens : "le sens du mouvement" [Berthoz1997]. Ces différents systèmes sont intimement liés. On peut décrire par exemple le réflexe vestibulo-oculaire dont l'objectif est de stabiliser le regard. Celui-ci permet de fixer le regard sur un point donné tout en bougeant la tête. Lorsque la tête se met en mouvement, le système vestibulaire est stimulé ce qui déclenche le mouvement compensatoire des yeux dans le sens opposé au mouvement de la tête [Berthoz1985]. De plus, le système vestibulaire n'est pas capable de faire la distinction entre une accélération linéaire et une inclinaison statique dans le sens opposé. La vision aura alors un rôle fondamental pour lever cette ambiguïté. Mergner et al. ont également suggéré que les informations proprioceptives et vestibulaires étaient utilisées de façon conjointe afin de percevoir le tronc dans l'espace [Mergner1997, Mergner2002]. On voit bien que la stabilisation de la tête décrite précédemment va avoir un rôle fondamental puisqu'elle porte le système visuel, le système vestibulaire et des récepteurs proprioceptifs.

1.1.2.2 Système acteur-environnement

Une théorie intéressante lorsqu'on considère les relations entre l'individu et son environnement est la théorie écologique. Notons que cette théorie s'oppose à l'approche cognitive dans la mesure où elle stipule que la perception de l'environnement ne nécessiterait pas de traitement de l'information, car celle-ci serait accessible directement par le système de perception, que l'environnement ne serait pas reconstruit sous forme de représentation et que la mémoire n'est pas nécessaire pour produire et réguler l'action. Cette approche cherche à trouver des lois de couplage qui existent entre les entrées sensorielles et les sorties motrices. Ce qui est intéressant ici, et c'est la raison pour laquelle nous la détaillons, c'est que l'approche écologique regroupe les deux entités observateur et environnement qui l'entoure en un système acteur-environnement. L'environnement va avoir des conséquences directes sur le comportement de l'individu. Les comportements moteurs adaptés sont le résultat de simplifications qui reposent sur des lois de contrôle. Ces dernières mettent en relation directe des variables informationnelles prises dans l'environnement et des variables motrices propres à l'individu. L'utilisation de ces lois de contrôle

permet une réduction des degrés de liberté à contrôler [Bernstein1967]. Il existe ainsi un couplage continu entre le système perceptif et le système moteur. James Gibson note à ce sujet qu'il existe deux types de variables environnementales à savoir les variables physiquement présentes dans l'environnement, appelées variables extérosécifiques, et les variables perçues par le sujet et son déplacement, appelées variables propriosécifiques [Gibson1986]. Une part importante est fournie par le système visuel qui serait à l'origine d'informations (texture, déplacement) directement utilisables dans le contrôle moteur. Deux notions principales vont alors intervenir dans la perception visuelle continue de l'environnement par l'individu : les affordances et le flux optique. Le terme d'affordances provient du verbe anglais "to afford" qui signifie pouvoir se permettre, avoir les moyens. Elles représentent de ce fait des informations perçues en terme de possibilité d'actions [Gibson1986]. Elles ne correspondent pas spécifiquement à une grandeur réelle mais plutôt à un rapport acteur-environnement [Warren1984]. L'intérêt particulier des affordances réside dans le fait que le sens de l'environnement est établi par rapport à l'acteur lui permettant alors de se situer dans cet environnement. William James avait sans doute initié les prémisses de ce concept dans son livre "Les principes de psychologie" (1890) en soulignant que *"si notre perception de l'objet qui se trouve devant nous résulte, pour partie, de ce que nous transmettent nos sens, une autre partie (peut-être la plus importante) procède toujours de notre entendement propre"*. Le flux optique est quant à lui associé aux transformations de l'image rétinienne liées au mouvement. James Gibson précise à ce titre : *"We perceive in order to move but we must also move in order to perceive"* [Gibson1986]. Le mouvement est fondamental pour la perception du monde qui nous entoure. Le champ de mouvement attribue un vecteur vitesse à chaque position spatiale d'une séquence d'image, où chaque point du monde réel observé est identifié par sa projection dans le référentiel visuel. Le flux optique correspond au champ vectoriel formé par le mouvement apparent de chaque point composant la séquence d'image et cherche à représenter ce champ de mouvement [Horn1986]. Chaque vecteur décrit le mouvement de caractéristiques individuelles de l'image. Gibson [Gibson1950] fut le premier auteur à soulever l'importance de la notion de flux optique pour déterminer la direction du déplacement et pour la navigation visuelle.

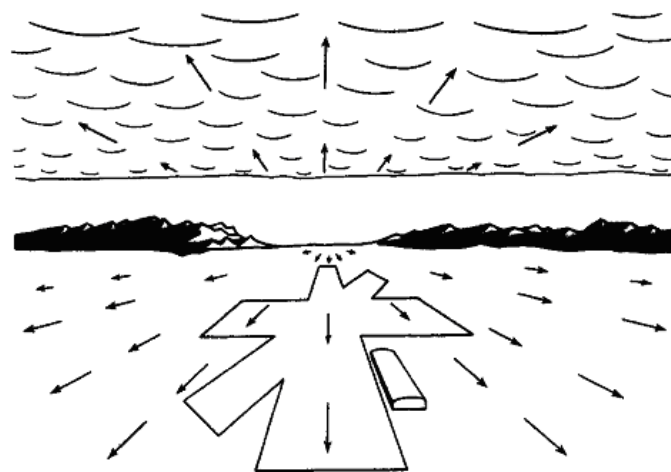


Fig. 1.9 - Flux optique pour un observateur en translation. Le foyer d'expansion, représenté ici au centre de l'image correspond au point à partir duquel les vecteurs de mouvement rayonnent [Gibson1986].

La figure 1.9 représente le flux optique, vu comme un champ de vitesse en deux dimensions,

pour un observateur en translation. A titre de précision, le flux rétinien correspond à l'ensemble des éléments projetés sur la rétine [Cutting1992]. Ce flux possède alors deux composantes : le flux optique qui est lié à un mouvement de l'observateur et un flux rotationnel qui résulte des mouvements de rotation des yeux de l'observateur. Le flux optique véhicule deux paramètres importants identifiés comme le foyer d'expansion et la parallaxe du mouvement. Le foyer d'expansion correspond au point dans le champ de flux optique à partir duquel les vecteurs de mouvement rayonnent. Lorsque l'observateur se déplace en translation, le foyer d'expansion représente la direction de son propre mouvement, appelé en anglais "heading". On l'observe au centre de la figure 1.9. La parallaxe du mouvement est également liée au déplacement du sujet. Si le sujet ne regarde pas dans la direction de son déplacement, alors le mouvement perçu des objets plus proches du sujet par rapport à son point de fixation apparaîtra sur la rétine dans le sens contraire du mouvement propre du sujet. A l'inverse, le mouvement des objets plus lointains par rapport au point de fixation apparaîtra sur la rétine du sujet dans le même sens que le mouvement propre de ce dernier. Par ailleurs, les objets proches se déplacent plus vite que les objets lointains. Le flux optique permet entre autres d'estimer la direction du déplacement ou bien encore le temps restant avant d'entrer en collision avec un objet (cf. section 1.3.1).

Un sujet évolue donc de façon très intime avec l'environnement qui l'entoure. On peut alors s'interroger sur la manière dont le sujet va considérer l'espace et dans quels référentiels il va se situer et situer les objets.

1.1.2.3 Espaces et référentiels

L'espace dans lequel évolue le sujet peut être envisagé selon différentes segmentations. Il est d'abord possible de proposer une distinction binaire qui prend en compte l'espace proche (ou péripersonnel) et l'espace éloigné [Brain1941, Hall1966]. L'espace proche correspondrait à l'espace de saisie ('grasping distance') en référence avec l'espace des bras [Brain1941, Berti2002, Halligan2003]. Cette définition a été récemment modulée dans le sens où bien qu'il y ait une relation systématique entre l'étendue de cet espace et la longueur des bras, l'espace proche ne s'étendrait pas strictement à l'espace de saisie [Longo2007]. Il y aurait une transition graduelle entre l'espace proche et l'espace éloigné [Longo2006]. Cette segmentation de l'espace met en jeu des processus neuronaux différents [Rizzolatti1993, Weiss2000, Weiss2003]. Les auteurs emploient également une distinction entre l'espace personnel (0-2m), l'espace d'action (2-30m) et l'espace de vision (>30m) [Cutting1995a]. Ces espaces n'utiliseraient pas les mêmes types d'informations visuelles. Nous reviendrons sur la notion d'espace personnel dans la section 1.3.2. Récemment, il a été proposé de distinguer quatre types d'espace qui diffèrent par leur fonction [Tversky2005] : l'espace du corps, l'espace autour du corps, l'espace de navigation et l'espace des représentations externes. Ces espaces mentaux ne seraient pas seulement une simple représentation interne des espaces externes comme des images mais plutôt une reconstruction sélective adaptée à un objectif particulier. Ainsi, l'espace du corps intègre les sensations que nous avons de notre corps : c'est l'espace de la proprioception, de la perception des relations entre les segments corporels et notre action. L'espace autour du corps est l'espace dans lequel il est possible d'agir ou de voir sans changer de position, en tournant sur place. Il est considéré en fonction des relations entre les objets et les parties du corps devant/derrière, haut/bas, droite/gauche. C'est l'espace qui peut immédiatement nous affecter mais que nous pouvons également affecter. L'espace de navigation correspond à l'espace potentiel de déplacement. Il est trop grand pour être observé en une seule fois. Il est alors recomposé grâce aux expériences perceptuelles liées au processus de navigation mais aussi grâce à des expériences cognitives à partir de cartes mentales qui vont utiliser des lieux marquants ("landmarks"), des chemins, des

configurations et qui vont faire appel à la mémoire. Enfin l'espace des représentations externes, qui a pour but d'aider la cognition pour la mémoire et le traitement de l'information, considère typiquement l'espace sur le papier censé représenter l'espace courant à l'image d'une carte ou d'un dessin architectural ou un espace plus abstrait comme un diagramme, une courbe ou un graphe.

Il est nécessaire de définir un cadre de référence pour coder et mettre à jour la représentation de l'environnement qui nous entoure. On distingue alors deux systèmes de coordonnées qui s'expriment dans un référentiel égo-centré ou dans un référentiel allo-centré (figure 1.10). Les

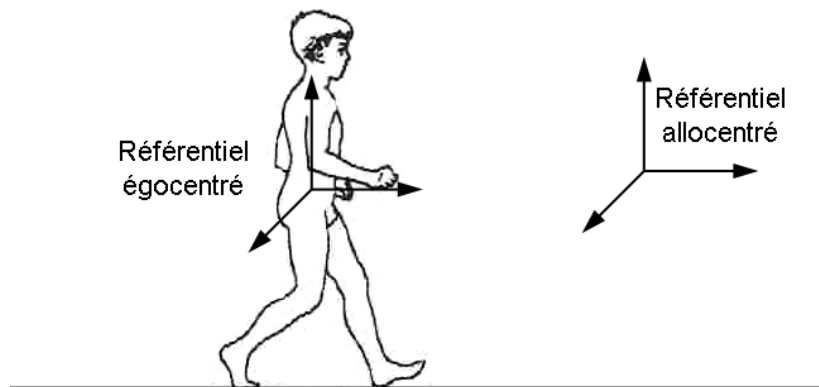


Fig. 1.10 - Référentiels égo-centré et allo-centré. Le référentiel égo-centré a pour origine l'acteur alors que le référentiel allo-centré est extérieur à l'acteur et indépendant de la position de ce dernier.

définitions relatives à ces deux référentiels ont été regroupées par Roberta Klatzky afin de préciser ces termes largement utilisés dans la littérature [Klatzky1998]. Ainsi, dans un référentiel égo-centré, les distances et les orientations des objets dans l'espace sont représentées par rapport à l'acteur. Le référentiel, qu'on peut ainsi qualifier de polaire, se déplace donc avec l'acteur. Dans ce cas, nous pourrions dire que notre souris d'ordinateur se situe devant nous et à notre droite. À l'inverse, dans un référentiel allo-centré, les positions et les orientations sont repérées dans un repère externe global, indépendamment de l'agent. Dans ce cas, on dira par exemple que la ville de Saint-Malo est située à 70Km au nord-ouest de la ville de Rennes. Le référentiel de type allo-centré aurait ainsi l'avantage de permettre les manipulations mentales, les simulations internes de la relation entre les objets sans avoir besoin de les identifier par rapport à soi [Berthoz1997]. L'utilisation de ces référentiels va impliquer des processus neuronaux différents [Zaehle2007]. Le traitement des relations spatiales égo-centrées est médié par les aires médiales postéro-supérieures alors que le codage spatial allo-centré nécessite une implication additionnelle du cortex pariétal droit, de la voie visuelle ventrale et de l'hippocampe. Les auteurs suggèrent ainsi qu'il y aurait un système hiérarchiquement organisé du traitement dans lequel le codage spatial égo-centré ne nécessiterait qu'un sous-système de la ressource de traitement allo-centré. Une revue récente met en avant que ces deux types de représentations seraient utilisés en parallèle [Burgess2006].

Remarquons néanmoins qu'à partir des différentes entrées sensorielles, le cerveau va coder l'information selon de multiples référentiels [Gross1995]. Les informations sensorielles sont redirigées au niveau du cortex pariétal postérieur pour le traitement de l'information spatiale vers diffé-

rentes régions cérébrales, spécialisées dans différentes fonctions spatiales⁴. Le cortex prémoteur et le putamen vont ainsi coder un espace visuomoteur, le champ oculomoteur frontal ainsi que le colliculus supérieur vont coder un espace oculomoteur, l'hippocampe va coder un espace environnemental et le cortex préfrontal dorsolatéral va coder un espace de mémoire. Il a été également suggéré que l'espace proche du corps est représenté dans un système de coordonnées centré sur les différentes parties corporelles [Graziano1998]. Par exemple, dans le cortex prémoteur, un système de coordonnées visuelles serait alors centré sur le bras et un autre sur la tête [Graziano1994].

1.1.3 Navigation dans un environnement

Pour naviguer de façon efficiente dans un environnement, Andersen et al. soulignent que le marcheur doit être capable de définir son propre mouvement dans l'environnement (vitesse et direction), de détecter le mouvement des objets de la scène et de détecter et d'éviter toute collision avec des obstacles [Andersen1999]. Le guidage de la locomotion grâce à la vision est un sujet très développé dans la littérature [Gibson1950, Patla1991, Patla1997, Loomis1998, Rushton1998, Warren1998, Lappe1999, Turano2005, Loomis2006, Bruggeman2007]. Deux grandes stratégies pour se diriger vers un but ont été identifiées dans le cadre de la locomotion. La première consiste à utiliser le flux optique pour contrôler la direction de la locomotion alors que la seconde consiste à utiliser la direction égocentrée de la cible.

La perception de la direction du mouvement à partir du flux optique est un phénomène très fin dans la mesure où l'erreur de l'angle visuel dans le cas d'une translation est de l'ordre de un degré [Warren1988]. La vision centrale jouerait alors un rôle privilégié dans l'utilisation du flux optique dans le guidage de la locomotion alors que la vision périphérique permettrait de mettre à jour une représentation précise de la structure spatiale pour la navigation [Turano2005]. Un moyen de diriger la locomotion vers un but est ainsi de maintenir le foyer d'expansion dans la direction vers laquelle on veut se rendre [Gibson1950]. Le marcheur tente donc de superposer le foyer d'expansion du flux optique et le but à atteindre. La stratégie peut alors être décrite de la façon suivante [Rushton1998] :

- marcher vers l'avant,
- localiser le but dans l'image,
- localiser le foyer d'expansion à partir du flux optique dans l'image,
- si le but et le foyer d'expansion ne coïncident pas, modifier la direction de locomotion et réitérer la boucle.

Cette tâche serait néanmoins assez complexe dans la mesure où l'analyse du flux visuel tient compte à la fois du mouvement de l'observateur et du mouvement de rotation des yeux [Lappe1999]. Lors d'une translation de l'observateur, si ce dernier bouge les yeux, alors le foyer d'expansion ne spécifie plus la direction du mouvement [Regan1982]. Il faudra alors extraire du flux rétinien la composante de translation du flux pour la perception de la direction [Warren1988, Lappe1999]. Certains auteurs suggèrent alors que le flux rétinien plutôt que le flux optique serait utilisé à la base de l'estimation du mouvement propre de l'observateur [Warren1990, Cutting1992]. D'autres stratégies s'appuyant sur le flux rétinien peuvent être utilisées pour déterminer la direction de la marche. Elles se basent par exemple sur la parallaxe du

⁴Le lecteur est renvoyé à la très récente revue de Makin et al. concernant l'intégration multisensorielle pour la représentation de l'espace [Makin2008].

mouvement [Cutting1992] ou sur l'égalisation du flux [Duchon2002]. Dans le premier cas, la magnitude du plus grand vecteur serait corrélée avec la direction absolue de marche. Dans le second cas, la stratégie consiste à égaliser la vitesse du flux de façon symétrique dans le champ visuel des deux yeux.

La seconde stratégie de guidage de la locomotion grâce à la vision consiste à aligner l'axe locomoteur avec la direction égocentrée perçue du but à atteindre [Rushton1998], sans tenir compte du flux optique. La direction du but par rapport à l'observateur peut être perçue grâce à sa position sur la rétine. Cette théorie a été mise en évidence grâce à l'utilisation de lunettes prismatiques lors d'une trajectoire de marche dirigée vers un but [Rushton1998]. Ces lunettes modifient la direction égocentrée perçue (figure 1.11).

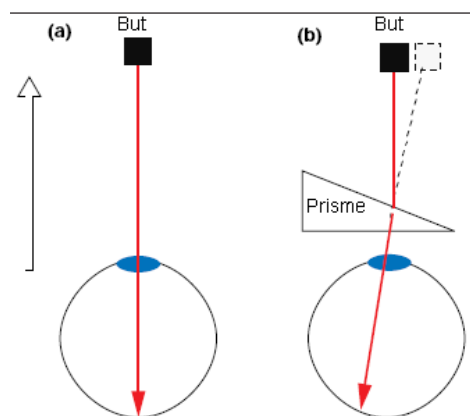


Fig. 1.11 - Utilisation de lunettes prismatiques pour la théorie de la direction égocentrée pour la locomotion. La position du but sur la rétine (a) est modifiée lorsqu'on utilise des lunettes prismatiques (b) [Rushton1998].

L'hypothèse de travail est alors que si le guidage de la locomotion s'effectue de façon importante grâce à la direction égocentrée perçue, alors le port de ces lunettes devrait perturber le contrôle de la locomotion. De plus, si la stratégie utilisée est basée sur le flux optique et le foyer d'expansion, alors la trajectoire du sujet devrait être décrite par une ligne droite. Les auteurs remarquent que les sujets produisent des trajectoires courbes lorsqu'ils portent les lunettes pour rejoindre le but. Il y aurait alors une mauvaise perception de l'endroit du but par rapport au sujet qui entraîne un alignement erroné constant entre l'axe locomoteur et la direction réelle du but. Ils en déduisent ainsi que la trajectoire locomotrice est contrôlée de façon prédominante par la localisation d'une cible par rapport au sujet qui marche. Le schéma d'action est alors le suivant :

- marcher vers l'avant,
- tourner le regard pour fixer la cible,
- tourner le corps dans la direction qui devrait réduire l'angle entre le regard et l'axe locomoteur,
- évaluer la différence entre l'angle du regard et l'orientation du corps et réitérer la boucle.

Les études montrent qu'en réalité, à la fois les informations de flux optique et de direction égocentrée sont utilisées pour le guidage de la locomotion vers un but [Warren2001]. Le flux optique serait alors utilisé de façon prédominante lorsqu'il y a assez d'informations visuelles concernant la texture de l'environnement [Harris2001, Wilkie2003, Turano2005] alors que les informations de direction égocentrée seraient utilisées lorsque les informations visuelles seraient réduites [Rushton1998, Harris2002]. Nous nous attarderons sur le guidage de la locomotion par le regard dans la section 1.2.3.2. Bien que les informations visuelles semblent présenter un

caractère fondamental pour la navigation, nous n'oublions pas que les informations issues des autres systèmes perceptifs sont impliquées dans ce processus [Berthoz1995, Mitteldstaedt2001, Glasauer2002, Bertin2004]. Nous pouvons ajouter à ce titre que lors d'une tâche dirigée vers un but dans un environnement virtuel, qui consistait à moduler la vitesse de progression afin d'intercepter une balle avec la tête, il a été montré que les sujets utilisaient à la fois les variables visuelles, les variables de flux et les variables proprioceptives [Bastin2005]. L'utilisation de ces variables dépendrait de la tâche et des conditions environnementales.

Le lien entre la navigation et l'environnement peut être influencé par des variables individuelles de nature différente. Tout d'abord, il existe des différences de genre dans les habiletés d'orientation qui peuvent être expliquées par des différences très marquées dans la mémoire de travail visuo-spatiale [Coluccia2004]. De plus, les femmes s'appuient d'avantage sur des repères visuels alors que les hommes s'appuient de façon plus importante sur la géométrie de l'espace et la topographie [Astur1998]. L'habileté spatiale, qui est l'habileté à générer, représenter, transformer et se souvenir d'une information spatiale [Linn1985], serait ainsi l'habileté cognitive pour laquelle on observe les plus grandes différences entre les hommes et les femmes [Lawton1999]. Dans une revue concernant l'intégration multisensorielle pour l'orientation spatiale, Alain Berthoz et Isabelle Viaud-Delmon soulèvent également un point important qui porte sur le rôle de l'émotion [Berthoz1999]. Les structures impliquées dans les tâches d'orientation spatiale coïncident fortement avec celles impliquées dans les processus émotionnels. Nous ne pouvons alors manquer de faire référence à l'ouvrage "L'erreur de Descartes" d'Antonio Damasio sur le lien très fort unissant les émotions et la raison [Damasio1995]. Par ailleurs, le niveau d'entraînement sportif du sujet qui se déplace dans un environnement peut influencer ses capacités à naviguer. Il a ainsi été montré, dans une tâche de marche en aveugle, que des athlètes étaient plus performants que des non athlètes pour rejoindre une cible, préalablement observée, placée à 10 mètres d'eux [Bredin2005]. Cette remarque est valable pour des vitesses de marche normales ou rapides. Pour des vitesses lentes, les sujets, qu'ils soient athlètes ou non, surestiment la distance à parcourir, et ce en grande partie à cause d'une modification importante de la longueur de leur pas par rapport à des conditions normales de vitesse. Cette étude suggère alors que des sujets ayant l'expérience du mouvement (athlètes) calibrent plus efficacement leurs informations idiothétiques, c'est-à-dire les informations spatiales issues de l'organisme lui-même et couplées à la position et aux changements de position du corps, afin de mettre à jour leurs représentations internes de distance de parcours et d'orientation de la locomotion. De plus, des athlètes dans un environnement encombré, où les conditions de luminosité sont manipulées, réalisent un parcours locomoteur de façon plus rapide que des personnes sédentaires [Gérin-Lajoie2007]. Ceci suggère selon les auteurs que les athlètes sont capables de traiter plus rapidement les informations visuo-spatiales dans une tâche complexe de navigation.



La marche est ainsi un moyen de locomotion privilégié pour l'être humain qui lui permet de se déplacer en toute sécurité. C'est un mouvement cyclique, dont les paramètres spatio-temporels choisis naturellement permettent de minimiser la dépense énergétique. Les mouvements des membres inférieurs sont coordonnés de telle sorte que les angles d'élévation segmentaires sont unis selon un plan de covariation. Lorsque l'être humain se déplace, il est en relation étroite avec l'environnement qui l'entoure. Il existe un véritable système acteur-environnement. L'acteur va prendre des informations sur cet environnement grâce à différents systèmes sensoriels, il va sélectionner les informations pertinentes et interpréter ces informations en fonction de ses possibilités d'actions. L'espace est interprété selon ses fonctions et la perception de ces espaces fait appel à de multiples référentiels. Le marcheur se déplace donc en fonction de son environnement et les stratégies d'orientation mises en oeuvre sont différentes selon le genre,

l'état émotionnel ou encore l'expérience qui peut s'exprimer de manière plus évidente chez une population sportive. La locomotion humaine est en permanence ponctuée par des changements de direction, des évitements d'obstacles fixes ou mobiles qui induisent de ce fait des trajectoires de nature différentes à l'image de la ligne droite ou du virage de courbure variable. Il apparaît essentiel de comprendre comment sont générées les trajectoires courbes qui font partie intégrante des synergies motrices mises en place au quotidien. Nous allons ainsi nous attacher dans la partie suivante à définir la nature d'une trajectoire courbe et à analyser ses implications sur l'organisation segmentaire et locomotrice.

1.2 Trajectoires en courbe lors de la marche

De nombreuses études se sont intéressées à la marche en ligne droite dans des domaines tout aussi divers que l'énergétique [Cavagna1976, Kramer2008], le contrôle moteur [Hicheur2006, Ivanenko2008], la cinématique [Danion2003, Lindemann2008], la modélisation [Gardon2004, Nicolas2004] ou encore l'investigation clinique [Sutherland1984, Merory2007]. Désormais, les recherches s'orientent vers l'analyse de la marche en courbe dans la mesure où nous devons constamment nous adapter à notre environnement afin de se déplacer de façon efficiente. En effet, la marche en courbe est une tâche fondamentale et quotidienne qui permet par exemple d'éviter les collisions entre piétons dans une station de métro ou de changer de direction dans un couloir afin de rentrer dans son bureau. Grâce à une analyse vidéo de marcheurs dans différentes situations de la vie quotidienne, il a été montré que certaines activités peuvent induire la production de trajectoires courbes et ceci selon une proportion non négligeable. Les pas réalisés en courbe peuvent représenter 35 à 45 % de l'ensemble des pas réalisés durant une journée typique, selon la fréquence de certaines activités [Glaister2007]. Par ailleurs, une part importante des virages (49,6%) est effectuée selon des angulations de 76 à 120° [Sedgeman1994]. Dès lors, avant de se concentrer sur les caractéristiques de la locomotion en courbe, il convient dans un premier temps de s'interroger sur la définition propre du virage.

1.2.1 Diversité des méthodes de définition d'un virage

Un point important qui apparaît à la lecture de la littérature est qu'à notre connaissance, il n'existe pas de consensus sur une méthode de définition d'un virage. Notamment, il est difficile de connaître les instants à prendre en compte pour distinguer les trajectoires qui font partie de la ligne droite de celles qui appartiennent au virage. Il existe alors de nombreuses façons qui permettent d'approcher les caractéristiques de la locomotion en courbe. Une première façon est de recourir à l'analyse vidéo [Glaister2007]. Des sujets, en environnement quotidien (bureau, cafétariat, couloir, parking), étaient filmés de dos. Pour quantifier la marche en courbe, un opérateur classifiait chaque pas du sujet selon l'une des cinq catégories suivantes :

- un pas en ligne droite : c'est un pas pour lequel la direction de progression du corps est la même que celle lors de la pose de pied précédente,
- un pas d'initiation du virage : c'est un pas qui initie un virage multi-pas pour lequel la direction de progression est modifiée lors du contact du talon au sol. Ce pas est suivi d'un pas qui poursuit ou qui termine le virage,

- un pas qui poursuit le virage : c'est un pas qui survient durant un virage multi-pas et qui n'initie ni ne termine le virage. Par ailleurs ce pas préserve le même changement de direction que le pas d'initiation du virage,
- un pas qui termine le virage : c'est un pas qui met fin au virage. Lors de la pose de talon au sol, le changement de direction précédent cesse,
- un pas d'ajustement : c'est un pas durant lequel survient un changement de direction uniquement entre le lever des orteils et la pose de talon qui ne se répercute pas lors du pas suivant.

La figure 1.12 illustre ce classement des pas dans une cafétéria. Les auteurs mettent alors en avant que le virage est souvent le fait d'un mécanisme multi-pas. Les contraintes architecturales jouent un rôle important puisque les activités présentant des contraintes d'espace restreint nécessitent le plus de virages. Les caractéristiques des pas en virages sont également liées à la demande que nécessite la tâche à effectuer. En effet, plus la demande de la tâche sera élevée, plus les pas de continuité de virage seront faibles au profit des pas d'initiation et de fin de virage alors qu'une tâche à demande faible autorisera des virages multi-pas. Cette méthode a l'avantage de pouvoir être utilisée dans de grands volumes de mesure mais on voit bien apparaître la limite de cette méthode manuelle. En effet, en raison des nombreuses classifications, il semble difficile de pouvoir obtenir uniquement par observation des résultats d'une précision satisfaisante. À cela s'ajoute le caractère fastidieux de la méthode pour le traitement des données.

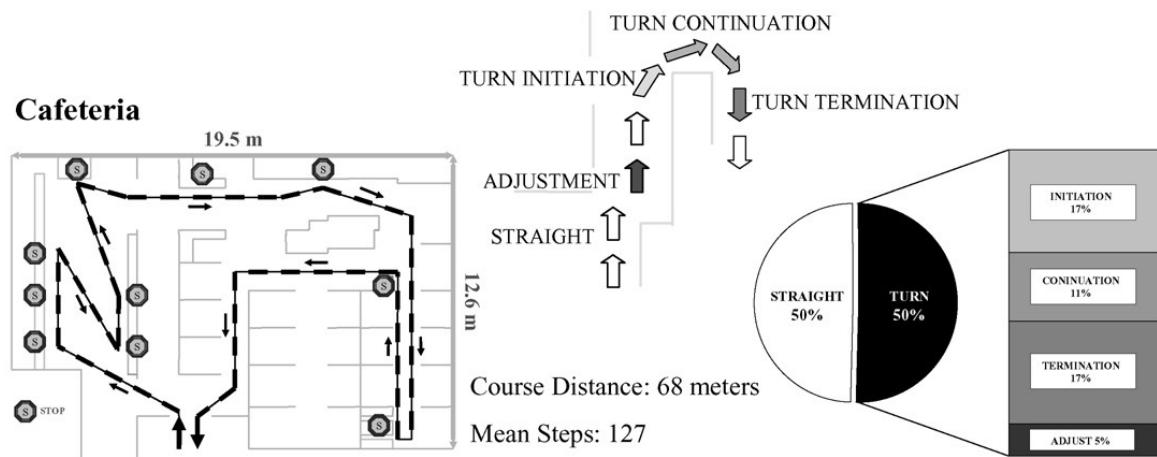


Fig. 1.12 - Classification des pas lors d'un déplacement dans une cafétéria [Glaister2007].

Une autre façon d'étudier la marche en courbe est d'utiliser un matériel externe à l'image de la plate-forme de forces [Taylor2005, Orendurff2006]. Lors d'une tâche consistant à réaliser un virage à 90° [Taylor2005], il était demandé aux sujets de tourner en prenant soin de poser le pied sur la plate-forme de forces. Bien que ce matériel soit adapté à l'étude de la locomotion, son utilisation pour la locomotion en virage ne permet de mettre en évidence que des caractéristiques discrètes de ce comportement continu, c'est-à-dire les instants correspondant à la pose du pied jusqu'à son décollage sur la plate-forme. En effet, il est impossible de connaître les adaptations pré- et post-appui sur la plate-forme. Par ailleurs, la tâche est extrêmement contrainte puisque les sujets doivent initier leur virage à l'endroit précis de la plate-forme.

Vallis et McFadyen proposent quant à eux une méthode basée sur la direction de progression de la marche afin d'étudier les ajustements locomoteurs impliqués dans l'évitement d'un obstacle fixe sur le chemin d'un marcheur [Vallis2003]. Le début du virage est alors considéré comme l'initiation de la déviation médiolatérale de la trajectoire du centre de masse par rapport à la trajectoire moyenne du sujet en ligne droite. Le seuil de déviation correspond alors à une valeur

individuelle et est fixé à un écart type. Cette méthode est intéressante dans la mesure où elle est objective, automatique et considère le virage comme un phénomène continu (bien que les auteurs ne se soient pas intéressés au retour à la trajectoire nominale). Le caractère générique de la détection peut être malgré tout discuté dans la mesure où le seuillage de la déviation est individuel.

Enfin, d'autres études utilisent une trajectoire prédéfinie au sol sur laquelle les sujets doivent marcher. Cette trajectoire peut bien-sûr être totalement courbe [Hicheur2005a, Orendurff2006, Segal2008] ou alors contenir des parties en ligne droite et des parties en courbe [Hicheur2005b, Fuller2007] (figure 1.13). Dans ce dernier cas, il est alors aisé de connaître les limites des parties courbes de la trajectoire puisqu'elles ont été prédéfinies par le tracé géométrique au sol. Il suffit donc de mettre en relation la position courante du sujet avec la forme au sol. Cependant, le fait de suivre précisément un trajet peut se révéler très contraignant au niveau de la trajectoire des sujets puisque les paramètres spatiaux sont définis *a priori* (même si on peut remarquer sur la figure 1.13b que la trajectoire effectuée ne suit pas à la perfection la trajectoire tracée au sol, ne serait-ce qu'à cause des petits déplacements médiolatéraux liés au pas). À ce propos, une précision importante doit être soulignée lorsqu'on étudie la marche en courbe. Ainsi, bien que le fait de tourner autour d'un coin et de changer de direction en suivant une trajectoire courbe tracée au sol présente des adaptations motrices communes, Hicheur et Berthoz soulignent qu'une distinction doit être effectuée entre ces deux tâches [Hicheur2005a]. En effet, contrairement au fait de tourner autour d'un coin, suivre une trajectoire prédéfinie en courbe nécessite un ajustement continu de la commande locomotrice afin de répondre de manière précise à la contrainte imposée par la trace au sol. L'utilisation de ce type de méthode pour évaluer la marche en courbe doit donc se faire avec prudence afin de tenir compte de l'objectif expérimental de l'étude.

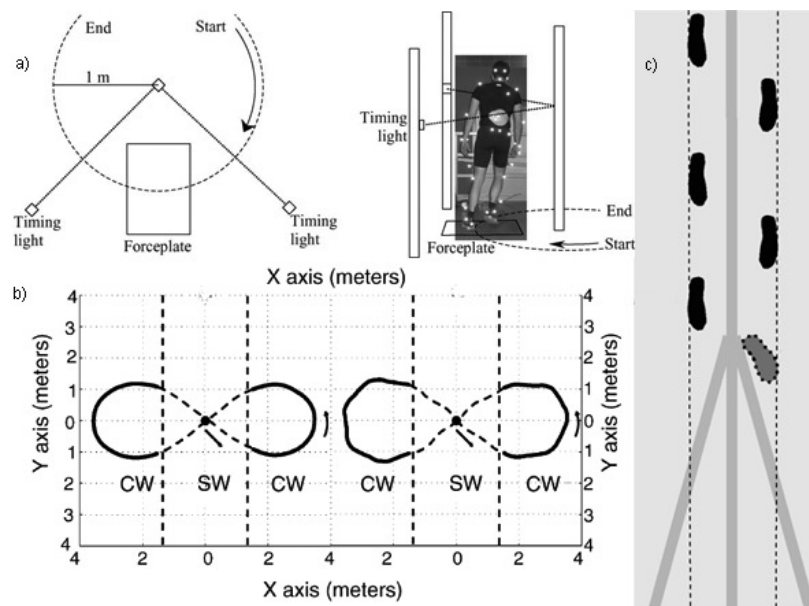


Fig. 1.13 - Approche du virage grâce au suivi d'une trajectoire tracée au sol pour : a) un cercle d'un mètre de diamètre [Orendurff2006], b) un lemniscate avec à gauche la trajectoire au sol et à droite la trajectoire réelle des sujets [Hicheur2005b] ou pour c) un changement de direction de 40° [Fuller2007].

Ainsi, la marche en courbe est une thématique qui fait l'objet de recherches récentes du fait de son omniprésence durant les mouvements quotidiens. Cependant, nous avons pu voir qu'il n'existe pas de consensus sur la définition même de la marche en courbe. Chaque étude définit le virage à sa manière. Malgré cette diversité méthodologique, nous allons voir dans les parties suivantes, de façon indépendante à toute préoccupation méthodologique, les phénomènes comportementaux qui régissent la marche en courbe et les adaptations cinématiques nécessaires à la réalisation de cette tâche.

1.2.2 Lois de contrôle de la trajectoire courbe

1.2.2.1 Génération de la trajectoire locomotrice

Des études très récentes réalisées grâce à des recherches communes entre neuroscientifiques et roboticiens se sont attachées à comprendre comment la trajectoire locomotrice était générée [Hicheur2007], mais aussi de quelle façon on pouvait la modéliser [Arechavaleta2006b, Arechavaleta2006a, Pham2007]. Le protocole commun à ces études s'inscrit dans un paradigme de génération de trajectoire locomotrice dirigée vers un but : à partir d'une position fixe, la population d'étude doit marcher afin de passer une porte dont la position et l'orientation varient au fil des essais. La trajectoire à suivre n'est pas imposée, les seules contraintes sont les positions et orientations initiales et finales du sujet. Un premier résultat très intéressant met en évidence le fait que les trajectoires réalisées par le centre de masse sont très reproductibles, quelle que soit la grandeur de la courbure de la trajectoire (figure 1.14). Cette stéréotypie s'exprime tant au niveau de la géométrie de la trajectoire produite qu'au niveau du profil de vitesse de marche. Ceci suggère que les sujets régulent leur trajectoire de marche de la même façon pour le même type d'essai. De plus, tous les sujets diminuent de façon progressive leur vitesse avant de réaliser le virage, durant lequel la vitesse est lente et constante. Ceci permet la production de trajectoires lisses.

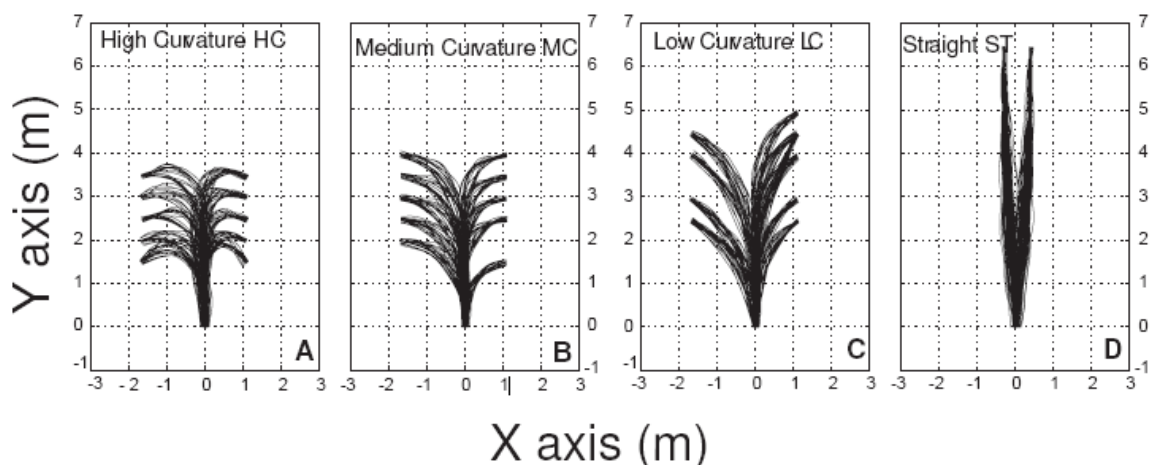


Fig. 1.14 - Stéréotypie de la trajectoire du centre de masse lors d'une locomotion dirigée vers un but quelle que soit la courbure de la trajectoire à réaliser : A) Courbure forte, B) Courbure moyenne, C) Courbure faible, D) Ligne droite [Hicheur2007].

Cette stéréotypie caractéristique de la trajectoire du centre de masse n'est pas retrouvée lorsque les auteurs s'intéressent aux événements discrets que sont les poses de pieds. Ainsi, la trajectoire locomotrice dirigée vers un but, dans un environnement très peu contraint, serait planifiée dans sa globalité et non "pas à pas". Le sujet adapterait donc le mouvement de ses différents segments afin de respecter cette trajectoire globalement planifiée. Les auteurs concluent alors que le contrôle de la trajectoire s'effectue en terme de déplacement du corps dans l'espace et non pas en terme de déplacement du corps par rapport aux pieds. La variabilité des placements de pieds serait alors le fait de stratégies motrices différentes permettant la réalisation de la tâche locomotrice globalement planifiée. De ce fait, le déplacement du corps dans l'espace doit être exprimé par le mouvement de la tête ou du tronc dans ce même espace. A ce sujet, il a été proposé d'aborder la locomotion, sous l'égide de théories de robotique mobile, comme un système différentiel tenant compte de la position et l'orientation du marcheur dans l'espace [Arechavaleta2006a]. La tâche locomotrice est alors définie comme un système différentiel tenant compte de la position et l'orientation du marcheur dans l'espace. Dans ce cadre, la locomotion peut être modélisée comme une tâche non-holonome, c'est-à-dire que des contraintes particulières sont appliquées à la trajectoire de marche. Si l'ensemble des positions de l'espace effecteur (que l'on considère ici les pieds, le centre de masse ou la tête) est atteignable, tous les chemins liant deux de ces positions ne sont pas forcément réalisables. Par exemple dans le cas d'un déplacement dans la direction latérale, les sujets ne réaliseront pas plusieurs pas chassés alors que ce mouvement correspond au chemin le plus court dans l'espace des configurations. Les auteurs démontrent alors que le tronc se comporte comme un volant ("steering wheel") qui dirige le corps humain dans le cadre de cette modélisation. La trajectoire de marche suit alors l'axe défini comme orthogonal à la ligne des épaules.

Pour investiguer les phénomènes se déroulant en amont de cette stéréotypie de la trajectoire du centre de masse, Pham et al. se sont attachés à modéliser la locomotion en s'appuyant sur des modèles computationnels de maximisation de l'aspect lisse des trajectoires [Pham2007], mettant en jeu des principes d'optimalité. Une trajectoire est dite lisse s'il n'y a pas de variation abrupte de la position au cours du temps : les valeurs de dérivées de la position doivent donc être minimisées. Les auteurs s'appuient sur des études précédentes, conduites sur des mouvements de main, s'intéressant à la minimisation des dérivées comme le jerk (troisième dérivée de la position) [Flash1985] ou encore le snap (quatrième dérivée de la position) [Richardson2002]. Pour prédire des trajectoires locomotrices, quatre modèles sont alors testés à partir des paramètres suivants : les positions initiale et finale, l'accélération et la durée du mouvement. Ces modèles minimisent chacun la vitesse, l'accélération, le jerk ou le snap. C'est pour ces deux derniers modèles que les trajectoires prédites sont les plus proches des trajectoires réelles, tant au niveau de la géométrie que de la cinématique. Il y aurait ainsi un contrôle cinématique lors de la locomotion dirigée vers un but, de telle sorte que les trajectoires formées soient lisses. La légère variabilité intra-individuelle au milieu des essais suggère que le système adapte l'optimalité de la trajectoire grâce à des feedbacks en ligne.

Les auteurs s'inscrivent désormais dans l'idée d'une analogie entre le contrôle spatial de la trajectoire locomotrice du corps dans son ensemble et le contrôle spatial de la trajectoire de la main [Hicheur2007, Pham2007] bien que ces deux tâches divergent tant sur l'échelle spatio-temporelle que sur le nombre de degrés de liberté à contrôler. Dans ce cadre, ils précisent que cette analogie avait déjà été émise quelques années auparavant, mais sur un aspect différent à savoir l'intégration des forces gravito-inertielles pour la mise en place de la commande motrice mettant en jeu des mouvements de passage "assis-debout" (et inversement) et des mouvements de bras verticaux dans le plan sagittal [Papaxanthis2003]. On retrouve également ces principes communs de génération de trajectoire pour les trajectoires de main et les trajectoires locomotrices dans les études concernant à la loi de puissance, qui unit la géométrie de la trajectoire à la cinématique du mouvement.

1.2.2.2 Cinématique du mouvement et géométrie de la trajectoire

La vitesse de locomotion est étroitement liée à la forme de la trajectoire suivie. Ce lien peut s'effectuer selon un invariant moteur particulier appelé loi de puissance. La loi de puissance est un paradigme très intéressant lorsqu'on analyse les principes régissant la génération de trajectoire locomotrice d'un point de vue cinématique, en s'appuyant sur des principes établis pour les mouvements de main. Cette loi, principalement mise en évidence par des études neuroscientifiques, régit les mouvements en courbe. Elle a tout d'abord été démontrée sur des mouvements d'écriture et de dessin par Viviani et Terzuolo [Viviani1982] et Lacquaniti et al. [Lacquaniti1983] puis analysée par de nombreux auteurs [Viviani1985, Viviani1991, Plamondon1998, Chéron1999, Maoz2006]. Elle a été également démontrée lors de tâches de poursuite oculaire [de'Sperati1997] et a même été abordée sur des mouvements de langue [Perrier2008]. Cette loi stipule que lors d'un mouvement continu régulier, la vitesse instantanée varie avec le rayon de courbure local selon une loi de puissance. Dans un régime établi d'un mouvement cyclique, la vitesse de parcours est proportionnelle à la racine cubique du rayon de courbure. Cette relation de puissance un tiers entre la vitesse horizontale et le rayon de courbure, également appelée loi de puissance deux tiers entre la vitesse angulaire et la courbure, s'exprime selon l'équation suivante :

$$V(t) = K.R(t)^{\frac{1}{3}} \quad \text{ou} \quad A(t) = K.C(t)^{\frac{2}{3}} \quad (1.1)$$

avec : $V(t)$ la vitesse horizontale à l'instant t , $R(t)$ le rayon de courbure local de la trajectoire, $A(t)$ la vitesse angulaire, $C(t)$ la courbure et K le coefficient de gain de vitesse.

Une façon équivalente d'exprimer la loi de puissance est de raisonner dans l'espace logarithmique. On obtient alors une relation linéaire entre le logarithme de la vitesse horizontale et le logarithme du rayon de courbure :

$$\log V(t) = \frac{1}{3} \log(R(t)) + \log(K) \quad (1.2)$$

Enfin, Viviani et Schneider ont proposé une formulation modifiée des liens unissant la vitesse et le rayon de courbure selon l'équation 1.3 [Viviani1991]. Cette formulation serait moins influencée par les points d'inflexion. En effet, il faut noter que la loi de puissance s'applique aux trajectoires courbes. Elle ne peut être appliquée dans la prédiction de profil de vitesse lorsqu'il y a des points d'inflexion ou dans une ligne droite puisque le rayon de courbure passe par des valeurs infinies.

$$V(t) = K \left(\frac{R(t)}{1 + \alpha R(t)} \right)^{1-\beta} \quad (1.3)$$

avec α un coefficient constant pouvant prendre des valeurs entre 0 et 1 selon la vitesse et β la valeur de la puissance.

Depuis les années 2000, les auteurs s'intéressent au transfert de la loi de puissance des mouvements de bras à la locomotion humaine qui met en jeu un ensemble complexe de synergies corporelles. Ainsi, la loi de puissance un tiers a été mise en évidence sur la locomotion humaine (figure 1.15a) en étudiant le centre de rotation de la tête dans le plan horizontal lors d'un mouvement périodique elliptique [Vieilledent2001] ou encore pour le mouvement du pied lors d'une marche sur tapis roulant entre la vitesse du pied et sa trajectoire associée durant la phase de balancé [Ivanenko2002, Grasso2004]. Hicheur et al. [Hicheur2005c] ont démontré l'existence

d'une loi de puissance sur des mouvements de locomotion, en suivant l'évolution du milieu des épaules, lors de la répétition d'une trajectoire plus complexe en forme de trèfle ou de limaçon (figure 1.15b, c). On observe ainsi sur la figure 1.15 que le rayon de courbure et la vitesse tangentielle suivent des évolutions similaires. Un minimum de courbure est toujours atteint en même temps qu'un minimum de vitesse quelle que soit la forme de la trajectoire suivie.

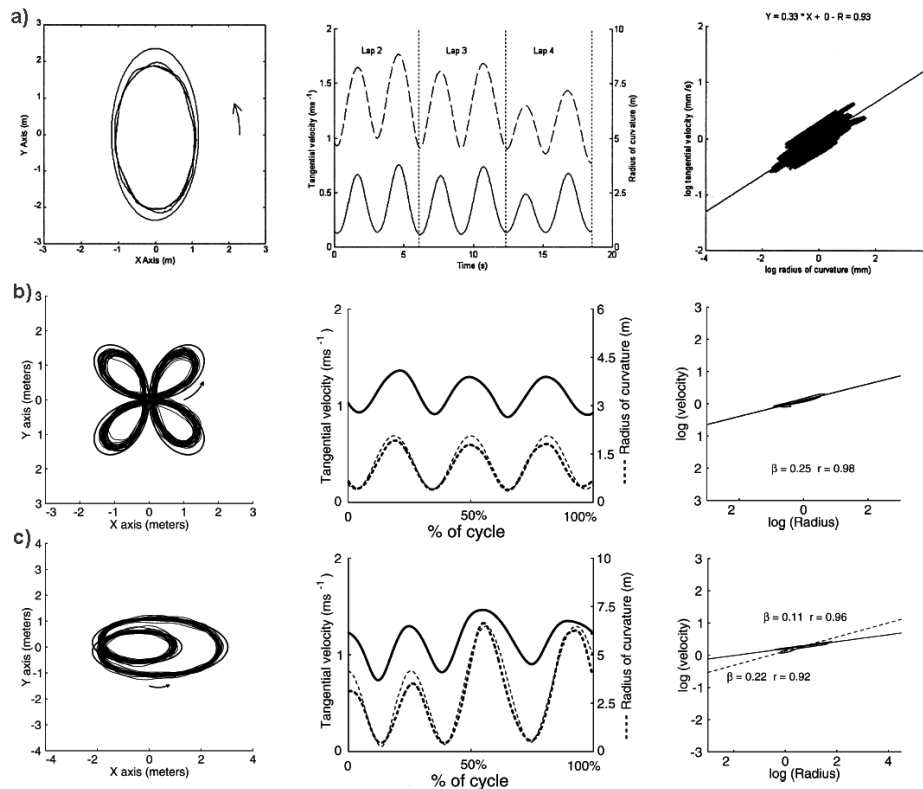


Fig. 1.15 - Loi de puissance entre le rayon de courbure et la vitesse tangentielle lors de trajectoires locomotrices périodiques : a) loi de puissance un tiers lors de la répétition d'une trajectoire elliptique à vitesse rapide [Viellident2001], b) et c) cette loi de puissance s'exprime différemment pour des trajectoires périodiques en forme de feuille de trèfle ou de limaçon avec une valeur de puissance qui dépend de la forme de la trajectoire suivie [Hicheur2005c]. La loi de puissance un tiers serait donc la particularité des trajectoires elliptiques.

L'expression et la compréhension de cette loi passe par la prise en compte des paramètres intrinsèques de la relation, à savoir la valeur de la puissance notée β et le coefficient de gain de vitesse K . Il a dans un premier temps été démontré que la puissance de la relation avait une valeur de $\frac{1}{3}$. Cette valeur s'applique sur les mouvements de mains [Viviani1982, Lacquaniti1983] ainsi que sur des trajectoires elliptiques de marche [Viellident2001]. Hicheur et al. [Hicheur2005c] ont démontré qu'en réalité, la loi de puissance s'exprime sous une forme plus générale que la loi de puissance un tiers avec une valeur de puissance qui varie selon la géométrie de la forme au sol suivie par le sujet. L'exposant un tiers pour la locomotion serait alors spécifique aux trajectoires elliptiques. Le coefficient de gain de vitesse correspond quant à lui à une adaptation de la vitesse moyenne. Celui-ci reste constant lors de segments de trajectoire, vus comme des unités d'action, pour des mouvements complexes [Viviani1982, Viviani1985] ou le long de trajectoires elliptiques [Lacquaniti1984]. Sa valeur dépend du rythme général d'exécution du mouvement mais aussi de la longueur de la trajectoire à réaliser [Viviani1985].

Les origines de cette loi sont encore soumises au débat. Deux grandes familles de théories sont avancées : une théorie mécanique et une théorie neuronale. Dans un premier temps, il a été suggéré que la loi de puissance pourrait être un sous-produit d'un système en mouvement, induisant des trajectoires lisses [Todorov1998, Schaal2001]. Dans ce cas, Schaal et Sternad soulignent que, lors de mouvements rythmiques de bras non contraints, cette loi ne devrait pas être considérée comme une primitive pour la génération du mouvement [Schaal2001]. Ainsi, ils attribuent les origines de cet "épiphénomène" à des générateurs de pattern oscillant lisses au niveau articulaire. Il a été également supposé qu'une partie de cette relation pourrait être assimilée à la dynamique segmentaire et aux propriétés visco-élastiques des muscles qui dans ce cas sont modélisés comme des ressorts [Gribble1996]. De plus, cette loi pourrait seulement être issue du bruit inhérent au système moteur [Maoz2006]. En effet, n'importe quel signal bruit blanc peut aboutir à une pseudo loi de puissance un tiers, ce qui souligne l'importance du filtrage effectué sur les données expérimentales. Une dernière théorie mécanique s'inscrit dans l'approche de la dynamique des systèmes de Newell [Newell1986]. Cette approche considère que le système cognitif n'a aucune influence sur le contrôle moteur. Le sujet doit alors faire face aux contraintes liées à l'environnement, à la tâche et à son organisme. Ces contraintes gouvernent l'espace des solutions possibles. Dans ce cas, sans intervention du système nerveux central, la coordination s'exprimerait comme l'adaptation du système moteur au système de contraintes : ce phénomène est appelé "self-organizing optimality".

La seconde théorie explique cette loi de puissance par le rôle actif du système nerveux central [Massey1992, Viviani1995, Schwartz2000, Levit-Binnun2006, Dayan2007]. Il a été récemment démontré que le cerveau est beaucoup plus activé lorsqu'un sujet, immobile, observe des points qui se déplacent selon une loi de puissance un tiers entre le rayon de courbure et la vitesse le long d'une trajectoire elliptique par rapport à des points qui ne respectent pas cette loi [Dayan2007]. Cette étude complexe, mettant en jeu des techniques de pointe d'imagerie fonctionnelle, intensifie l'hypothèse d'un contrôle du système nerveux central sur la relation entre le rayon de courbure d'une trajectoire locomotrice et la vitesse associée. Ainsi, le système nerveux central pourrait mettre en place des stratégies locomotrices selon la forme de la trajectoire à suivre [Vielledent2001]. Cette théorie est renforcée par la valeur de la puissance qui n'est pas unique et constante mais qui dépend de la forme de la trajectoire [Hicheur2005c] durant une tâche de locomotion cyclique et contrainte (marcher cinq tours selon une trajectoire tracée au sol).

On voit bien l'importance de cette loi car comme le soulignent à juste titre Courtine et Schieppati, la marche en ligne droite est rarement rencontrée dans la vie quotidienne et, qu'ils soient inattendus ou anticipés, de nombreux changements de direction interviennent [Courtine2003a]. On aperçoit alors la limite de nombreuses études pour lesquelles le piéton est isolé de son contexte naturel, dans des conditions limitées comme la marche sur tapis roulant ou la marche en ligne droite.

Cependant, cette loi a été établie sur des mouvements qui ne sont malgré tout pas rencontrés dans la vie courante : les trajectoires à suivre sont prédéfinies avec de ce fait un environnement très contraint et sont bien souvent périodiques à l'image de la réalisation de 5 boucles sur une ellipse parfaitement définie au préalable [Vielledent2001]. Se pose alors la question de l'extrapolation de cette loi aux parties courbes d'une trajectoire quotidienne réaliste et naturelle.

Nous avons vu grâce à ce chapitre 1.2.2 que l'étude de la génération de trajectoires locomotrices, et en particulier des trajectoires courbes, est un axe majeur des dernières recherches. La cinématique de la locomotion est alors contrôlée selon des principes d'optimalité et de maximisation de l'aspect lisse des trajectoires. Le trajet de marche est globalement planifié, tant au niveau de la géométrie que du profil de vitesse. Ces deux paramètres peuvent s'exprimer

lors de trajets périodiques selon une loi de puissance. Enfin, même si des adaptations en ligne sont possibles la trajectoire ne serait pas planifiée pas à pas. Afin de préciser la cinématique et le contrôle du mouvement locomoteur en courbe, nous allons dans le chapitre suivant nous intéresser à un niveau plus détaillé de la trajectoire courbe en considérant les synergies motrices mises en jeu.

1.2.3 Contrôle hiérarchique de la marche en courbe

1.2.3.1 Une stratégie "top-down" pour la réorientation du corps

Lorsqu'un sujet marche en courbe, un élément très intéressant est que sur le plan horizontal, la tête anticipe le changement de direction du corps entier. Ce comportement anticipateur de la tête a été observé pour des trajectoires circulaires [Grasso1996] ou triangulaires [Glasauer2002], pour des trajectoires à angle droit [Grasso1998c, Grasso1998a, Prévost2003] ou en forme de huit [Hicheur2005b], pour des trajectoires à 30°, 40° ou 60° [Hollands2001, Vallis2001, Vallis2004], pour des trajectoires où le rayon de courbure est complètement contraint ou libre [Sreenivasa2008] ou encore pour des trajectoires contraintes uniquement par une position et une orientation initiales et finales [Hicheur2007]. Quelles que soient les conditions expérimentales, à savoir marcher en avant ou en arrière, avec ou sans la vision, à des vitesses de marche différentes, la tête dévie systématiquement vers la direction à venir. La déviation de la tête anticiperait celle du corps de 200ms [Grasso1996, Courtine2003a]. Ce comportement s'acquiert progressivement durant l'enfance [Grasso1998a] : on peut observer chez des enfants, dont l'âge est compris entre 3,5 et 8 ans, une orientation prédictive de la tête. La différence qui s'opère avec des adultes concerne uniquement le pic de rotation de la tête qui intervient plus tardivement que chez l'adulte. La déviation de la tête n'est pas négligeable puisqu'elle peut atteindre des valeurs moyennes de 20°, avec des valeurs maximales de l'ordre de 30° [Hicheur2005b]. Le profil de déviation de la tête est alors symétrique selon que le sujet suive un virage à droite ou un virage à gauche [Hollands2001, Hicheur2005b]. Par ailleurs, l'amplitude de déviation de la tête et du corps est supérieure durant le virage par rapport à la ligne droite [Hicheur2005b, Hicheur2005a]. De ce fait, lorsqu'on marche en courbe, les déviations de la tête et du corps ne sont pas uniquement dues aux rotations naturelles mais aussi à une orientation prédictive liée au changement futur de la direction de marche. Il faut noter que ces déviations sont influencées par la forme globale de la trajectoire suivie et à un niveau plus local par l'activité d'alternance des pas. Ces auteurs ont confirmé récemment l'influence de la forme de la trajectoire puisque l'amplitude de déviation de la tête est proportionnelle à la courbure du virage [Hicheur2007]. L'augmentation de l'amplitude de déviation de la tête en relation avec l'augmentation de l'angle d'un virage a été également mise en avant lors d'un protocole où les changements de direction étaient compris entre 45° et 180° [Sreenivasa2008]. Lorsque le sujet se déplace dans un environnement dont la configuration est inconnue au préalable, on constate alors un nombre plus important de changements de direction de la tête des sujets par rapport à ceux de la trajectoire globale du corps [Patla2004]. Les rotations de la tête ne conduisent pas irrémédiablement à une modification de l'orientation du corps du sujet⁵. L'anticipation de la tête conduisant à une réorientation du corps s'inscrit donc dans un objectif global locomoteur.

Il a été suggéré que la déviation de la tête s'effectuait moins d'une seconde avant la déviation du tronc [Grasso1996, Grasso1998c, Courtine2003a]. D'autres auteurs caractérisent cette déviation

⁵Ceci permettant sans doute aux femmes de profiter des vitrines tout en marchant sur le trottoir ...

selon un critère spatial par rapport à l'environnement [Grasso2000a, Prévost2003]. Prévost et al. suggèrent que pour un virage à 90°, l'initiation de la déviation s'effectuerait à une distance constante du centre de rotation plutôt qu'à un instant constant de ce centre [Prévost2003]. L'instant de déviation dépendrait alors de la vitesse de marche du sujet. Cette invariance spatiale a été observée lors d'une étude en environnement virtuel [Grasso2000a] mais aussi en situation réelle pour des virages compris entre 45° et 135° : la tête commence à anticiper la déviation du corps à une distance constante ($\approx 1,1\text{m}$) d'un obstacle présent sur le parcours [Sreenivasa2008].

Le rôle fondamental joué par l'anticipation de la réorientation de la tête dans la nouvelle direction de marche a été conforté grâce à des études perturbant ou bloquant le mouvement de cette dernière. Ainsi, lorsqu'on immobilise la tête en la fixant au tronc, le tronc se réoriente autour de l'axe vertical de façon plus précoce afin de permettre l'alignement de la tête dans la nouvelle direction [Hollands2001], ce qui suggère que la rotation de la tête n'est pas seulement une conséquence de la réorientation globale du corps. Lorsque le mouvement de rotation de la tête dans le plan horizontal est perturbé un pas avant le changement théorique de direction, et ceci de façon inattendue, la réorientation du tronc est retardée jusqu'à temps que le sujet puisse diriger sa tête vers la direction à suivre [Vallis2001], ou bien la trajectoire du centre de masse dévie dans la direction indiquée par la tête [Vallis2004].

On peut faire référence à une citation très pertinente relevée par Cutting et al. [Cutting2002] concernant l'attitude d'un jockey pour diriger son cheval :

"When [the rider] turns his head in the new direction he anticipates turning, his body and weight shift, giving a subtle signal to the horse slightly in advance of the more direct aids to turn ; the horse then becomes more responsive to the actual aids when given." [Morris1990]

La majorité des auteurs s'accorde ainsi à dire qu'il existe un contrôle hiérarchique du mouvement qui s'effectue d'une façon "top-down". Certains auteurs attribuent cependant l'anticipation de la tête à la différence des paramètres d'inertie entre la tête et le tronc [Biguer1982]. Au regard des différentes études, notamment celles qui perturbent le mouvement de la tête, cette hypothèse ne semble pas être suffisante pour expliquer ce comportement. La tête est ainsi contrôlée en respectant la direction du mouvement et ses mouvements anticipateurs, coordonnés au regard, fournissent au système nerveux central une image stable de référence, par acquisition à l'avance d'informations sur l'endroit vers lequel se dirige le marcheur, pour réorienter le reste du corps [Grasso1996, Prévost2003]. La tête serait alors un référentiel mobile naturel pour le mouvement puisqu'elle présente deux systèmes fondamentaux pour l'orientation spatiale et la perception de la direction, à savoir le système visuel et le système vestibulaire [Pozzo1990]. Elle jouerait alors le rôle d'une plate-forme inertielle pour le guidage de la locomotion [Pozzo1990]. Cette caractéristique "top-down" commence doucement à être appliquée pour définir des lois de contrôle pour des robots mobiles [Aoi2004].

1.2.3.2 Rôle du regard : "je vais là où je regarde"

Un point important à considérer lorsqu'on étudie le mouvement de la tête dans le cadre d'un contrôle du mouvement en virage "top-down" est le système visuel. En effet, comme nous l'avons vu dans la section 1.1.2, c'est un système majeur qui permet d'acquérir des informations visuelles précises sur l'environnement qui nous entoure. Le regard s'inscrit alors dans la stratégie de réorientation "top-down" du corps durant un changement de direction de la locomotion [Grasso1998c, Imai2001, Hollands2002]. Les mouvements de rotation des yeux, de la tête et du corps selon les trois axes maintiennent le regard dans la direction du mouvement vers l'avant en ligne droite et dirigent le regard de façon proactive vers la direction à venir durant le virage [Imai2001]. Avant et après la phase de changement de direction, la tête et le regard sont ainsi

alignés avec la direction de marche en cours [Hollands2002]. Juste avant le changement de direction du corps, des saccades oculaires sont effectuées afin d'aligner le regard sur le point final du chemin à suivre [Hollands2002]. Ce réaligement du regard est accompagné par la réorientation de la tête qui s'effectue en général de façon simultanée. Les sujets fixent du regard leur point d'arrivée jusqu'à temps que la tête soit alignée avec la nouvelle direction [Hollands2002]. La tête apparaît alors mieux stabilisée durant la courbe en raison de l'association de son mouvement anticipateur avec des phases transitoires de verrouillage permettant un changement stable et continu de la direction du corps [Hicheur2005b]. Un point particulièrement intéressant est que durant le virage, les yeux, la tête et le corps se dirigent vers les changements de direction dans l'espace du vecteur d'accélération gravito-inertielle, qui correspond à la somme des accélérations linéaires agissant sur la tête [Imai2001]. On observe ainsi une torsion oculaire qui s'effectue dans la direction de l'accélération linéaire, tendant à aligner l'axe vertical de rotation des yeux avec ce vecteur. Les changements d'orientation du vecteur d'accélération gravito-inertielle seraient ainsi anticipés. Imai et al. suggèrent que cette anticipation serait utilisée pour maîtriser les forces d'inertie qui pourraient déstabiliser l'équilibre durant le virage [Imai2001]. Les mouvements des yeux, de la tête et du corps, qui s'opèrent selon les trois axes de rotation, auraient ainsi à la fois une composante d'orientation et une composante de compensation [Imai2001]. Le mouvement de rotation autour de l'axe transversal des yeux qui s'oppose au déplacement vertical de la tête en ligne droite et en virage reflèterait une composante compensatoire probablement issue du réflexe vestibulo-oculaire linéaire afin de maintenir le regard vers un point fixe dans l'espace. La torsion oculaire dans la direction de l'axe vertical durant le virage serait quant à elle une composante d'orientation vers le vecteur d'accélération gravito-inertielle.

Le rôle du regard dans la tâche de changement de direction a été également étudié lors d'une tâche de conduite automobile, réelle ou simulée par ordinateur, où il a été mis en évidence que les sujets réalisent des saccades et des fixations oculaires à l'avance sur un point plus éloigné de la route [Land1994, Wilkie2003, Marple-Horvat2005, Robertshaw2008]. Ceci permettrait de prédire la courbure de la route [Land1994] ou bien de regarder les points par lesquels le conducteur veut passer [Robertshaw2008].

Certains auteurs se sont intéressés à l'activité cérébrale durant une tâche d'imagerie mentale de marche en courbe et de marche en ligne droite [Wagner2008]. Les résultats montrent que la tâche d'imagerie mentale de marche en courbe présente une activité dominante dans l'hémisphère controlatéral au virage au niveau du ganglion de la base. Ceci met en avant le rôle majeur du striatum dans l'initiation du mouvement et l'exécution de rotation du corps du côté controlatéral. Le parahippocampe et le gyrus fusiforme, tous deux impliqués dans les tâches de navigation guidées par la vision, sont beaucoup plus activés lors de la marche en courbe par rapport à la marche en ligne droite. Par ailleurs, l'imagerie mentale d'une marche en courbe induit des mouvements des yeux du côté du virage. Ces résultats insistent de ce fait sur le rôle des mouvements anticipateurs des yeux lors du virage et suggèrent une relation neurophysiologique très étroite entre la locomotion et son imagerie mentale.

Une étude récente de Solomon et al. a également mis en évidence la séquence de réorientation du corps dans un virage au sein d'une analyse originale [Solomon2006]. Les auteurs se sont attachés à décrire de façon plus précise la séquence temporelle entre la tête et le pelvis en tissant une analogie entre le mouvement de la tête et celui des yeux. Plus précisément, ils s'appuient sur les trois phases suivantes du mouvement de la tête et des yeux : 1) la portion initiale saccadique des déviations du regard ; 2) la phase de stabilité relative des yeux dans leur orbite durant les déplacements du regard ; 3) la stabilisation du regard médiée par le réflexe vestibulo-oculaire dans la dernière partie de déviation du regard. Ainsi : 1) la vitesse de la tête est supérieure à celle du pelvis : la tête initie très tôt la rotation dans le virage dans le même sens que celle adoptée par le pelvis ; 2) à la moitié du virage, la tête et le pelvis tournent à la même vitesse,

stratégie appelée "en bloc" par les auteurs ; 3) la fin du virage est quant à elle caractérisée par une vitesse de la tête inférieure à celle du pelvis. Cette description suggérerait qu'en plus d'une stratégie de réorientation anticipatrice de la tête, il y aurait une stratégie spécifique afin de contrôler le mouvement des différents segments entre eux.

Certaines études se sont attachées à l'analyse du changement de direction sans aide de la vision [Courtine2003a]. Ainsi, Courtine et Schieppati ne remarquent pas de changements locomoteurs significatifs majeurs lorsque le sujet est privé d'informations visuelles dans le cas du virage. La tête anticipe de la même manière le mouvement du tronc et son mouvement diffère uniquement par le maintien d'une posture constante dans le plan sagittal ce qui permet une meilleure stabilisation de la tête et du cou ainsi qu'une meilleure réactivité des ajustements en cas de problème d'équilibre. Grasso et al. et Prévost et al. ont également mis en évidence une anticipation de la tête et du regard en absence de vision [Grasso1998c, Prévost2003]. Ce comportement avec et sans la vision suggérerait selon eux le besoin de préparer une image de référence centrée sur l'observateur pour la navigation. En absence de vision, ce comportement anticipateur ne pourrait cependant être inscrit dans un programme moteur général de la marche en courbe puisqu'il disparaît lorsqu'on demande aux sujets de marcher en arrière les yeux fermés [Grasso1998c]. L'anticipation similaire retrouvée en absence de vision serait alors le fait de l'utilisation de la mémoire spatiale à court-terme, en s'appuyant par ailleurs sur les informations visuelles et proprioceptives [Prévost2003]. Les auteurs mettent en avant le rôle des points de repères et/ou de la direction égocentrée dans le guidage de la locomotion. L'importance du contrôle du regard a également été mis en évidence dans une tâche expérimentale différente pour laquelle des sujets assis sur un robot mobile commandé grâce à un joystick devaient réaliser des rotations de 360° dans le noir sous différentes conditions d'orientation du regard [Siegler2002]. Lorsque les sujets repèrent au préalable une cible fixe dans l'environnement et qu'ils essaient de la fixer lors de la tâche de rotation, ils utilisent une stratégie centrée sur l'environnement pour laquelle la performance (en terme de réalisation effective d'une rotation à 360°) est meilleure que lorsque les sujets réalisent la même tâche, sans cible, mais en regardant simplement devant eux le plus loin possible. La performance est, de plus, étroitement liée à la stabilisation de la tête dans l'espace. Les auteurs mettent alors en évidence l'importance du regard dans les tâches d'orientation spatiale en facilitant la perception du mouvement du sujet. Dans un protocole également dans le noir, mais où la direction dans laquelle les sujets devaient aligner leur corps entier était indiquée par une diode lumineuse, les caractéristiques temporelles et spatiales du mouvement dans le plan horizontal des yeux, de la tête, du haut du corps et des pieds ont été étudiées [Hollands2004]. Les auteurs mettent en avant une corrélation entre l'instant de déviation, après la stimulation lumineuse, des yeux et de la tête mais aussi des yeux et des pieds. Ce dernier résultat plaiderait en faveur du fait que les yeux et le système moteur des membres inférieurs travailleraient d'une façon coordonnée pour générer un patron de mouvement des yeux et de la tête. Il convient cependant de modérer ces conclusions dans la mesure où le coefficient de détermination pour les yeux et les pieds est égal à 0,41, ce qui apparaît très faible pour conclure à une corrélation temporelle. Cependant, l'analyse cinématique révèle que le profil du mouvement des pieds qui permet l'alignement avec la cible lumineuse est très similaire au profil du mouvement des yeux, soulignant des réseaux de coordination "yeux-pieds".

Enfin, nous pouvons relever l'étude très intéressante de Rybarczyk et al. dont l'objectif principal est de créer un dispositif d'assistance au handicap qui s'adapte le mieux possible à l'humain [Rybarczyk2004]. Ils présentent une approche vraiment originale utilisant les lois comportementales régissant la locomotion dans un environnement pour définir un modèle approprié à l'utilisateur humain. Le dispositif est un robot mobile téléguidé qui fournit des informations visuelles au sujet via un écran vidéo. La relation homme-machine s'effectue alors par téléopération. Pour que cette relation se fasse dans les meilleures conditions, les auteurs partent du principe selon lequel le fonctionnement du robot doit solliciter majoritairement l'utilisateur en terme d'assimilation,

c'est-à-dire solliciter les schémas sensori-moteurs existants chez le sujet. Pour cela, ils utilisent les nouvelles connaissances concernant les invariants comportementaux de la locomotion en lien avec l'environnement. Le modèle ainsi conçu est basé sur l'anticipation visuo-motrice. Une caméra placée sur le robot est identifiée au regard humain. Les sujets doivent faire réaliser au robot un parcours en slalom entre quatre balises le plus rapidement possible et sans collision. Ils testent alors les deux conditions d'anticipation suivantes : le modèle "non-humain" où l'opérateur contrôle indirectement l'orientation de la caméra car le mouvement anticipatoire de cette dernière est automatisé, s'adaptant à la commande locomotrice que l'opérateur envoie au robot (calculs basés sur le rayon de courbure) ; le modèle "humain" où l'opérateur contrôle les mouvements de la caméra, ces derniers inférant la direction de navigation du robot ("je vais là où je regarde"). Une situation où la caméra reste fixe par rapport au mouvement du robot est utilisée comme situation contrôle. Les résultats montrent que l'exécution du parcours est plus rapide lorsque la caméra anticipe le déplacement, et ceci d'autant plus pour le modèle "humain". Par ailleurs, lorsqu'on compare les trajectoires du robot en tenant compte de la relation vitesse/courbure, il s'avère que le comportement "humain" transcrit une loi de puissance un tiers. Ceci serait le signe, selon les auteurs, d'une bonne adaptation de l'homme à la machine.

Ainsi, le contrôle du mouvement lors d'un changement de direction serait à associer avec une stratégie : "je vais là où je regarde" et non "je regarde là où je vais" [Grasso1996, Prévost2003]. La réorientation de la tête ne jouerait alors pas seulement une fonction anticipatrice. Elle aurait un rôle actif dans le guidage du corps vers la future direction [Hollands2001] en fournissant une image de référence pour le contrôle et la réorientation du corps [Grasso1996, Grasso1998c, Hollands2001, Prévost2003]. Hollands et al. émettent l'hypothèse que la réorientation de la tête est capable de fournir au système nerveux central une image de référence à la fois allocentrée et égocentrée afin de réorienter le reste du corps [Hollands2002]. Cette hypothèse s'appuie sur les études décrites précédemment sur l'anticipation de la tête et du regard, ainsi que sur les travaux de neurophysiologie ayant mis en avant l'existence de cellules directionnelles de la tête ("head direction cells") dont l'activité est déclenchée lorsque la tête est orientée vers des directions spécifiques dans l'espace [McNaughton1996, Robertson1999]. Il semble également que la simple perception d'une rotation de la tête (déclenchée par la création d'un flux optique de rotation dans une salle de réalité virtuelle) déclenche les synergies motrices du virage [Sarre2008]. Cette théorie de contrôle "top-down", largement décrite dans la littérature doit cependant considérer les théories mettant en avant l'existence d'un système podocinétique dans le contrôle de la locomotion. L'origine du contrôle de la locomotion est un débat très actif entre les neuroscientifiques et les roboticiens, ces derniers contrôlant souvent les robots au niveau des pieds. Nous allons à présent aborder une vision différente du contrôle de l'orientation spatiale grâce à une référence podale.

1.2.3.3 Un guidage de la locomotion par les pieds ?

Mergner et al. ont montré qu'il était possible de lier les rotations du tronc avec une référence podale [Mergner1993]. Dans ce cas, les signaux somatosensoriels concernant la rotation du tronc par rapport aux pieds sont capables de fournir des informations sur le mouvement du corps dans l'espace. Ces travaux ont été poursuivis par une expérience qui consistait à faire marcher sur place des sujets durant deux heures, les yeux ouverts, sur un plateau tournant à $45^\circ \cdot s^{-1}$ [Gordon1995]. Il était ensuite demandé aux sujets de marcher en ligne droite les yeux fermés. Les auteurs ont alors pu observer que les sujets produisaient en fait une trajectoire circulaire caractérisée par une vitesse de rotation de 10 à $20^\circ \cdot s^{-1}$, et ceci sans s'en apercevoir. Sur la base de ces

travaux, les termes de système "podocinétique" et de "podocinétisme après rotation" (PKAR : PodoKinetic After-Rotation) ont été introduits [Gordon1995, Weber1998]. Le premier décrit le système responsable de ce contrôle sensorimoteur de type "bottom-up" et le second correspond à la rotation involontaire induite lorsqu'il est demandé à des sujets ayant marché sur place sur un plateau tournant de marcher en ligne droite ou sur place les yeux fermés. Le PKAR est ainsi décrit en terme de vitesse angulaire. Dans un paradigme similaire à celui décrit précédemment, illustré par la figure 1.16, où la durée et la vitesse de marche sur le plateau tournant étaient manipulées, l'existence d'un système adaptatif est confirmée [Weber1998]. Celui-ci utilise les informations de rotation du tronc par rapport au pied afin de contrôler l'orientation spatiale et la courbure de la trajectoire durant la locomotion. Le tronc tourne alors "activement" au-dessus des membres inférieurs : durant la phase d'appui, les coordonnées du tronc par rapport au sol sont les mêmes que celles du tronc par rapport au pied d'appui "fixé" au sol. Le PKAR

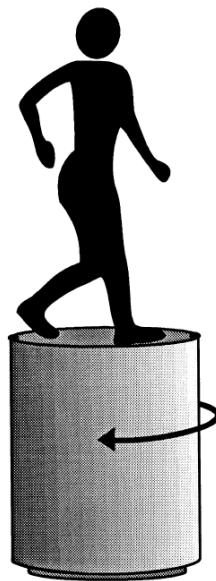


Fig. 1.16 - Protocole expérimental pour l'étude du système podocinétique [Weber1998]. Les sujets marchent sur place sur un tapis présentant une rotation horizontale. Le tronc est stabilisé et le pied d'appui tourne avec le tapis. Durant la phase d'oscillation, l'angle au pied d'appui est initialisé par rapport au tronc.

présenterait alors une phase montante de vitesse de rotation durant les deux premières minutes puis une phase de diminution exponentielle à court terme durant les dix minutes suivantes puis à long terme pour les deux heures suivantes [Weber1998]. La première phase, assimilée à une phase de suppression du PKAR, suggérerait selon ces auteurs une interaction entre les systèmes vestibulaires et podocinétiques. Puis durant le PKAR à proprement dit où le sujet ne perçoit aucun mouvement de rotation, il y aurait un remodelage du contrôle de l'orientation spatiale par une adaptation du système podocinétique. Ces contraintes vestibulaires ont été mises plus récemment en évidence grâce à l'utilisation d'une condition supplémentaire durant les deux premières minutes du PKAR où un système de stabilisation relié au tapis circulaire minimise les rotations du tronc dans l'espace [Melvill-Jones2005]. De cette façon, la durée de la phase ascendante de la vitesse angulaire est divisée par quatre. Cette phase est également diminuée chez des patients présentant des lésions vestibulaires bilatérales [Earhart2004b].

L'intensité du PKAR induit dépend de la durée de la stimulation [Weber1998]. Celle-ci respecte un seuil d'une trentaine de minutes au-delà duquel la stimulation n'augmente pas la vitesse

angulaire du PKAR. Plus la durée de stimulation est grande, plus la vitesse angulaire du PKAR est élevée. Par ailleurs, la vitesse de rotation du tapis est corrélée de façon positive à l'intensité du PKAR pour une gamme de vitesse de rotation du tapis comprise entre 10 et 60 °.s⁻¹ [Weber1998]. La vitesse angulaire du PKAR serait alors proche du tiers de la vitesse du tapis roulant. Si la vitesse du tapis influence le PKAR, l'utilisation de différentes cadences durant la stimulation podocinétique n'influence pas la vitesse angulaire du PKAR [Earhart2004a]. L'expérimentation était effectuée en faisant varier la durée de l'appui et non la vitesse de marche, influençant ainsi la quantité de rotation entre le tronc et les pieds. Ce résultat suggère alors que la vitesse de rotation du PKAR ne dépend pas d'un signal de position décrivant la rotation relative entre le tronc et les pieds durant la stimulation à chaque période d'appui. En revanche, l'utilisation de cadences différentes durant le PKAR influence la vitesse de rotation de ce dernier : la quantité de rotation étant préservée à chaque pas, plus la cadence de pas est élevée, plus la vitesse de rotation est élevée. Ceci semble indiquer que c'est la quantité de rotation plutôt que la vitesse de rotation qui est régulée durant le PKAR. Le système podocinétique utiliserait alors l'information de vitesse ou d'accélération présente durant la stimulation afin de recalibrer la quantité de rotation relative entre le tronc et les membres inférieurs qui se manifeste à chaque pas durant le PKAR [Earhart2004a].

Il semblerait que le PKAR soit lié à un remodelage du signal somatosensoriel plutôt qu'à un conflit sensoriel entre le signal visuel qui évoque un état stationnaire du sujet sur la plate-forme et le message somatosensoriel des pieds sur cette même plate-forme [Jürgens1999]. En effet, ce comportement est préservé même après une tâche où on expose un sujet à un stimulus visuel de rotation, indiquant de ce fait un mouvement, durant la stimulation podocinétique. Le PKAR est également observé lorsqu'on demande aux sujets de marcher en ligne droite mais en marche arrière. Le sens de la rotation du PKAR respecte le sens selon lequel les sujets tournaient [Earhart2001]. Le respect du sens de rotation entre le tronc et les pieds, qui dans ce cas expérimental se réalisait dans le sens inverse des aiguilles d'une montre, entraîne une réorganisation de la tâche lors de la marche arrière dans la mesure où la jambe qui était du côté intérieur au virage durant la stimulation podocinétique, devient la jambe extérieure. Les auteurs interprètent ce résultat comme un remodelage de la relation de rotation entre le tronc et les pieds. Ce transfert de la marche avant à la marche arrière suggèrerait que le système podocinétique contrôle les trajectoires locomotrices en général. La conclusion d'une adaptation centrale est renforcée dans la mesure où le PKAR a été retrouvé dans des tâches de saut [Earhart2002] ou de course [Earhart2006a].

Un point important à noter avant de conclure ce chapitre est que le PKAR est caractérisé, comme un changement de direction volontaire, par une séquence "top-down" de réorientation segmentaire où la tête initie la déviation du corps, alors même que les sujets n'ont pas conscience du fait qu'ils tournent [Earhart2006b]. L'orientation durant le PKAR, à l'image d'un changement d'orientation volontaire, serait alors le fait d'une fusion des informations "bottom-up" proprioceptives et "top-down" vestibulaires.

Lorsqu'un sujet doit produire une trajectoire en courbe, il réorganise sa stratégie locomotrice par rapport à une trajectoire en ligne droite, avec notamment une anticipation du mouvement de la tête sur le reste du corps qui dépend étroitement de la forme de la trajectoire. On peut ainsi parler d'un schéma de contrôle hiérarchique "top-down" pour la locomotion qui permet de fournir une image de référence stable pour le guidage de la locomotion. Rappelons que des études ont mis en évidence le rôle des pieds dans le guidage de la locomotion, mais dans des situations expérimentales très particulières. Afin de réaliser la stratégie "je vais là où je regarde", le sujet va devoir mettre en place une adaptation de la cinématique segmentaire afin de provoquer le changement de direction. Nous allons donc nous intéresser à présent à la cinématique du mouvement par une approche haut-niveau.

1.2.4 Cinématiques segmentaires de la marche en courbe

1.2.4.1 Adaptations cinématiques au service de la stabilité dynamique

La réalisation d'un changement de direction lors de la marche est une tâche locomotrice complexe qui implique une coordination fine des mouvements afin de réorienter le corps tout en préservant la stabilité dynamique du système notamment sur l'axe médiolatéral. En effet, durant le virage, les forces centripètes appliquées au centre de masse font que ce dernier se déplace continuellement hors de la base de support [Orendurff2006]. De plus, dans une étude très récente basée sur la dynamique non linéaire et les exposants de Lyapunov, Segal et al. ont montré qu'il y avait une diminution de la stabilité dynamique locale lors de la marche en courbe [Segal2008]. Cette méthode s'appuie sur le taux de divergence cinématique, au cours des cycles de marche, des angles articulaires des membres inférieurs dans le plan sagittal. Si l'exposant a une valeur positive alors il y a divergence et cette divergence est proportionnelle à la grandeur de l'exposant. Tourner est donc une tâche plus difficile que marcher en ligne droite et ceci tant pour des sujets atteints d'une pathologie [Tinetti1986, Thigpen2000, Dite2002, Crenna2007] que pour des sujets sains [Courtine2003a, Orendurff2006, Segal2008].

Une façon de conserver la stabilité dynamique locomotrice consiste à réduire la vitesse de marche [Dingwell2006, England2007]. Ainsi, on relève que la vitesse de confort est inférieure durant le virage en comparaison à la ligne droite, ce qui permet de réduire le risque de chute [Courtine2003a] mais aussi d'éviter un obstacle inattendu [Orendurff2006]. Ceci augmente par ailleurs la stabilité de la tête en diminuant la fréquence de ses mouvements [Imai2001, Hicheur2005a]. Patla et al. ont montré qu'il était impossible de changer la direction de la trajectoire locomotrice si le signal déclenchant le virage était donné à la fin de la phase d'appui [Patla1991]. Cette incapacité à changer de direction dans un même pas ne serait pas liée au temps de réaction mais plutôt à une inhabileté musculaire à tourner simultanément le corps et le déplacer le long de l'axe médiolatéral. Les auteurs concluent de ce fait que pour réduire la vitesse de marche sans arrêter la tâche locomotrice, le changement de direction doit être planifié au moins un pas à l'avance. De façon générale, le processus d'initiation de la diminution de la vitesse de marche pour tourner est similaire à celui pour s'arrêter [Hase1999] (bien entendu, le moment de force à la cheville lors du virage n'est pas nul et permet d'aider à la rotation). Pour faciliter le changement de direction, un mécanisme supplémentaire de décélération doit être mis en place afin de conserver le centre de masse dans une position légèrement en retrait comparé à la phase d'arrêt. Ainsi, les auteurs relèvent un pic d'activation des muscles extenseurs du rachis durant la phase d'appui. Cette activation pourrait aider à stabiliser le tronc et contrôler le mouvement du centre de masse. La décélération permet alors la pose adaptée du pied suivant et facilite la rotation du tronc. On peut noter au sujet des activations musculaires que ces dernières ne sont finalement que très peu modifiées durant la marche en courbe par rapport à la marche en ligne droite [Courtine2003b]. Une modulation fine des stratégies musculaires durant la locomotion en ligne droite suffit à générer les forces propulsives nécessaires au fait de tourner et maintenir l'équilibre [Courtine2006], tout en limitant le coût computationnel de cette tâche [Courtine2003b].

Changer de direction durant la locomotion nécessite ainsi des ajustements anticipateurs afin d'assurer le contrôle de la trajectoire du centre de masse, alors même que le sujet est en train de ralentir [Patla1991]. Ce changement de direction peut s'initier de deux façons (figure 1.17) [Patla1999a]. La première consiste à modifier le placement des pieds durant la phase d'oscillation. Cette stratégie serait privilégiée lorsque le sujet qui marche possède suffisamment de temps pour adapter sa démarche. La seconde stratégie consiste à contrôler le mouvement du corps lors de la phase d'appui grâce à une stratégie à la hanche dans le plan frontal [Horak1986], décrite comme la création de moments de forces à la hanche grâce aux actions musculaires

au niveau des hanches et du tronc. On observe alors un mouvement caractéristique du tronc qui s'incline de façon médiale. Ce roulement du tronc a été également décrit par les études de Courtine et Schieppati et de Hollands et al. [Hollands2001, Courtine2003a]. Hollands et al. soulignent que l'accélération du centre de masse vers la nouvelle direction de marche est contrôlée par un mélange de ces deux stratégies [Hollands2001]. Ces auteurs émettent alors l'hypothèse que ces stratégies, déplaçant le centre de masse de façon médiale, permettent de disposer le corps d'une manière telle que la force gravitationnelle fait "tomber" ce dernier dans la bonne direction.

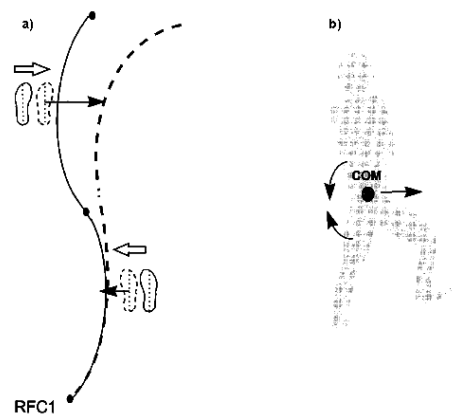


Fig. 1.17 - Stratégies de modification de la direction de locomotion. a) Modification du placement des pieds si le sujet dispose d'un temps suffisant. b) Stratégie à la hanche grâce à un roulement du tronc [Patla1999a].

Le virage est donc une situation particulière qui va entraîner des adaptations cinématiques spécifiques par rapport à la ligne droite et ceci dans le but de préserver la stabilité de la locomotion menacée par les forces inertielles appliquées sur le sujet. Décrivons à présent la cinématique de la trajectoire générale d'un sujet qui marche. En ligne droite, la trajectoire du corps est segmentée en raison des petits déplacements médiolatéraux du corps. Le centre de masse du sujet se déplace alternativement de droite à gauche et de gauche à droite (figure 1.18a). Lorsque le sujet tourne, cette segmentation est modifiée en un ensemble de trajectoires droites qui sembleraient suivre les poussées du pied extérieur au virage [Courtine2003a]. Ce déplacement médiolatéral entraîne alors le corps vers l'intérieur du virage, ce qui facilite le mouvement de changement de direction et ceci selon une trajectoire lisse [Courtine2003a, Orendurff2006] (figure 1.18b). A ce titre, pour des vitesses de marche faibles ($0,6m.s^{-1}$), la trajectoire du centre de masse du sujet durant le virage devient moins uniforme [Orendurff2006]. Il est intéressant de noter que la fréquence de pas n'est pas modifiée, indiquant que la transition entre la marche en ligne droite et la marche courbe n'implique pas de réorganisation rythmique de la locomotion : l'activité rythmique basale est la même pour les deux conditions [Courtine2003b].

Comme nous l'avons détaillé dans la section 1.2.3.1, la tête anticipe la déviation du corps autour de l'axe vertical et s'incline graduellement vers le bas avec l'avancée du mouvement durant la courbe pour bien visualiser la trajectoire à suivre. Le tronc s'incline vers l'intérieur du virage [Patla1999a, Hollands2001, Vallis2001, Courtine2003a]. Les sujets ont également tendance à se pencher légèrement vers l'arrière. Ces deux paramètres du tronc dépendent à la fois du resserrement de la trajectoire et de la vitesse dans le virage [Hollands2001, Courtine2003a]. Les mouvements de la tête et du tronc autour de l'axe vertical seraient alors modulés en fonction de

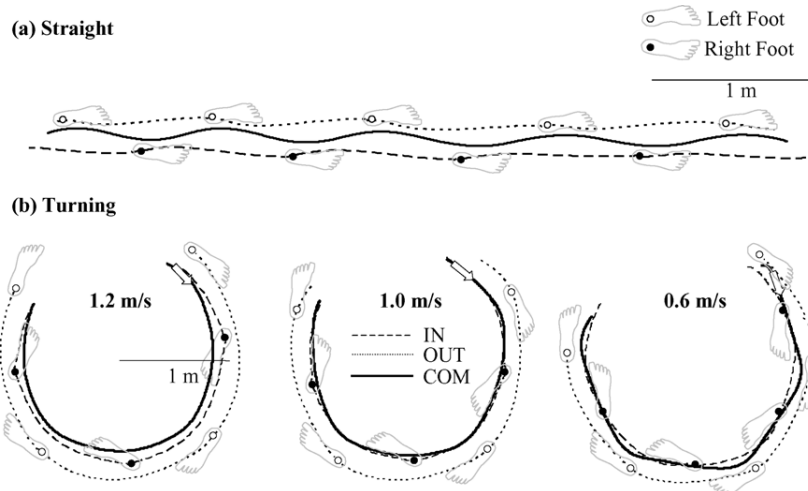


Fig. 1.18 - Pattern de la trajectoire du centre de masse : a) en ligne droite, on observe des déplacements médiolatéraux de la trajectoire du centre de masse liés au pas, b) en courbe, la trajectoire du centre de masse reste lisse, bien qu'elle soit plus perturbée pour des vitesses lentes, et suit les poussées du pied extérieur au virage [Orendurff2006]

la courbure de la trajectoire suivie [Hollands2001, Hicheur2005a]. Plus l'accélération centrifuge est grande (induite par la courbure de la trajectoire), moins les facteurs biomécaniques, identifiés comme déterminants passifs du mouvement, à l'image de la fréquence de pas, jouent un rôle important dans le spectre de mouvement de la tête et du tronc [Hicheur2005a]. L'orientation de ces segments est alors mieux stabilisée lors de la marche en courbe. On observe alors une diminution de la contribution des rotations naturelles de la marche lors d'un virage.

La cinématique segmentaire au niveau des membres inférieurs devient dissymétrique dans le virage [Hollands2001, Courtine2003a, Orendurff2006]. La longueur de pas de la jambe intérieure au virage diminue alors que la longueur de pas pour la jambe extérieure reste similaire par rapport à la partie de marche en ligne droite ce qui induit une variation importante de la distance latérale entre les deux pieds. Bien que la durée des cycles locomoteurs soit conservée, la vitesse d'oscillation de la jambe extérieure au virage est plus importante et la durée de sa phase d'appui est plus faible en comparaison avec la jambe intérieure au virage [Courtine2003b]. Cette dissymétrie qui n'est pas observée en ligne droite serait liée au fait que la force de réaction du sol tend à déplacer le corps vers la jambe controlatérale en ligne droite alors que pour une trajectoire courbe elle tend à déplacer le corps vers la jambe intérieure au virage. Le pied d'appui doit alors moduler la composante médiolatérale de la force de réaction du sol [Patla1991]. Par ailleurs, on peut observer que le virage induit une augmentation de la flexion du genou intérieur au virage durant la phase d'appui et une augmentation de la flexion plantaire de la cheville extérieure au virage, en cohérence avec l'inclinaison du corps dans le virage [Orendurff2006]. Lorsqu'on considère le changement volontaire de direction pour des personnes âgées (72-92 ans), on observe le même type de synergies motrices que celles décrites précédemment, avec notamment un contrôle cinématique top-down. La différence remarquable avec de jeunes adultes s'opère uniquement sur l'instant d'initiation du virage qui se produit un à deux pas plus tôt chez les personnes âgées [Fuller2007].

Tourner apparaît ainsi comme une fonction de base de synergies motrices [Courtine2003a]. Bien que les auteurs n'aient pas observé de stéréotypie au niveau de la pose des pieds tout au long d'une trajectoire courbe (cf. section 1.2.2), il semble néanmoins qu'on puisse caractériser l'initiation du virage par deux grandes stratégies au niveau des poses de pieds au sol.

1.2.4.2 Deux stratégies de poses de pieds pour initier le virage

Deux grandes stratégies de poses de pieds pour tourner ont été décrites pour la locomotion selon que le pied d'appui en avant pour initier le virage soit opposé ou non à la direction dans laquelle tourne le sujet et ceci pour des angulations de virage de 30° et 60° [Patla1991], 90° [Taylor2005] ou 180° [Hase1999]. Ces deux cas particuliers sont appelés le "step turn" et le "spin turn". Lors d'un "step turn", le changement de direction s'effectue dans le sens opposé au pied d'appui. Autrement dit, le marcheur tourne à droite avec le pied gauche initiant le changement de direction ou à gauche avec le pied droit initiant le changement de direction. La jambe d'appui est placée de façon légèrement médiale devant la jambe controlatérale et le pied pointe vers l'intérieur du virage. La jambe controlatérale se déplace alors vers l'intérieur afin d'atteindre la nouvelle direction. Le pied d'appui conserve son orientation médiale de telle sorte que, durant la phase de poussée, la jambe qui a initié le virage se déplace dans la bonne direction, se réorientant durant la phase d'oscillation plutôt que dans la phase d'appui. Lors d'un "spin turn", le marcheur tourne du même côté que le pied d'appui. Dans ce cas, il tourne à droite avec le pied droit initiant le changement de direction ou à gauche avec le pied gauche initiant le changement de direction. Le "spin turn" permet au corps de pivoter sur la jambe d'appui. Cette jambe d'appui est alors considérée comme l'axe de rotation [Hase1999]. Le tronc est en retrait par rapport à la jambe d'appui afin de contre-balancer les forces centripètes liées à la rotation du corps et afin de produire un pas vers la nouvelle direction. Cette stratégie doit alors être mise en place avant que le centre de masse soit au-dessus de la jambe d'appui. De façon générale, elle se déroule au milieu de la phase d'appui. Taylor et al. vont plus loin dans l'analyse et distinguent deux catégories de "spin turn" à savoir l'"ipsilateral pivot" et l'"ipsilateral crossover" [Taylor2005]. L'"ipsilateral pivot" est caractérisé par un pivot du pied lors de la rotation du corps. Lors de l'"ipsilateral crossover", la jambe controlatérale réalise un grand mouvement de balancé autour de la jambe d'appui. Le pied d'appui conserve sa direction originale, ce qui induit en général un pas plus petit. Le changement de direction est alors finalisé par le pas suivant selon la nouvelle direction. Ces différentes stratégies de poses de pieds pour initier le virage sont illustrées par la figure 1.19.

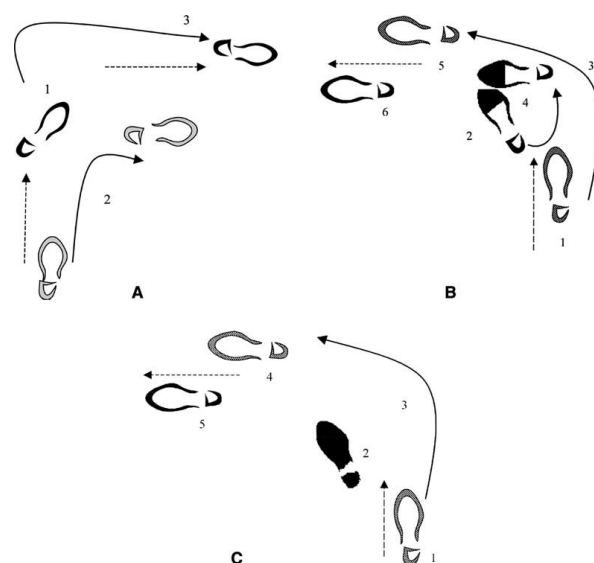


Fig. 1.19 - Stratégies spin et step turn dans un virage à 90° [Taylor2005] : A) step turn, B) ipsilateral pivot, C) ipsilateral cross-over.

Ces stratégies impliquent des caractéristiques cinématiques et dynamiques différentes. D'une manière générale, le "step turn" est une stratégie équivalente à la ligne droite d'un point de vue de la demande musculaire. Elle offre une base de support plus grande que le "spin turn" [Patla1991, Hase1999, Taylor2005] ce qui confère à cette stratégie une plus grande stabilité locomotrice. L'espacement plus faible entre les pieds lors du "spin turn" diminue le moment d'inertie ce qui facilite le mouvement de rotation. On observe de ce fait une vitesse angulaire supérieure au niveau du tronc et du pelvis mais cette caractéristique peut augmenter le risque de chute. On peut noter que pour une stratégie "spin turn", caractérisée par une base de support plus petite, il y a une augmentation de la largeur du pas précédant l'initiation de la déviation [Paquette2008]. Les auteurs attribuent cette caractéristique à la préservation de la stabilité. En effet, la position du centre de pression est liée au placement des pieds et il existe une relation étroite entre le centre de pression, le centre de masse et la stabilité durant la locomotion. L'accélération du centre de masse ainsi que la direction de sa trajectoire dépend de la différence entre sa position et celle du centre de pression. Ainsi, cette modification préalable de la largeur de pas juste avant de tourner selon une stratégie "spin turn" permettrait de placer le pied d'appui de façon plus médiale dans le sens du virage, afin d'ajuster la trajectoire du centre de pression et d'augmenter légèrement la taille de la base de support, et ceci dans l'objectif de préserver la stabilité médiolatérale. Les déplacements angulaires au niveau des articulations sont similaires pour les deux stratégies dans le plan sagittal et dans le plan frontal. En revanche dans le plan transversal, les rotations s'effectuent dans le sens opposé : le spin turn engendre des rotations internes alors que le step turn induit des rotations externes. De plus, l'amplitude du mouvement dans le plan transversal est supérieure durant le "spin turn", notamment pour l'"ipsilateral crossover" par rapport au "step turn". Ceci serait lié à la position fixe du pied d'appui lorsque le corps entier tourne autour de ce dernier vers la nouvelle direction. Le "step turn" requiert alors les déplacements les moins coûteux au niveau de la cheville. Les moments de force mis en jeu durant le virage montrent que le "spin turn" entraîne une demande musculaire plus importante que le "step turn", notamment au niveau de la cheville. Les auteurs invoquent alors deux raisons [Taylor2005]. La première réside dans le fait que l'équilibre est menacé dans la mesure où le centre de gravité se situe à l'extérieur de la base de support et les pieds sont plus rapprochés, ce qui, nous l'avons vu précédemment, diminue le moment d'inertie. La seconde est liée au fait que le centre de masse doit parcourir un secteur angulaire plus important. En effet, dans une situation expérimentale de virage à angle droit, le centre de masse doit effectuer une rotation de 270° autour de la jambe d'appui contrairement au "step turn" où le changement de direction n'est alors que de 90°.

Il faut noter que Glaister et al., dans un protocole d'analyse vidéo détaillé dans le chapitre 1.2.1, n'ont observé que des stratégies de type "step turn" [Glaister2007]. Cette conclusion semble largement influencée par leur protocole d'analyse des résultats. En effet, le pied qui initie le virage correspond au pied à prendre en compte pour la classification en "spin turn" ou "step turn". Leur protocole de détection du pied initiant le virage se base sur le changement de direction. Prenons l'exemple d'un virage à gauche. Tout d'abord, lorsqu'on marche en ligne droite, le corps oscille de façon médiolatérale après chaque pose de pied au sol. Ainsi, un appui droit entraîne un déplacement vers la gauche et un appui gauche un déplacement vers la droite. Dans le cas d'un virage à gauche, un "spin turn" est obtenu pour un appui gauche, qui, s'il avait été réalisé en ligne droite, aurait conduit à un déplacement vers la droite. Or, cet appui gauche est précédé d'un appui droit qui a déjà initié la déviation médiolatérale gauche. De ce fait, l'observateur ne peut détecter à chaque fois qu'un "step turn". Hormis cette étude dont les interprétations sont discutables, on ne sait pas s'il existe un choix préférentiel d'une stratégie par rapport à l'autre. Par ailleurs, il est légitime de se demander si l'appui analysé comme "spin turn" ou "step turn", qui initie ainsi le virage est celui qui participe le plus au fait de tourner si le fait même de tourner est une activité mettant en jeu plusieurs pas.



La locomotion humaine évolue selon une succession de lignes droites et de courbes, entraînant des adaptations spécifiques au niveau de la cinématique segmentaire. Bien que la définition d'un virage ne soit pas encore très bien établie, il apparaît que la trajectoire locomotrice serait globalement planifiée lorsqu'elle est dirigée vers un but. On peut observer une séquence caractéristique segmentaire avec une anticipation de la déviation de la tête par rapport au reste du corps. On parle alors d'une stratégie "top-down" lorsqu'un sujet doit modifier la direction de sa locomotion. La tête joue le rôle d'un référentiel mobile et d'une plate-forme inertielle stable permettant le guidage de la locomotion. Notons que dans des situations expérimentales particulières, les auteurs ont mis en avant le rôle joué par les pieds dans le guidage de la locomotion. Il existe également une relation très étroite et extrêmement intéressante entre la locomotion et l'environnement. La cinématique du mouvement (vitesse) est alors influencée par la géométrie de l'environnement (courbure de la trajectoire). L'ensemble des études présentées dans le chapitre 1.2 met en jeu des protocoles où la locomotion est soit totalement contrainte par une trajectoire tracée au sol, soit contrainte en partie par une position et une orientation initiale et finale. Dans la cadre de l'étude de trajectoires "naturelles", il apparaît important de considérer le cas d'une trajectoire non contrainte. Une façon intéressante d'approfondir la compréhension des trajectoires courbes est de se référer aux études traitant de l'évitement d'un obstacle sur la trajectoire locomotrice. Bien que les problématiques sous-jacentes soient différentes, le sujet peut rencontrer divers obstacles dans l'environnement face auxquels il devra s'adapter. Un moyen d'adaptation serait de modifier sa trajectoire et donc de produire une trajectoire courbe. Nous allons ainsi dans ce chapitre 1.3 décrire la manière dont le sujet détecte et évite les obstacles présents sur son chemin. A ce titre, dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons au seul cas du contournement d'obstacle et non au fait de passer par-dessus.

1.3 Stratégie de locomotion face à un obstacle

1.3.1 Deux questions préalables : y a-t-il collision ? Si oui, quand ?

Dans cette partie, nous allons nous intéresser à la détection des obstacles par le système visuel puisque c'est un système fondamental permettant d'obtenir des informations à l'avance sur l'environnement entourant le sujet. Dans cette "optique", Cutting et al. proposent un classement intéressant pour aborder la notion de détection de collision [Cutting1995b]. Selon eux, il faut s'interroger sur deux questions particulières :

1. La collision va-t-elle avoir lieu ?
2. Si oui, quand la collision va-t-elle se produire ?

La première question serait résolue grâce aux déplacements parallactiques différentiels alors que la seconde impliquerait des notions de temps restant avant la collision. Ces deux notions sont le fil conducteur de la revue de littérature très intéressante et très complète de Regan et Gray au sujet de la détection de collision [Regan2000]. Le classement de Cutting et al. [Cutting1995b] est très complémentaire de celui proposé par Andersen et al. [Andersen1999] qui distinguent

deux types d'analyse pour la détection et l'évitement d'obstacle : l'analyse basée sur la trajectoire et l'analyse basée sur la vitesse. D'une façon générale, l'analyse basée sur la trajectoire consiste en un ajustement de la trajectoire du sujet pour éviter l'obstacle. Il faut donc déterminer SI la collision va avoir lieu, c'est-à-dire si la trajectoire du sujet croise la trajectoire ou l'endroit où se trouve un obstacle. L'analyse basée sur la vitesse consiste en un ajustement de la vitesse du sujet en accélérant ou décélérant afin d'éviter la collision. Par exemple c'est le cas lorsqu'il y a un ralentissement sur la route : la voiture devant nous freine ; il faut donc ajuster sa vitesse de façon appropriée pour éviter l'accident. Il faut alors déterminer QUAND la collision va avoir lieu. Ces deux questions utilisent un paramètre très important pour la détection visuelle de l'obstacle : le flux optique que nous avons défini dans la section 1.1.2. Nous allons ainsi nous intéresser successivement à la façon dont un sujet répond à ces deux questions.

1.3.1.1 Détection de collision

La première étape consiste à détecter si une collision va avoir lieu. Comme nous l'avons vu, le flux optique véhicule deux paramètres importants identifiés comme le foyer d'expansion et la parallaxe du mouvement. La parallaxe du mouvement serait alors capable de fournir au sujet la réponse à cette première question. Rappelons que dans ce cadre, si le sujet ne regarde pas dans la direction de son déplacement, alors le mouvement perçu des objets plus proches du sujet par rapport à son point de fixation apparaîtra sur la rétine dans le sens contraire du mouvement propre du sujet. A l'inverse, le mouvement des objets plus lointains par rapport au point de fixation apparaîtra sur la rétine du sujet dans le même sens que le mouvement propre de ce dernier. Par ailleurs, les objets proches se déplacent plus vite que les objets lointains. Cutting et al. ont formalisé cette caractéristique par l'équation suivante :

$$N > -F \quad (1.4)$$

avec N la vitesse apparente des objets plus proches que le point de fixation et F la vitesse apparente des objets plus éloignés que le point de fixation.

Cette différence de vitesse caractérise les déplacements parallaxiques différentiels. Nous avons tous vécus cette expérience lorsque nous nous trouvons dans un train et que nous regardons par la fenêtre : les éléments proches des rails se déplacent très vite et dans le sens opposé au déplacement du train alors que le paysage au loin semble se déplacer lentement et dans le même sens que le train. Les déplacements parallaxiques différentiels permettent de déterminer s'il va y avoir collision entre l'observateur et un obstacle dans l'environnement [Cutting1995b]. Pour appuyer cette remarque, les auteurs ont mené une série d'expérimentations par simulation sur ordinateur pour lesquelles le mouvement linéaire vers l'avant de l'observateur, le regard fixé sur un objet statique ou mobile, était simulé. Ainsi le fait qu'un observateur ne perçoive aucun déplacement parallaxique différentiel autour d'un obstacle fixe signifierait qu'une collision est imminente. Selon ces auteurs, l'observateur fixant un obstacle mobile pourrait détecter trois situations :

- l'observateur passe devant un obstacle mobile : les objets du premier plan se déplacent rapidement dans le sens opposé à celui du mouvement de l'observateur et les objets présents dans l'arrière-plan éloigné (VF : very far) se déplacent selon un mouvement rétrograde dans la même direction et le même sens que le mouvement de l'observateur. Ces mouvements parallaxiques s'expriment alors de la façon suivante :

$$N > -VF \quad (1.5)$$

- il y a un risque de collision : les déplacements du premier plan et de l'arrière-plan présentent un pattern lamellaire dans la même direction que le mouvement de l'observateur mais dans le sens opposé. La vitesse apparente du mouvement des objets dépend de la distance de l'objet par rapport à l'observateur : plus l'objet est proche, plus son mouvement apparent semble rapide. Ces mouvements parallactiques s'expriment alors de la façon suivante :

$$N > F \quad (1.6)$$

- l'observateur passe derrière l'obstacle mobile : le mouvement apparent est uniforme quelle que soit la distance. Ceci réduit ainsi fortement l'existence de mouvements parallactiques différentiels :

$$N \approx F \quad (1.7)$$

Sur la base de l'ensemble des résultats expérimentaux, les auteurs proposent un arbre de décision pour la détection de collision lorsqu'un sujet, se déplaçant en ligne droite, rencontre des obstacles fixes ou mobiles dans l'environnement. Cet arbre se base sur les informations issues des déplacements parallactiques différentiels lors de fixations oculaires sur l'obstacle (tableau 1.1). Les auteurs précisent que ces informations sont suffisantes pour détecter si une collision est susceptible de se produire mais ne doivent pas être la seule source d'informations disponible pour l'observateur.

Une notion supplémentaire pour estimer si une collision est susceptible de se produire lorsqu'un sujet fixe l'obstacle mobile, est l'angle formé entre la direction du regard et la direction de marche ("gaze-movement angle") [Cutting1995b], illustré par la figure 1.20.

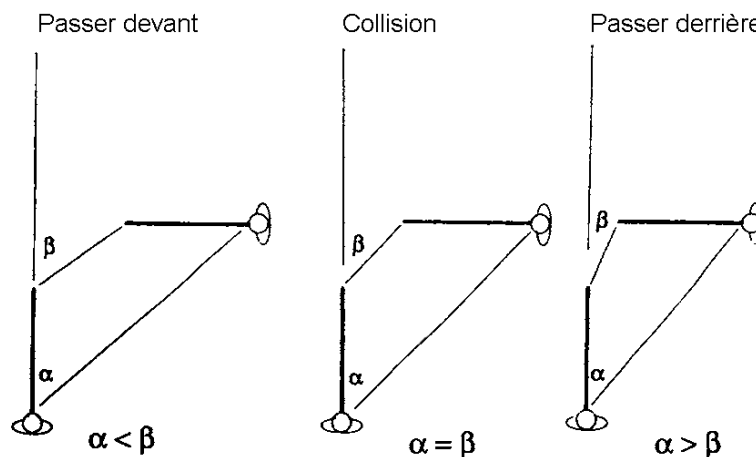


Fig. 1.20 - Détermination du risque de collision grâce à l'angle formé entre la direction du regard et la direction de marche. Lorsque cet angle diminue au cours du temps, le sujet passe devant l'obstacle, lorsqu'il reste constant, il y a détection d'un risque de collision et lorsqu'il augmente, le sujet passe derrière l'obstacle ; d'après [Cutting1995b].

Ainsi, lorsque des sujets marchent selon une trajectoire linéaire, si l'angle entre la direction du regard et la direction de la marche augmente, l'observateur passe devant l'obstacle. Cet angle reste constant si une collision est imminente et diminue lorsque l'observateur passe derrière l'obstacle. Nous avons donc vu qu'il était possible d'estimer si une collision allait se produire

Question	Choix
Étape 1	
L'objet fixé est-il rigidement attaché à l'environnement ?	*Oui, aller à l'étape 2 *Non, aller à l'étape 3
Étape 2	
Y a-t-il des déplacements parallactiques différentiels autour de l'objet fixé ?	*Oui, une collision est imminente *Non, une collision n'est pas imminente
Étape 3	
	*Si les objets ou textures du premier plan se déplacent plus vite que ceux de l'arrière-plan, une collision est imminente
Quelle est la nature des déplacements parallactiques différentiels autour de l'objet fixé ?	*Si les objets ou textures de l'arrière-plan se déplacent de façon rétrograde, il n'y a pas collision et le sujet passe devant l'objet mobile fixé *Si les objets ou textures du premier plan se déplacent à la même vitesse, il n'y a pas collision et le sujet passe derrière l'objet mobile fixé

Tab. 1.1 - Arbre décisionnel pour la détection de collision avec un objet fixé lorsqu'un sujet, marchant en ligne droite, doit faire face à différents types d'obstacles, d'après [Cutting1995b].

entre un individu et un obstacle. Nous allons à présent nous intéresser à la façon dont le sujet va préciser les caractéristiques temporelles d'une collision imminente.

1.3.1.2 Détermination du temps restant avant la collision

Le flux optique généré par le déplacement d'un sujet ou d'un objet de l'environnement serait également capable de fournir l'information nécessaire pour estimer le temps restant avant le contact (TTC) [Lee1976]. Le TTC est le temps restant avant qu'un objet ou un individu entre en collision avec l'observateur. Cette notion nous semble donc très intéressante dans une problématique d'évitement d'obstacles. Le TTC est un paramètre essentiel correspondant à un instant précis de l'action. Il permet à l'observateur de planifier et de synchroniser ses mouvements afin d'atteindre par exemple un point précis de l'espace à l'image de la planche d'appel au saut en longueur [Lee1982] ou de provoquer une collision avec un objet, dans une tâche d'interception ou de frappe de balle [Lee1983, Lee1985, Peper1994, Port1997]. Les auteurs ont même relevé son utilisation chez l'animal, permettant par exemple aux fous de Bassan d'adapter la position

de leurs ailes avant de plonger dans l'eau [Lee1981]. L'utilisation de ce paramètre ne serait pertinente uniquement lorsque le sujet aurait déterminé si la collision aurait lieu [Cutting1995b].

De nombreuses méthodes de calcul ont été proposées pour aborder ce paramètre. Dans le cas d'un objet qui se déplace à vitesse constante vers l'observateur et à partir d'une définition d'un roman de science fiction de Hoyle [Hoyle1957], Lee [Lee1976, Lee1980, Lee1985] a été le premier auteur à proposer une définition du TTC, en s'appuyant sur la variable optique τ . Cette variable correspond à l'inverse du taux relatif d'expansion sur la rétine d'un objet approchant à vitesse constante sur un chemin de collision. Trois définitions du TTC ont été proposées par Lee. Elles s'appuient toutes sur le fait que l'être humain est sensible au taux de dilatation de l'angle créé au niveau de la rétine (appelé "looming") par un objet qui approche vers un observateur. A ce sujet, l'existence de cellules sensibles à la dilatation d'un objet sur la rétine ("looming detectors") ont été mises en évidence au niveau du système visuel [Regan1978]. De plus, il a été montré que cette dilatation de l'image rétinienne en raison d'un objet approchant vers un sujet active les systèmes de la voie dorsale (qualifiée de voie de l'action). Ces derniers sont nécessaires à la préparation d'une réponse motrice. Les calculs effectués sont alors de premier ordre puisque ces définitions considèrent des mouvements à vitesse constante. Ces définitions ont été reprises par Trésilian [Trésilian1991] afin d'éclaircir leur utilisation respective. Il en déduit alors que le TTC peut être déterminé selon deux approches différentes [Trésilian1991] : une approche globale et une approche locale. L'approche globale utilise les informations globales du champ de vitesse vu dans son ensemble pendant la translation d'un observateur. L'approche locale utilise les informations de transformation de l'image rétinienne de la surface d'un élément de l'environnement sans tenir compte de sa vitesse. Ce qui est très intéressant, c'est que ces deux approches sont uniquement basées sur des variables optiques, évitant des calculs de vitesse et de distance.

L'approche globale se réfère à la définition de l'étude de Lee en 1980 [Lee1980] et définit la variable optique tau globale (τ_G). Elle prend en compte le taux de dilatation sur la rétine de l'angle entre un point visible de l'environnement et le foyer d'expansion. Ceci implique de ce fait la connaissance des coordonnées du focus d'expansion dans le référentiel de la rétine. On a alors :

$$\tau_G(t) = \frac{r(t)}{\dot{r}(t)} = TTC \quad (1.8)$$

avec r la projection sur la rétine de la distance R entre le point visible de l'objet et le foyer d'expansion et \dot{r} la vitesse rétinienne de ce point. Cette relation est illustrée par la figure 1.21.

L'approche globale prend alors tout son intérêt dans le cas de la locomotion puisque pour qu'il y ait un foyer d'expansion, il faut que l'observateur soit en mouvement. Cette approche serait également utilisée pour spécifier le temps après lequel un objet mobile et un piéton mobile vont se croiser et peut être entrer en collision dans le cas où la trajectoire de l'obstacle n'arrive pas face au sujet ("time to bypass" ou "time to passage") [Kaiser1993].

L'approche locale définit la variable optique tau locale (τ_L) qui considère uniquement le taux de dilatation sur la rétine de l'objet. Cette approche est complètement indépendante du foyer d'expansion. L'augmentation de la taille de l'objet sur la rétine n'est pas linéaire [Lee1976]. Elle augmente au départ très doucement alors qu'à la fin de l'approche, elle augmente très rapidement. Deux considérations sont alors développées par Trésilian. Tout d'abord, il s'appuie sur la définition proposée en 1976 par Lee [Lee1976] qui se base sur le taux relatif de séparation entre deux points présents sur la surface d'un objet. Si la vitesse de l'objet est constante et suit la ligne de visée de l'observateur et si la vitesse angulaire de l'objet est nulle, alors la réciproque

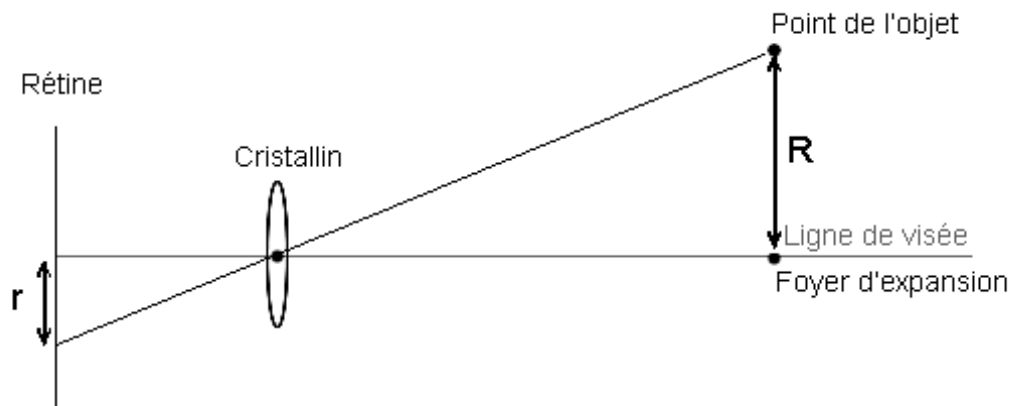


Fig. 1.21 - Approche globale pour l'estimation du temps restant avant le contact, avec r la projection sur la rétine de la distance R entre un point p de l'objet et le foyer d'expansion et \dot{r} la vitesse rétinienne de ce point.

du taux de dilatation de l'angle φ sous-tendu entre le point d'observation et les deux points de la surface de l'objet à un instant t est égale à TTC. Les deux points à la surface de l'objet doivent conserver une distance constante durant la durée totale de l'approche. Cette méthode définit donc un premier tau local (τ_{L1}). Lee [Lee1976] nomme cette première forme de τ_L "dilatation tau". La relation entre le TTC et les variables optiques, illustrée par la figure 1.22, est alors la suivante :

$$\tau_{L1}(t) = \frac{\varphi(t)}{\dot{\varphi}(t)} = TTC \quad (1.9)$$

avec φ l'angle formé entre le point d'observation et les deux points situés sur l'objet.

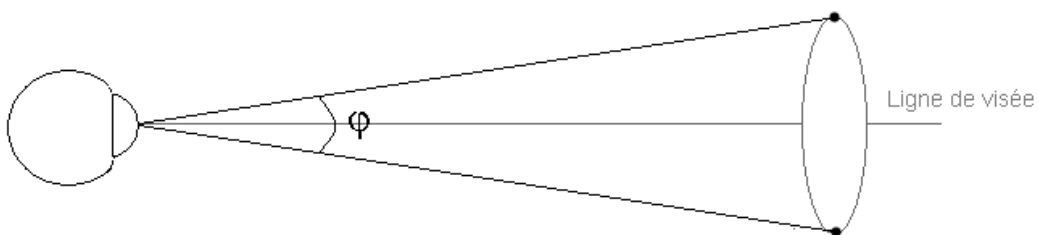


Fig. 1.22 - Approche locale basée sur le taux de séparation de deux points pour l'estimation du TTC. φ est l'angle formé par rapport au point d'observation entre les deux points de la surface de l'objet.

La seconde approche locale, qui s'appuie sur les travaux de Lee et Young [Lee1985], se base sur la réciproque du taux relatif de dilatation sur la rétine de l'ensemble de la surface de l'objet (figure 1.23). Selon les mêmes conditions que celles décrites pour τ_{L1} , la réciproque du taux

relatif de dilatation d'un objet sphérique sur la rétine serait égale à la moitié du temps séparant l'observateur de la surface. On a ainsi :

$$\tau_{L2} = \frac{\varphi(t)}{\dot{\varphi}(t)} = TTC \tag{1.10}$$

avec φ l'angle sous-tendu par la surface de l'objet.

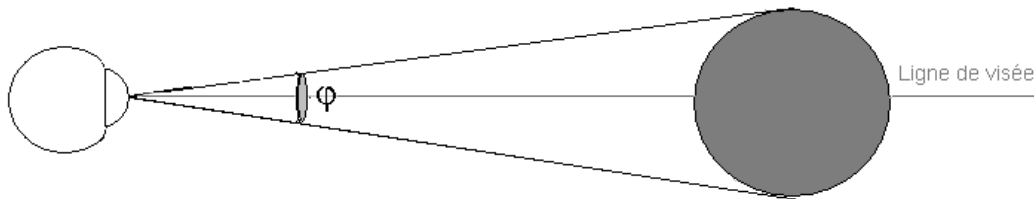


Fig. 1.23 - Approche locale basée sur la réciproque du taux de dilatation sur la rétine de l'ensemble de la surface d'un objet sphérique pour l'estimation du TTC. φ est l'angle sous-tendu sur la rétine par la surface de l'objet.

L'approche locale, qui ne nécessite pas le mouvement de l'observateur, serait donc très utile pour des tâches d'interception.

On peut ajouter que la variable optique τ a été étudiée sous différentes facettes, parfois originales (τ de l'ombre d'un objet [Kim2006]), qui s'inscrivent dans différents référentiels d'étude. On emploie alors la variable marge de tau ou "tau margin" (τ_m) [Lee1985] qui correspond en fait à un calcul de premier ordre (i.e. à vitesse constante) qui considère le rapport entre une variable et sa dérivée temporelle. Ainsi, τ_m peut spécifier l'équivalent physique de la quantité optique τ . Elle représente dans ce cas le rapport entre la distance séparant un objet approchant à vitesse constante et un observateur. A ce propos, Wann [Wann1993] a repris les différentes façons de calculer τ selon la référence utilisée. Ces approches sont exposées dans le tableau 1.2.

Référentiel temporel	Référentiel environnemental	Référentiel optique	Référentiel rétinien	Référentiel théorique
TTC	$\frac{Z}{\dot{Z}}$	$\frac{\varphi}{\dot{\varphi}}$	$\frac{r}{\dot{r}}$	τ_m

Tab. 1.2 - Estimation du TTC selon le référentiel, d'après [Wann1993]. TTC est le temps restant avant le contact, Z est la distance séparant la tête de l'objet, φ est l'angle sous-tendu par l'objet, r est la taille de l'image rétinienne et τ_m est la marge de tau.

Nous pouvons noter que ces équations sont établies pour des vitesses d'approche constantes. Cependant, lorsqu'un sujet veut frapper une balle subissant une accélération, il a été montré que l'information de TTC était calculée grâce aux informations fournies par τ_m plutôt que grâce à l'information d'un TTC réel [Lee1983]. Le caractère de premier ordre du calcul a été souligné

par la suite dans des études concernant des tâches d'interception où le mouvement du sujet ne semble pas tenir compte de l'accélération de la cible [Lee1997, Port1997, Benguigui2003].

τ est également déclinée sous sa forme dérivée nommée "tau dot" ($\dot{\tau}$) afin d'expliquer comment un observateur était capable de réduire sa vitesse afin de ne pas entrer en collision avec un objet. Soulignons que cette stratégie ne doit être considérée que comme une des manières possibles d'éviter une collision (on peut évoquer d'autres stratégies à savoir accélérer ou changer de trajectoire). De nombreuses théories ont alors été proposées à commencer par la stratégie qui consiste à maintenir $\dot{\tau}$ constant ("constant tau dot strategy"). Lee souligne alors que $\dot{\tau}$ pourrait être maintenue à une valeur constante comprise entre 0 et -1 qui correspondrait à un arrêt du sujet avant la cible [Lee1976]. Cependant, Fajen remarque que pour des valeurs comprises entre -0.5 et -1, le temps d'approche est court ce qui induit une décélération tendant vers l'infini à l'approche de la cible, ce qui s'avère impossible en pratique [Fajen2005]. Entre 0 et -0,5, le temps d'approche est plus long et la décélération est finie. Comme la durée d'approche augmente beaucoup avec la valeur de tau dot, il est très difficile en pratique de maintenir un tau dot constant. Pour le cas particulier de -0,5, la décélération de l'approche est constante ce qui permet un arrêt lisse, efficient et sécuritaire. On peut donc dire que théoriquement, l'initiation de la décélération dans le but de s'arrêter peut être initiée par un critère temporel. La valeur de -0,5 représenterait un seuil de jugement de la sévérité de la collision imminente. Il a été montré que si tau dot est maintenu constant au-delà de ce seuil ($>-0,5$) les collisions sont jugées douces (soft) et en-deçà ($<-0,5$) elles sont considérées comme difficiles (hard) [Kim1993]. Fajen souligne que tau dot ne serait finalement pas maintenu à une valeur constante [Fajen2005]. Ainsi, les auteurs se sont intéressés à un ajustement de la décélération par rapport à une valeur de référence. Yilmaz et Warren mettent en avant que plutôt que de conserver une valeur de $\dot{\tau}$, l'observateur s'arrangerait pour ajuster sa décélération afin de compenser l'erreur entre la valeur actuelle de $\dot{\tau}$ et la valeur de -0,5 appelée tau margin : ce modèle est appelé "tau dot model" [Yilmaz1995]. Cette stratégie permettrait alors de fournir à l'acteur l'information selon laquelle il doit augmenter ou diminuer son taux de décélération. Ainsi, si la valeur actuelle de $\dot{\tau}$ est supérieure à -0,5, le sujet peut réduire son taux de décélération alors qu'à l'inverse si la valeur est inférieure, le sujet doit augmenter son taux de décélération. Après avoir occulté les informations de distance et de vitesse, les auteurs ajoutent que cette valeur de $\dot{\tau}$ peut être utilisée seule dans la tâche d'évitement de collision.

Bien que la variable τ ait fait l'objet de très nombreuses publications, il faut noter qu'elle ne serait pas la seule source d'informations qui permette de calculer le TTC. Cette remise en cause a fait l'objet d'une revue au titre évocateur "*Visually timed action : time-out for 'tau'?*" [Tresilian1999]. Tresilian explique que l'hypothèse de tau ("tau-hypothesis") qui stipule que l'information fournie par τ est utilisée pour fournir une estimation du TTC qui détermine le "timing" des actions d'interception, des manoeuvres d'évitement ou des jugements psychophysiques du TTC, est fautive. Un des auteurs ayant particulièrement critiqué la théorie de τ est Wann [Wann1996] pour qui cette théorie est attrayante en apparence mais fautive. Tresilian relate quatre critiques à cette théorie : elle néglige les accélérations, elle fournit l'information à propos du TTC avec les yeux, elle nécessite que l'objet soit symétriquement sphérique et enfin elle nécessite que la taille de l'image de l'objet ainsi que son taux d'expansion dépasse un certain seuil. Par ces remarques, il faut surtout entendre que τ n'est pas la seule information visuelle disponible pour estimer le TTC. τ ferait ainsi partie d'un processus complexe perceptuel qui intégrerait des informations de sources diverses qui permettent d'estimer le TTC [Tresilian1994]. L'utilisation de ces informations dépendrait de la nature de la tâche [Tresilian1999]. Les recherches ont alors mis en avant le rôle de différentes variables dans l'estimation du TTC à l'image des informations binoculaires [Gray1998, Rushton1999, Regan2002]. Ainsi, Rushton et Wann, dans une tâche de simulation d'interception de balle, ont montré que la disparité binoculaire (qui correspond à la différence de position d'un objet dans l'image entre l'œil droit et l'œil

gauche) et les informations de dilatation sur la rétine sont deux sources d'information disponible pour le calcul du TTC (modèle "dipôle") [Rushton1999]. Le système visuel pondérerait alors les poids de chacune de ces sources d'information afin d'obtenir la réponse minimisant le TTC [Rushton1999]. Les auteurs suggèrent ainsi que les informations binoculaires seraient privilégiées pour des objets de petite taille et les informations d'expansion seraient utilisées pour de plus gros objets. La taille de l'objet joue également un rôle puisque plus la taille d'un objet est élevée, plus le TTC sera faible [DeLucia1994, Andersen1999]. D'autres auteurs ont mis en évidence le rôle important de la combinaison de la taille de l'objet et de son taux d'expansion [Smith2001], de la vitesse [Kaiser1993, Sideway1996, Andersen1999], de la texture des éléments de l'image [Harris2000] ou encore des informations concernant la constriction de l'angle optique entre la main et la balle [Caljouw2004].

Si on s'intéresse de nouveau aux modèles de décélération, Rock et al. mettent en avant l'importance de τ pour décélérer afin d'éviter une collision mais remarquent qu'il faut tenir compte d'autres variables, notamment des informations de vitesse et de distance par rapport à la cible [Rock2006]. Par ailleurs, on peut citer le modèle des affordances de Fajen [Fajen2005], mis en place à partir du constat selon lequel certains auteurs suggéraient que l'information tau dot est suffisante pour contrôler le taux de décélération afin d'éviter une collision [Lee1976, Yilmaz1995] alors que d'autres insistent sur le rôle complémentaire important des informations de taille de la cible et de vitesse du mouvement de l'observateur [Andersen1999]. Ainsi, Fajen met en avant le rôle fondamental de la vitesse en jouant sur les informations de vitesse présentes dans le flux optique général (correspondant au taux de mouvement optique d'éléments texturés dans une direction visuelle donnée) et dans le "edge rate" qui est le nombre d'éléments texturés passant par un point fixe dans le champ visuel. Selon ce modèle, les observateurs moduleraient leur freinage afin de garder une décélération idéale à l'intérieur d'une région sécuritaire comprise entre 0 et D_{max} (la décélération maximale). La décélération maximale serait un paramètre individuel dépendant des capacités d'action de chacun ou plutôt de la perception par l'individu de sa capacité de décélération. La question n'est donc pas de savoir si l'observateur ralentit assez fortement pour s'arrêter, mais de savoir s'il est possible ou non de s'arrêter. Nous pouvons ajouter que le critère temporel d'initiation de la décélération est alors discutable. Par exemple, il a été montré qu'un critère de distance pourrait être utilisé par les sujets pour initier la décélération dans le but de s'arrêter [Wann1993, Wann1996].

Ainsi, la vision est une fonction fondamentale qui permet durant la locomotion de détecter si une collision va avoir lieu mais également d'estimer l'instant auquel cette dernière va avoir lieu. Le calcul du temps restant avant un contact est soumis à débat en ce qui concerne la nature des variables utilisées. Il n'en demeure pas moins que c'est un critère nécessaire à la préservation de la sécurité d'un sujet qui marche. Bien que la maternité du calcul soit attribuée à la variable τ , nous avons pu voir qu'un ensemble de variables de nature différente étaient mises en jeu. Nous allons à présent nous attacher à la description d'une notion importante impliquée dans la négociation de l'évitement d'obstacle, qui cette fois-ci se base sur des aspects spatiaux et qui concerne la notion d'espace personnel. En effet, il existe un lien très fort entre les notions de temps, de distance et de vitesse. La notion de TTC pourrait très bien être envisagée en terme de distance. Il nous semble ainsi important de décrire à la fois les aspects temporels et spatiaux afin de préciser les paramètres initiant la stratégie d'évitement.

1.3.2 Préservation d'un espace personnel

D'une façon générale, l'espace personnel se définit comme une zone maintenue par les individus pour garder les autres à une distance confortable durant différentes interactions sociales. Cet espace n'est pas limité à l'enveloppe corporelle : on peut l'imaginer comme une bulle entourant le sujet. Il apparaît alors légitime de penser que la détection de collision tient compte de cette notion sociale fondamentale. A ce titre, Woods et al. utilisent le terme "enveloppe de collision" pour nommer la distance qui sépare le sujet du périmètre d'un obstacle et qui dépendrait de la perception interne d'une distance de passage sécuritaire [Woods2003]. Cette marge de sécurité a tout d'abord été décrite chez l'animal [Hediger1954]. Si un prédateur entre dans cette zone, alors l'animal s'enfuit. L'auteur parle alors de "flight distance" dont la taille varie si l'animal est sauvage ou domestique (la taille est respectivement plus faible et plus élevée). Très vite, cette notion a été reprise chez l'être humain pour lequel l'espace personnel correspond à une distance confortable maintenue entre les individus lors des interactions sociales [Hall1966, Sommer1959]. Graziano et Cooke [Graziano2006] émettent l'hypothèse que l'aire intrapariétale ventrale et la zone multisensorielle du gyrus précentral pourraient avoir un rôle dans les comportements sociaux et en particulier dans la construction de cet espace personnel⁶.

Une étude dans un wagon de train révèle que lorsque l'espace personnel est violé, c'est-à-dire lorsque deux passagers sont obligés de s'asseoir l'un à côté de l'autre, ceci entraîne des réactions de stress [Evans2007]. Le titre très drôle de l'article est à l'image de ce comportement : "*Crowding and personal space invasion in the train : Please don't make me sit in the middle*". Chacun a ainsi vécu cette expérience où lorsqu'on doit choisir une place dans un cinéma ou bien dans un bus, on se dirige plus facilement vers les rangées vides ou on prend soin de laisser un siège libre entre soi et la personne inconnue.

L'espace personnel peut être défini comme une zone de protection maintenue autour du piéton et qui autorise un délai suffisant pour percevoir un imprévu, un obstacle et donc un risque, et de planifier et exécuter les adaptations locomotrices nécessaires [Templer1992]. On peut souligner que cette définition mélange des critères de temps (un délai) et d'espace (une zone). Gérin-Lajoie et al. [Gérin-Lajoie2005] remarquent que seules des approximations de la taille de cet espace ont été effectuées que ce soit grâce à des photographies de personnes marchant les unes derrière les autres dans la même direction [Fruin1970] ou à partir de valeurs anthropométriques générales concernant l'excursion des membres [Templer1992]. Les auteurs ont donc proposé de quantifier cet espace de façon expérimentale dans le cas d'une tâche d'évitement d'obstacle représenté par un mannequin, chez de jeunes adultes dans différentes conditions (mannequin immobile ou mobile, perturbations auditives ...). Dans cette tâche d'évitement, le sujet laisse toujours le mannequin sur sa gauche. La méthode de quantification est normalisée par la longueur de pas du sujet et est décrite par la figure 1.24.

Tout d'abord, une aire de balayage est définie dans le plan transversal, devant le sujet et ceci à l'intérieur du quart supérieur gauche d'un cercle centré sur le centre de masse du sujet. Ce quart de cercle est alors composé de 90 vecteurs, exprimés en coordonnées polaires. Ces vecteurs se répartissent tous les degrés et leur norme est égale à trois fois la taille du pas moyen du sujet. Ensuite, la distance transversale entre le centre de masse du sujet et l'épaule gauche du mannequin (figure 1.24A) est calculée à chaque instant. Cette dernière permet de déterminer, pour chaque vecteur de l'aire de balayage, la plus courte distance séparant le sujet du mannequin et permet ainsi l'obtention du contour de l'espace personnel dans ce quart supérieur gauche (figure 1.24B). L'espace personnel ainsi obtenu pour l'ensemble des sujets et des conditions correspond

⁶Le lecteur est renvoyé à l'excellente revue de littérature de Graziano et Cooke qui traite de l'espace personnel en relation avec le comportement défensif et les interactions pariéto-frontales [Graziano2006].

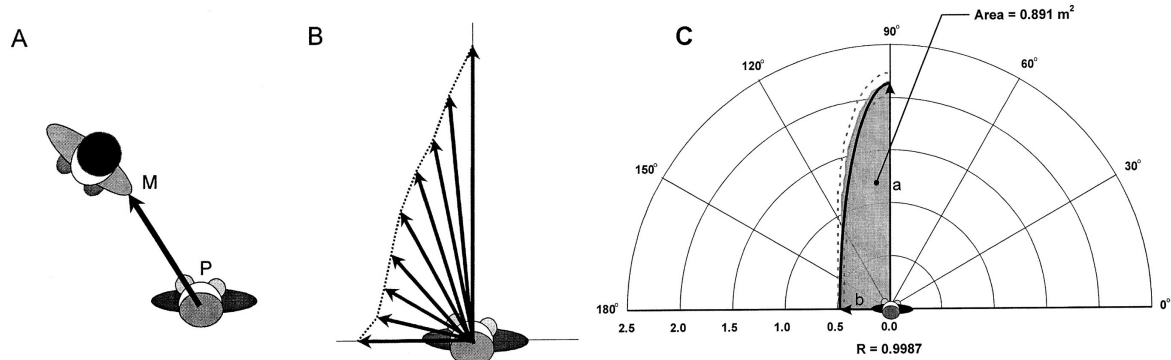


Fig. 1.24 - Quantification de l'espace personnel durant la locomotion lors de l'évitement d'un obstacle. La distance transversale entre le centre de masse du sujet et l'épaule gauche du mannequin (A) permet de définir le contour de l'espace personnel (B). Ceci est effectué en déterminant la distance transversale la plus courte pour chacun des 90 vecteurs situés dans une aire de balayage centrée sur le sujet. L'espace personnel ainsi obtenu correspond à l'équation d'une ellipse (C) [Gérin-Lajoie2005].

alors à une ellipse (figure 1.24C) dont les dimensions longitudinale et latérale sont respectivement de 2,11m et 0,48m. Le fait que la distance longitudinale de cette ellipse soit supérieure à la distance latérale prend son sens dans le fait qu'elle permet au sujet d'avoir suffisamment de temps pour percevoir et s'adapter aux menaces possibles de l'environnement. Dans ce cas, la distance latérale permet d'éviter toute collision, sans entrer à aucun moment en contact avec un obstacle. Ces résultats peuvent être mis en relation avec la région ovale de sécurité introduite par Goffman pour laquelle la distance longitudinale permet l'anticipation et la distance latérale permet au piéton de garantir une certaine aisance lors du croisement d'un obstacle [Goffman1971]. Les sujets préservent ainsi de manière systématique un espace personnel de forme elliptique dont la taille varie selon la demande de traitement informationnel que nécessite l'environnement encombré. Par exemple, si un message auditif détourne leur attention, l'espace personnel s'élargit de telle sorte que la demande attentionnelle, liée à la présence d'un obstacle, diminue. Par ailleurs, lorsque le mouvement du mannequin est connu à l'avance, les sujets ont le temps de planifier un espace personnel assez large qui permet d'attribuer moins d'attention au mannequin. Lorsqu'on s'intéresse à l'influence de l'âge sur cet espace, il a été montré que des personnes âgées préservent un espace personnel similaire à celui de personnes plus jeunes, sauf si on applique des phénomènes distracteurs durant la locomotion [Gérin-Lajoie2006]. Suite à une perturbation auditive, comme nous venons de le voir, la taille de l'espace personnel augmente, mais de façon plus prononcée chez les personnes âgées. De plus, même si la taille de cet espace est identique dans des conditions normales de marche face à un obstacle, cette distance représente un nombre de pas plus élevé chez les personnes âgées, leur laissant plus de temps pour s'adapter. Cet espace personnel serait alors un critère de contrôle utilisé par le système locomoteur afin de planifier les adaptations de démarche inhérentes au contexte environnemental. Les auteurs ont approfondi ces études en s'interrogeant sur le caractère symétrique de cet espace, mais aussi sur le rôle de la vitesse de marche et du caractère réel ou virtuel de l'obstacle [Gérin-Lajoie2008]. Le protocole expérimental concerne alors le contournement par la droite ou la gauche d'un obstacle statique. L'espace personnel serait alors plus petit du côté dominant du sujet ; les auteurs lient ce résultat au fait que le côté dominant est caractérisé par un traitement plus rapide de l'information [Coren1982], nécessitant donc moins de temps pour réagir. La taille et la forme de cet espace ne seraient pas influencées par la vitesse de marche ni par le fait que les obstacles soient réels ou virtuels. Les études de Gérin-Lajoie et al. soulignent

ainsi le caractère fondamental de l'espace personnel pour le contrôle de la navigation. Un point intéressant concerne l'utilisation de cette notion d'espace personnel comme un module à part entière dans un algorithme de navigation réactive pour un humanoïde dans un environnement encombré [Lamarche2004, Sakuma2005].

Durant la tâche d'évitement d'obstacle lors de la locomotion, les individus préservent un espace de sécurité appelé espace personnel. Cette zone autorise un délai suffisant pour détecter et réagir à toute perturbation extérieure. Cette définition nous permet de nous interroger de nouveau sur le critère à l'origine de l'initiation de la stratégie d'évitement. A ce titre, quelles sont donc les adaptations réalisées pour éviter un obstacle durant la locomotion et de quelle manière sont-elles implémentées ?

1.3.3 Évitement d'un obstacle

1.3.3.1 Stratégie d'évitement : planification ou réaction ?

On peut tout d'abord se demander si un individu qui marche dans un environnement encombré planifie ou non à l'avance sa trajectoire pour éviter les obstacles et ainsi préserver sa sécurité.

Fajen et Warren, dans une approche dynamique, s'attachent à mettre en évidence comment le trajet locomoteur émerge en temps réel à partir de lois simples pour se diriger et éviter des obstacles [Fajen2003, Warren2004]. L'espace est défini par deux états : les buts et les obstacles. Les buts sont considérés comme des attracteurs vers lesquels les trajectoires convergent. Les obstacles sont assimilés à des répulseurs et correspondent à des états à éviter autour desquels les trajectoires divergent. Les auteurs ont tout d'abord analysé le comportement de sujets dans un environnement virtuel pour se déplacer vers un but et/ou contourner un obstacle fixe. Dans chaque situation, le but ou l'obstacle apparaissait dans l'environnement virtuel après le départ du sujet, limitant de ce fait la planification du mouvement. Par ailleurs, l'orientation initiale du but ou de l'obstacle ainsi que la distance par rapport au sujet variaient. Les auteurs ont alors mis en évidence que l'attraction du but augmente linéairement avec l'angle formé avec la direction de marche et décroît exponentiellement avec la distance alors que le caractère répulsif de l'obstacle décroît exponentiellement avec l'angle et la distance. Ces résultats ont ensuite été utilisés pour prédire une trajectoire locomotrice dans le cas d'un contournement d'obstacle : les trajectoires prédites sont comparées aux trajectoires précédemment obtenues. La trajectoire générée tiendrait alors compte d'un échantillonnage limité des éléments à la fois proches et situés dans la direction de la locomotion. Les auteurs suggèrent alors que la trajectoire locomotrice proviendrait d'une interaction en ligne entre l'agent et l'environnement plutôt que d'une planification à l'avance. Ce modèle a été adapté à la robotique afin de guider localement un robot en évitant toute collision [Huang2006]. Le problème de la détermination de la trajectoire consiste à trouver la trajectoire de potentiel minimum entre le point de départ et la position cible. Le paysage de potentiel évolue conjointement avec le cap suivi par rapport aux buts et obstacles.

Nous avons vu précédemment que pour aller d'un point A à un point B, la trajectoire locomotrice était planifiée de façon générale [Hicheur2007]. C'est dans ce sens que s'inscrit l'étude de Patla et al. [Patla2004]. Les auteurs ont comparé des trajectoires de sujets marchant dans un environnement encombré avec celles prédites par six modèles de marche qui utilisent deux grandes stratégies distinctes pour le choix de l'itinéraire : le contrôle réactif de la locomotion et la planification du parcours basée sur différents indices visuels (configuration géométrique détaillée

des obstacles ou identification des obstacles). Le protocole expérimental était le suivant : les sujets devaient se déplacer d'un point de départ à un point d'arrivée, ces derniers variant selon les essais, dans une zone de 4,55m x 3,15m. Cette zone encombrée contenait 12 obstacles de taille réduite (0,72m) placés selon 20 configurations. Dans ce protocole d'étude les sujets ne connaissent pas l'environnement avant chaque essai. Un signal sonore leur indiquait, une fois placés sur le point de départ, qu'ils pouvaient ouvrir les yeux et se rendre rapidement au point d'arrivée. On peut noter que le délai entre le signal sonore et l'initiation de la marche était assez court ($< 0,6s$) ce qui rend impossible une pré-planification du trajet locomoteur. Il a alors été mis en évidence que le choix du trajet s'effectue grâce à une planification du parcours qui tient compte à la fois des informations visuelles concernant les différents obstacles et de l'identification de couloirs sécuritaires. Ce choix ne repose pas sur un contrôle réactif, à l'image de celui développé par Fajen et Warren [Fajen2003], où la trajectoire de marche serait modifiée en fonction des informations visuelles en temps réel pour chaque obstacle rencontré successivement. Le sujet ne tient pas compte d'informations très détaillées sur chaque obstacle mais identifie plutôt les caractéristiques générales de l'environnement avec un ensemble d'obstacles pour un point de départ et un point d'arrivée donnés. Il apparaît également que, pour des caractéristiques d'obstruction similaires, les sujets ont tendance à choisir des trajectoires semblables. Ainsi, quelle que soit la configuration spatiale des obstacles, le trajet choisi minimise le nombre de changements de direction, permettant ainsi de réduire la longueur du trajet. Les auteurs font l'analogie entre le choix de couloirs sécuritaires avec les méthodes de roadmaps qui sont utilisées en robotique [Latombe1991]. Ces techniques sont également utilisées en animation [Choi2003, Pettré2003a, Pettré2003b] afin de déterminer un chemin sans collision pour un humanoïde. Dans le sens de l'étude de Patla et al. [Patla2004], il a été démontré que lorsqu'un sujet évite un obstacle fixe ou mobile, il respecte une phase de planification en deux étapes correspondant à deux phases de déviations de la trajectoire du centre de masse [Gérin-Lajoie2005] (nous reviendrons sur cette étude dans les sections 1.3.3.2 et 1.3.3.3 suivantes).

Bien que les études ne s'accordent pas quant au caractère planifié ou réactif de la trajectoire locomotrice, on peut quand même souligner que contrairement à Fajen et Warren [Fajen2003], Patla et al. [Patla2004] ont comparé les différents modèles de locomotion ce qui a permis de montrer que le modèle de navigation réactive est moins adapté que le modèle de planification basé sur des caractéristiques globales des obstacles, notamment dans le nombre de changements de direction. Notons tout de même que les protocoles expérimentaux diffèrent dans le nombre d'obstacles présents sur la parcours. Récemment, il a été suggéré que la trajectoire locomotrice dépendrait à la fois de la planification initiale du mouvement et de comportements réactifs en temps réel [Gérin-Lajoie2007].

Planifié ou non, l'évitement d'un obstacle peut *a priori* être décrit par différentes stratégies d'adaptation locomotrice qui correspondent à :

- un ajustement de la vitesse du sujet, soit par une accélération, soit par une décélération ;
- un ajustement de la trajectoire qui peut s'effectuer par une déviation de la locomotion, ou dans certaines conditions par un enjambement de l'obstacle ;
- une adaptation de la vitesse et de la trajectoire.

Dans le cas d'un obstacle fixe présent sur le chemin du sujet, il semble évident que le sujet doit au moins dévier sa trajectoire initiale. Dans le cas d'une adaptation de la trajectoire, de nombreuses études se sont attachées à décrire le comportement locomoteur d'un sujet qui doit passer au-dessus d'un obstacle fixe, que ce soit pour analyser la régulation du placement des pieds et des membres inférieurs [Patla1996, Draganich2004, Mohagheghi2004, Patla2006], l'influence des propriétés de l'obstacle [Spaulding1991, Patla1993, Chou1998, Austin1999], l'influence de l'âge [McFadyen2001, Weerdesteyn2005, Weerdesteyn2005, Lowrey2007, Rhea2007] ou d'une pathologie [Said2001, Petrarca2006], les différences entre la réaction à un obstacle par rapport à

une réaction volontaire [Weerdesteyn2004] ou encore la possibilité de transfert d'une adaptation d'une jambe à l'autre [van Hedel2002]. Pour la locomotion obstruée, nous pouvons également citer les paradigmes de fermeture de porte qui mettent en jeu des notions temporelles pour ajuster les adaptations locomotrices [Cinelli2008b, Cinelli2008a]. Dans le cadre de cette thèse qui s'intéresse au comportement locomoteur pour des trajectoires de marche très naturelles, nous ne considérerons pas ces deux cas. Nous allons à présent identifier les adaptations cinématiques liées à l'évitement d'un obstacle immobile. Notons dès à présent que la thématique récente concernant les stratégies d'évitement d'obstacle est encore peu développée dans la littérature (si on ne tient pas compte du franchissement d'obstacle) ce qui rend le nombre de données disponibles encore faible.

1.3.3.2 Évitement d'un obstacle immobile

Vallis et McFadyen ont considéré la façon dont un sujet contourne un obstacle infranchissable (un cylindre de 2 mètres de haut et 0,23m de diamètre) placé sur son parcours en ligne droite avec l'intention de continuer dans la direction initiale [Vallis2003]. Ils mettent ainsi en avant des ajustements locomoteurs anticipateurs trois pas avant le passage de l'obstacle mais pas durant le croisement à proprement dit : le sujet ne modifierait pas sa longueur de pas, mais plutôt sa largeur de pas avant de croiser un obstacle, et ceci par rapport à une situation contrôlée, en ligne droite, sans obstacle. Les auteurs observent alors un déplacement médiolatéral du centre de masse d'un peu plus de 50cm, ce qui est beaucoup plus élevé que le déplacement lié à l'alternance des pas en ligne droite qui correspond à des valeurs proches de 7cm. Les auteurs soulignent par ailleurs que la vitesse d'approche est constante. Gérin-Lajoie et al. ont également mis en avant des ajustements locomoteurs anticipateurs lors de l'évitement d'un mannequin placé sur la trajectoire du sujet. Ils distinguent deux phases dans l'évitement d'obstacle [Gérin-Lajoie2005] :

- une phase d'anticipation, caractérisée par une déviation de la trajectoire initiale six pas avant la rencontre de l'obstacle, appelée étape précoce de planification, et par un ajustement de la trajectoire durant la dernière foulée, qui correspond à une étape tardive de planification liée à une estimation finale de l'action du mannequin et de sa position d'arrivée.
- une phase d'effacement qui est la phase pendant laquelle le sujet croise l'obstacle.

En accord avec l'étude précédente [Vallis2003] la trajectoire du centre de masse est alors contrôlée grâce à une stratégie au niveau du bas du corps avec une modulation de la largeur de pas pour un contrôle médiolatéral de la trajectoire. Ce qui est intéressant est que la stratégie est initiée à une distance constante de l'obstacle. Par ailleurs, durant la phase d'effacement, le sujet passe à une distance constante de l'obstacle égale à un tiers de la longueur de pas des sujets, nous renvoyant ainsi à la notion d'espace personnel.

Par ailleurs, le contournement de l'obstacle fixe induit deux stratégies de pose de pieds, utilisées dans les mêmes proportions [Vallis2003] : la stratégie "lead out" et la stratégie "lead in" illustrées par la figure 1.25. La première signifie que, lorsque le sujet passe l'obstacle, la jambe en avant est éloignée de ce dernier alors que pour la seconde, la jambe en avant est proche de l'obstacle. Un même sujet utiliserait une stratégie pour contourner l'obstacle selon un côté donné, mais cette combinaison varie selon les sujets. Ceci suggère que lorsque la trajectoire locomotrice n'est pas contrainte, les sujets conserveraient une même stratégie pour l'approche et le contournement de l'obstacle. Il n'y a pas de différence concernant la position latérale du centre de masse par rapport à l'obstacle selon la stratégie utilisée, mais on peut observer que la largeur du pas, un pas avant le croisement de l'obstacle est beaucoup plus importante dans la stratégie "lead out". On peut se demander s'il est possible d'effectuer une analogie entre les stratégies "lead out" /

"lead in" et "spin turn" / "step turn", car la distinction s'effectue sur le même critère à savoir quel pied est posé au sol lors du croisement de l'obstacle ou de l'initiation du virage.



Fig. 1.25 - Stratégies de placement de pieds pour le contournement d'obstacle [Vallis2003]

Un point intéressant est que contrairement à une tâche de changement de direction, la tête n'anticipe pas le mouvement de réorientation par rapport au reste du corps [Vallis2003]. Le sujet ne met pas en place une coordination stéréotypée du haut du corps avant la déviation du centre de masse. Les hypothèses émises pour expliquer ce comportement mettent en avant le fait que le déplacement simultané de la tête et du tronc permettrait de mieux orienter le corps pour contourner l'obstacle en sécurité et fournit une plate-forme stable pour la tête en réduisant le nombre de degrés de liberté qui doivent être initialement contrôlés par le système nerveux central. La masse du tronc représentant une partie importante de la masse du corps, ce déplacement simultané du tronc pourrait assister les déviations du centre de masse vers la nouvelle direction transitoire à travers le mouvement des membres inférieurs.

Enfin, on peut souligner que les stratégies utilisées par des enfants pour le contournement d'un obstacle fixe sont différentes de ce que nous venons de décrire pour des adultes [Vallis2005]. En effet, leur vitesse de marche diminue deux pas avant le croisement de l'obstacle, tout comme la longueur du pas, un pas avant l'obstacle. La déviation médiolatérale, qui s'effectue plusieurs pas avant le croisement de l'obstacle chez l'adulte, est initiée juste avant l'obstacle chez l'enfant. Par ailleurs, nous venons de voir que les adultes réorientent la tête et le tronc en même temps que le centre de masse alors que les enfants réorientent la tête et le tronc, toujours en même temps mais avant la déviation du centre de masse. Cette différence de stratégie anticipatrice fait dire aux auteurs que les enfants intègreraient différemment les informations visuelles et y seraient plus dépendants pour guider leur stratégie de contournement. Les auteurs évoquent alors un partitionnement du contournement de l'obstacle fixe selon deux tâches : le changement de direction initiale par un mouvement proactif de la tête et du tronc puis les ajustements de la démarche par une augmentation de la largeur du pas juste avant l'obstacle.

1.3.3.3 Évitement d'un obstacle mobile

Considérons à présent l'évitement d'un obstacle mobile. C'est une tâche quotidienne, illustrée par exemple par l'évitement de piétons rencontrés dans la rue ou encore dans un couloir, mais qui reste à ce jour peu étudiée dans le champ humain. Lorsque l'individu doit faire face à un obstacle mobile, il le regarde, enregistre les déplacements reflétant la constance ou le changement de l'angle du regard et ensuite interprète ces informations [Cutting1995b]. Les adaptations motrices face à ce type d'obstacle nécessitent un coût de traitement mental plus important que par rapport à un obstacle fixe [Cutting1995b]. Rymill a identifié trois types de collision entre deux individus qui se déplacent, illustrées par la figure 1.26 [Rymill2005] :

- "towards collision" : deux individus se déplacent en sens opposé sur un chemin de collision,
- "away collision" : un individu rattrape un autre individu marchant dans le même sens que lui mais à une vitesse plus faible,
- "glancing collision" : deux individus marchent dans le même sens sur un chemin de collision.

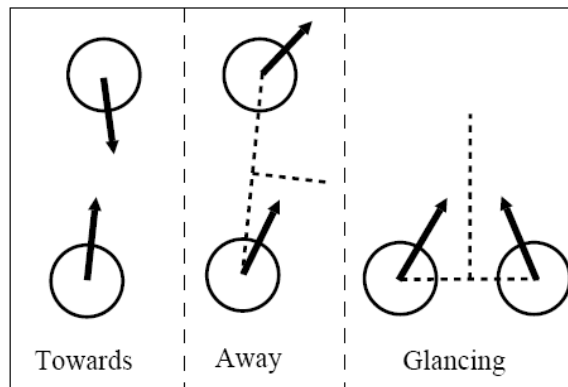


Fig. 1.26 - Trois types de collision avec un obstacle mobile [Rymill2005].

Nous pouvons distinguer deux catégories d'obstacle mobile à savoir un obstacle réactif qui va interagir avec le piéton (une autre personne) et un obstacle mobile passif qui va suivre une trajectoire prédéfinie à l'avance, sans déviation possible en fonction des actions du piéton.

Dans le cas où l'obstacle mobile interagit avec le piéton, on peut relever l'étude de Ducourant et al. [Ducourant2005]. Ce n'est pas une étude qui s'intéresse directement à l'évitement : les auteurs se sont focalisés sur les coordinations interpersonnelles qui se mettent en place lorsque deux sujets marchent simultanément. Ils se placent plus précisément dans une situation de marche contrainte (en avant ou en arrière). Les sujets sont face à face et possèdent des rôles préalablement définis : un leader et un suiveur. Le leader cherche à briser la distance qui le sépare de l'autre piéton, alors que ce dernier, le suiveur, cherche à maintenir cette distance constante. Le leader parcourt alors plus de distance que le suiveur. La réponse locomotrice du suiveur apparaît après un certain délai, dont la durée augmente avec la distance séparant les deux sujets. Ils concluent que pour effectuer des trajectoires "sociales", les sujets utilisent des mécanismes liés au leadership et à la distance entre les sujets. La réponse locomotrice des sujets n'est pas une reproduction des actions de l'autre après un court délai mais se fonde plutôt sur une interprétation du mouvement et une prédiction des intentions de l'autre. Ils parlent alors d'imitation de haut niveau avec une interaction bidirectionnelle et des influences mutuelles entre les sujets. Cette étude est très intéressante dans la compréhension des mécanismes vastes d'interaction entre deux piétons. Malgré tout, les conditions d'études sont très contraintes puisque les sujets ne peuvent se déplacer qu'en grande partie sur l'axe antéropostérieur et ne

suffit pas à expliquer la façon dont un individu va éviter un obstacle mobile. Un autre cas d'étude d'interaction est l'analyse des foules. On comprend bien qu'observer le comportement général d'un seul sujet devient beaucoup plus complexe et que d'autres phénomènes entrent en jeu à l'image des interactions multiples entre l'ensemble des marcheurs. On peut tout de même noter grâce à l'analyse de Wolff [Wolff1973] un comportement locomoteur particulier appelé "step-and-slide". Ce comportement particulier, intervenant la moitié du temps lorsqu'une foule est dense, correspond à un léger mouvement du corps avec une rotation des épaules et un "imperceptible" pas chassé.

Le second type d'obstacle mobile concerne la situation où un sujet se retrouve face à un obstacle mobile passif. Pour Gérin-Lajoie et al. le mouvement de ce type d'obstacle mobile, matérialisé par un mannequin sur un rail, qui se déplace sur un chemin de collision de façon latérale à 45° et dont le mouvement peut être connu ou inconnu *a priori*, résulte en une adaptation de la démarche du piéton qui vise à gagner du temps pour évaluer sa situation par rapport à un obstacle fixe [Gérin-Lajoie2005]. Ainsi, le piéton diminue sa vitesse de marche lorsqu'il doit contourner un obstacle mobile, ce qui serait probablement la conséquence d'une augmentation du processus de traitement visuel nécessaire à la réussite de la tâche. Les phases d'anticipation et d'effacement sont également décrites dans le cas de l'obstacle mobile. Notons que les situations expérimentales font en sorte que le piéton soit implicitement contraint à passer derrière l'obstacle mobile dans la mesure où ce comportement d'évitement serait plus naturel [Cutting1995b]. Lorsque la trajectoire de l'obstacle mobile n'est pas connue *a priori*, il n'y a pas de différence significative en ce qui concerne les adaptations du sujet dans le plan médiolatéral entre une situation avec un obstacle fixe ou mobile : la déviation du centre de masse s'effectue à la même distance de l'obstacle selon le même pattern de largeur de pas y compris lors de la phase d'effacement. La différence majeure entre ces situations réside dans la vitesse de déplacement durant la phase d'anticipation qui est fortement diminuée dans le cas d'un obstacle mobile. Lorsque la trajectoire de l'obstacle mobile est connue *a priori*, les adaptations locomotrices anticipatrices pour contourner un obstacle sont facilitées et la modulation de la largeur de pas serait alors redistribuée sur l'ensemble des pas. Lorsque la trajectoire est inconnue, cette modulation est plus prononcée durant la phase tardive de planification voire même s'étend sur la phase d'effacement. La phase tardive de planification, qui présente les plus grands ajustements des pas, pourrait correspondre à une phase finale de prise de décision, basée sur la position et le mouvement du mannequin. Les auteurs s'appuient également sur les études de Flanagan et al. et Kawato [Flanagan1999, Kawato1999] pour émettre l'hypothèse selon laquelle l'anticipation des sujets, lorsqu'ils connaissent le mouvement de l'obstacle, reposerait sur l'utilisation de modèles internes. Ces modèles correspondent à des représentations physiques précises des propriétés physiques de l'environnement, construites sur des expériences passées. Ils permettent ainsi de réduire le traitement des données pour produire une adaptation plus précoce de la trajectoire du sujet. Enfin, une étude récente de Cinelli et Patla [Cinelli2007] s'est intéressée à l'évitement d'un obstacle mobile arrivant, selon différentes vitesses, face au sujet qui marche. Le sujet et l'obstacle sont séparés de 12m et des cellules photoélectriques déclenchent le mouvement du mannequin lorsque le sujet a effectué 2,5m, ce qui lui permet d'acquérir une certaine vitesse de confort. Les auteurs s'intéressent au mouvement du sujet lorsqu'il a franchi ces cellules. Le protocole expérimental, présente deux configurations. Dans la première configuration, le mouvement du sujet est libre et ce dernier doit rejoindre un point d'arrivée (figure 1.27a). La seconde configuration contraint le mouvement du sujet en l'obligeant à passer à travers une porte de 90cm de largeur, placée à 3,5m des cellules photoélectriques (figure 1.27b). Cette configuration a été mise en place dans l'idée qu'elle pourrait faire prendre au sujet une décision concernant le TTC afin de savoir s'il doit passer la porte avant ou après le passage de l'obstacle.

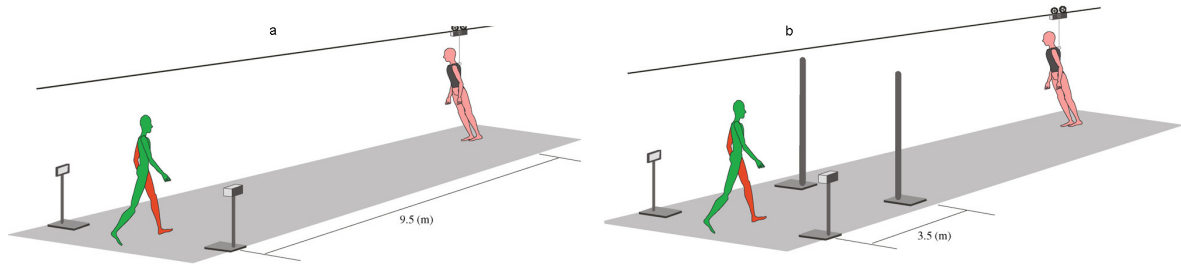


Fig. 1.27 - Protocole expérimental pour l'analyse de l'évitement de collision avec un obstacle mobile arrivant face au sujet dans a) une tâche non contrainte et b) dans une tâche contrainte par une porte de 90cm de largeur(b) [Cinelli2007].

Les auteurs montrent ainsi que pour la première configuration, les sujets déclenchent leur adaptation de trajectoire à une distance constante du point de départ ($\approx 1,5\text{m}$), indépendamment de la vitesse de l'obstacle. Pour chaque vitesse, le sujet croise l'obstacle à une distance latérale constante ($\approx 45\text{cm}$). Cependant, la façon de réaliser cette déviation est différente : la vitesse de déviation médiolatérale dépend de la vitesse d'approche de l'obstacle : plus l'obstacle va vite, plus la déviation médiolatérale s'effectue rapidement. Dans la deuxième configuration, le changement est initié plus loin, avant le passage de la porte ou juste au niveau de la porte, et ceci de façon plus marquée pour des vitesses d'obstacles lentes ($0,8\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) par rapport à des vitesses rapides (2 et $2,2\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$). Ceci signifierait que dans une situation présentant une référence spatiale, les sujets seraient capables de moduler l'initiation de la déviation médiolatérale de leur trajectoire en fonction de la vitesse de l'obstacle et ceci malgré le mouvement propre du sujet. Les auteurs suggèrent alors que durant la locomotion, un individu est capable de déterminer le temps restant avant d'entrer en collision avec un objet mobile et les adaptations locomotrices mises en place durant l'évitement dépendraient des contraintes de la tâche.



Ainsi, lorsqu'un individu se déplace, les indices visuels lui permettent à la fois de détecter si une collision avec un obstacle va avoir lieu, mais aussi de déterminer l'instant où elle va se produire. Les études ont mis en avant différentes adaptations anticipatoires de la trajectoire avec notamment une déviation médiolatérale du centre de masse pour contourner un objet fixe ou mobile. Les auteurs relatent une diminution de la vitesse de locomotion pour éviter un obstacle mobile mais également chez des enfants pour éviter un obstacle fixe. L'évitement d'un obstacle mobile induit des adaptations locomotrices anticipatrices différentes de celles mises en place pour le contournement d'un obstacle fixe. Celles-ci résident principalement dans le plan antéro-postérieur et permettent au sujet de gagner du temps pour collecter et intégrer les informations suffisantes sur l'environnement afin d'éviter de façon appropriée l'obstacle. Toutes ces adaptations respectent la notion d'espace personnel puisque lorsque les sujets croisent l'obstacle, ils préservent systématiquement une distance constante latérale. Une remarque importante lorsqu'on considère les études d'évitement d'obstacle est la distinction entre les notions d'espace et de temps, notions que nous avons pu aborder au début de ce chapitre. Ces deux notions sont très liées et souvent difficiles à exprimer. En effet, dans un domaine fondamental qu'est la linguistique ces notions sont liées par un caractère asymétrique [Casasanto2008]. Pour évoquer des notions abstraites, les individus auraient tendance à s'appuyer sur des métaphores plus concrètes. Ainsi pour évoquer le temps, nous utiliserions des métaphores spatiales (les grandes vacances) mais pas forcément l'inverse. Ces auteurs s'interrogent alors sur la validité de cette

asymétrie dans des domaines autres que le langage. Dans le cas de l'évitement de collision, ces deux notions sont souvent reprises par les auteurs. Ainsi un espace personnel est défini comme une zone (un espace) maintenue autour d'un sujet, qui autorise un délai (un temps) suffisant pour réagir. Gérin-Lajoie et al. relèvent une distance constante de déviation par rapport à l'obstacle [Gérin-Lajoie2005]. Leur étude se faisant à vitesse constante, la notion de distance pourrait très bien être en réalité une notion de temps. Cinelli et Patla évoquent à la fois une distance et un temps pour caractériser l'initiation de la trajectoire [Cinelli2007]. L'utilisation d'un critère spatial ou d'un critère temporel pour initier les stratégies locomotrices d'évitement d'obstacle reste donc une question à développer dans les futures recherches.

Synthèse et objectifs

La revue de la littérature nous a permis de mettre en avant que la marche est un moyen de locomotion privilégié qui permet à l'être humain de se déplacer dans un environnement en toute sécurité et de façon efficiente. L'environnement qui entoure le sujet fait partie intégrante de la tâche locomotrice. En fonction de l'objectif à atteindre ou de la présence d'obstacles dans l'environnement, des trajectoires courbes peuvent être générées. Ces trajectoires font partie du répertoire de base des synergies motrices de l'être humain. Durant la marche en courbe, une coordination motrice particulière se met en place selon un schéma "top-down" où la tête anticipe le changement de direction. Les invariants locomoteurs ne s'expriment pas uniquement au niveau de la coordination segmentaire mais aussi au niveau de la trajectoire globale de la locomotion. Ainsi, les trajectoires d'un sujet pour un même point de départ et d'arrivée seraient très similaires alors que les endroits de poses de pieds sont différents, ce qui reflèterait une planification de la tâche locomotrice dans son ensemble. Par ailleurs, il existe un lien très fort entre la géométrie de la trajectoire et la vitesse adoptée. Cette relation, décrite pour la locomotion lors de trajectoires de marche très contraintes, s'exprime selon une loi de puissance entre le rayon de courbure et la vitesse dans l'espace logarithmique.

Nous nous fixons trois objectifs dans cette thèse mais tous s'appuient sur le lien très fort unissant la géométrie et la cinématique de la trajectoire. Nous l'exprimerons sous ses formes de courbure et de vitesse.

Bien que la marche en courbe suscite de plus en plus de recherches aussi bien dans le domaine de la biomécanique, des neurosciences que de la santé, nous avons pu voir dans la section 1.2.1, qu'il n'existe pas de consensus sur une définition qui permet de distinguer, au sein d'une même trajectoire, la marche en ligne droite de la marche en courbe. Nous proposons ainsi dans le chapitre 2 d'étudier ces deux types de trajectoires selon cette approche particulière qui considère la courbure de la trajectoire et la vitesse de marche à chaque pas.

Dans le chapitre 3, nous proposons d'étendre l'analyse de la loi de puissance entre la géométrie et la cinématique de la trajectoire qui régit la marche en courbe dans l'espace logarithmique. Cette analyse a été proposée pour des trajectoires de marche répétitives et très contraintes. Dans le cadre de cette thèse, nous nous attachons à étudier des trajectoires courbes très simples et très peu contraintes qui se résument à un seul virage identifié seulement par trois points : un point de départ, un point à contourner et un point d'arrivée. L'objectif est de travailler sur

des trajectoires les plus naturelles possibles. L'approche initiale de la littérature qui considère le rayon de courbure et la vitesse sera modifiée afin de prendre en compte la courbure et la vitesse. Un avantage majeur de raisonner avec la courbure est que cette variable, contrairement au rayon de courbure, est finie.

Après avoir étudié les trajectoires de marche courbes peu contraintes sans perturbations extérieures, nous abordons la problématique d'adaptation de la trajectoire face à un obstacle mobile. Cette adaptation a été caractérisée pour des obstacles fixes ou des obstacles mobiles dont la trajectoire était définie au préalable. Les études mettent en avant une déviation médiolatérale de la trajectoire ainsi qu'une réduction de la vitesse de marche. La question du critère d'initiation de la stratégie utilisée demeure néanmoins encore floue. Le chapitre 4 s'intéresse ainsi aux stratégies utilisées lorsque deux sujets qui marchent chacun vers un but bien défini doivent se croiser. L'objectif est d'identifier si les stratégies privilégiées pour éviter un obstacle mobile "réactif" visent à modifier la vitesse de marche ou à dévier la trajectoire de marche ou résultent d'une combinaison des deux. La déviation de la trajectoire de marche, qui se caractérise de ce fait par la génération d'une trajectoire courbe pourra être identifiée grâce aux résultats du chapitre 2 qui caractérisent la marche en courbe par rapport à une trajectoire de référence en ligne droite.

Chapitre 2

Analyse d'un virage dans le plan courbure-vitesse

Ce chapitre va s'intéresser à la façon dont on peut caractériser une trajectoire de marche en virage en considérant la courbure de la trajectoire et la vitesse de marche. Cette relation sera abordée par une approche discrète qui s'appuie sur le caractère cyclique de la marche. Pour cela, nous étudierons le lien entre la courbure moyenne et la vitesse moyenne entre chaque pas effectué par le sujet. Cette première étude s'inscrit dans un cadre méthodologique.

La marche en ligne droite ne s'effectue pas selon une parfaite ligne droite mais avec une légère oscillation du centre de masse autour de la ligne de déplacement moyen [Orendurff2006] (cf. figure 1.18a dans la section 1.2.4.1). Il est donc intéressant de considérer dans un premier temps les caractéristiques propres à la marche en ligne droite. L'intérêt d'étudier la marche en ligne droite réside dans la possibilité de définir des paramètres de référence unissant la courbure et la vitesse. Un pas ne respectant pas le lien entre vitesse et courbure établi lors de la ligne droite pourra alors être considéré comme un indicateur d'une trajectoire courbe. Dans un second temps, nous nous concentrerons sur des trajectoires présentant un ou plusieurs changements de direction. L'objectif est de mettre en place un outil permettant de détecter si la trajectoire étudiée présente des parties courbes mais également à quels moments ces parties courbes surviennent. Toute déviation par rapport aux paramètres de référence de la ligne droite devra permettre d'identifier une déviation de la trajectoire de marche. Enfin, puisque la méthodologie utilisée discrétise la relation entre la courbure et la vitesse par rapport au pas, nous tenterons de caractériser les stratégies utilisées pour tourner en s'intéressant aux appuis. Nous utiliserons les définitions des stratégies de type "spin turn" et "step turn". Pour rappel la définition initiale [Hase1999] stipule que lors d'un "step turn", le changement de direction s'effectue dans le sens opposé au pied d'appui. Lors d'un "spin turn", le marcheur tourne dans le même sens que le pied d'appui (cf. section 1.2.4.2).

2.1 Approche et Objectifs

2.1.1 Approche discrète de la trajectoire

Lorsqu'un sujet marche en ligne droite, la trajectoire du centre de masse oscille autour de la direction du mouvement moyen (figure 2.1). À chaque instant de cette trajectoire, il est possible de calculer une courbure et une vitesse de déplacement instantanées.

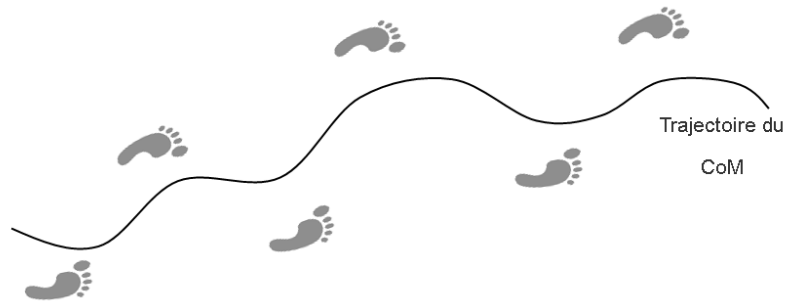


Fig. 2.1 - Trajectoire du centre de masse en ligne droite.

La marche est alors rythmée par les événements discrets que sont les poses de pied au sol. Par convention, un pas est défini comme l'intervalle entre deux poses de talon successives. Un pas gauche démarre par un pose de talon gauche et réciproquement pour un pas droit. D'un point de vue mécanique et donc *a priori* de contrôle moteur, une modification de la trajectoire du centre de masse ne peut s'effectuer qu'en relation avec ces appuis au sol. Afin de tenir compte de cette caractéristique discrète, nous pouvons modéliser la trajectoire du centre de masse grâce à des arcs de cercle pour chaque pas du sujet (figure 2.2). Dans ce cadre, chacun de ces arcs de cercle est défini par la courbure moyenne $\bar{C}_{i_{moy}}$ et la vitesse moyenne $V_{i_{moy}}$ au cours du pas i associé à cet arc. Sur la figure 2.2 la courbure $\bar{C}_{i_{moy}}$ est représentée par le rayon R_i (avec $R_i = \frac{1}{\bar{C}_{i_{moy}}}$) et la vitesse $V_{i_{moy}}$ est exprimée grâce à l'angle θ_i (avec $\theta_i = \frac{V_{i_{moy}} \times \text{durée}}{R_i}$).

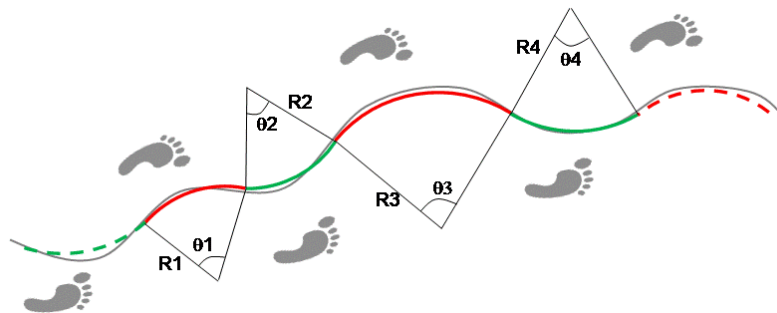


Fig. 2.2 - Modélisation de la trajectoire du centre de masse par arc de cercle. Un pas gauche est représenté par un arc rouge et un pas droit par un arc vert.

2.1.2 Objectifs

En suivant les études précédemment effectuées sur la relation entre la géométrie et la cinématique de la trajectoire, nous cherchons dans un premier temps à déterminer s'il existe un comportement particulier entre la courbure moyenne (C_{moy}) et la vitesse moyenne (V_{moy}) lors des différents pas du sujet en ligne droite. Pour cela, nous considérerons l'ensemble des couples $[V_{moy}, C_{moy}]$ de chaque essai en ligne droite de chaque sujet. Afin de garantir qu'on puisse observer l'évolution d'une variable par rapport à une autre, il faut qu'une des deux variables étudiées présente une variation minimale dans ses valeurs. Le fait que les sujets marchent à des vitesses différentes selon la condition de vitesse prédéfinie de l'essai doit satisfaire la condition de variation minimale. Cette étude devrait nous permettre de définir un ensemble \mathcal{E} de couples $[V_{moy}, C_{moy}]$ caractéristiques de la ligne droite, représenté en bleu sur la figure 2.3.

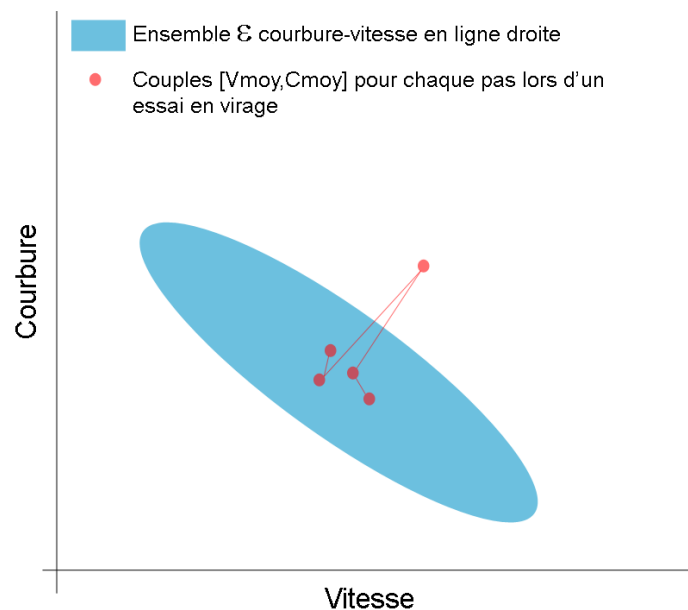


Fig. 2.3 - Hypothèses méthodologiques pour qualifier un essai en ligne droite et un essai en virage. L'ensemble bleu \mathcal{E} représente un comportement particulier entre la courbure moyenne (C_{moy}) et la vitesse moyenne (V_{moy}) lors des différents pas du sujet en ligne droite. Les cercles rouges représentent les couples $[V_{moy}, C_{moy}]$ pour chaque pas d'un essai en virage. Le virage peut être identifié comme tel si un des couples sort de l'ensemble \mathcal{E} .

Dans un second temps, nous étudierons chacun des essais en courbe. Il s'agira de déterminer s'il existe des pas pour lesquels le couple $[V_{moy}, C_{moy}]$ est en dehors de cet ensemble \mathcal{E} . Le comportement attendu est représenté par les cercles rouges sur la figure 2.3. Cette méthode devrait nous permettre de déterminer en outre si un tel pas est caractéristique d'une stratégie en spin ou en step turn, voire d'une stratégie plus complexe qui fait intervenir l'une et l'autre. Nous étudierons l'influence de l'angle et de la vitesse à la fois sur la capacité à détecter les pas en courbe et à déterminer la stratégie utilisée par le sujet pour tourner.

2.2 Méthodologie générale

2.2.1 Protocole expérimental

La population d'étude est constituée de 15 sujets volontaires, 7 femmes et 8 hommes dont les caractéristiques anthropométriques sont exposées dans le tableau 2.1. Chaque sujet a été informé au préalable du déroulement de l'expérimentation. La problématique de l'étude n'a pas été révélée afin de ne pas influencer la locomotion des sujets. Tous les sujets ont répondu au critère d'inclusion qui consistait à ne pas souffrir de problèmes vestibulaires ou neurologiques susceptibles d'affecter la locomotion.

Sujets	Sexe	Âge (ans)	Taille (m)	Masse (kg)
S1	f	25	1,68	62
S2	f	28	1,62	47
S3	f	36	1,60	70
S4	f	37	1,72	58
S5	f	40	1,65	70
S6	f	42	1,54	50
S7	f	35	1,61	54
S8	m	36	1,76	71
S9	m	39	1,77	60
S10	m	33	1,80	74
S11	m	26	1,86	63
S12	m	34	1,79	70
S13	m	22	1,78	81
S14	m	32	1,81	75
S15	m	28	1,80	75
Moyenne		32,8	1,71	65,3
Écart type		5,9	0,09	10,1

Tab. 2.1 - Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude pour étudier la marche en ligne droite et en courbe dans le plan courbure-vitesse.

Afin d'analyser la locomotion en virage, tout en conservant des données de comparaison en ligne droite, cinq configurations géométriques ont été définies. Ces configurations, illustrées par la figure 2.4, sont les suivantes :

- une ligne droite,
- un virage à 10° ,
- un virage à 20° ,
- un virage à 30° ,
- un changement de couloir.

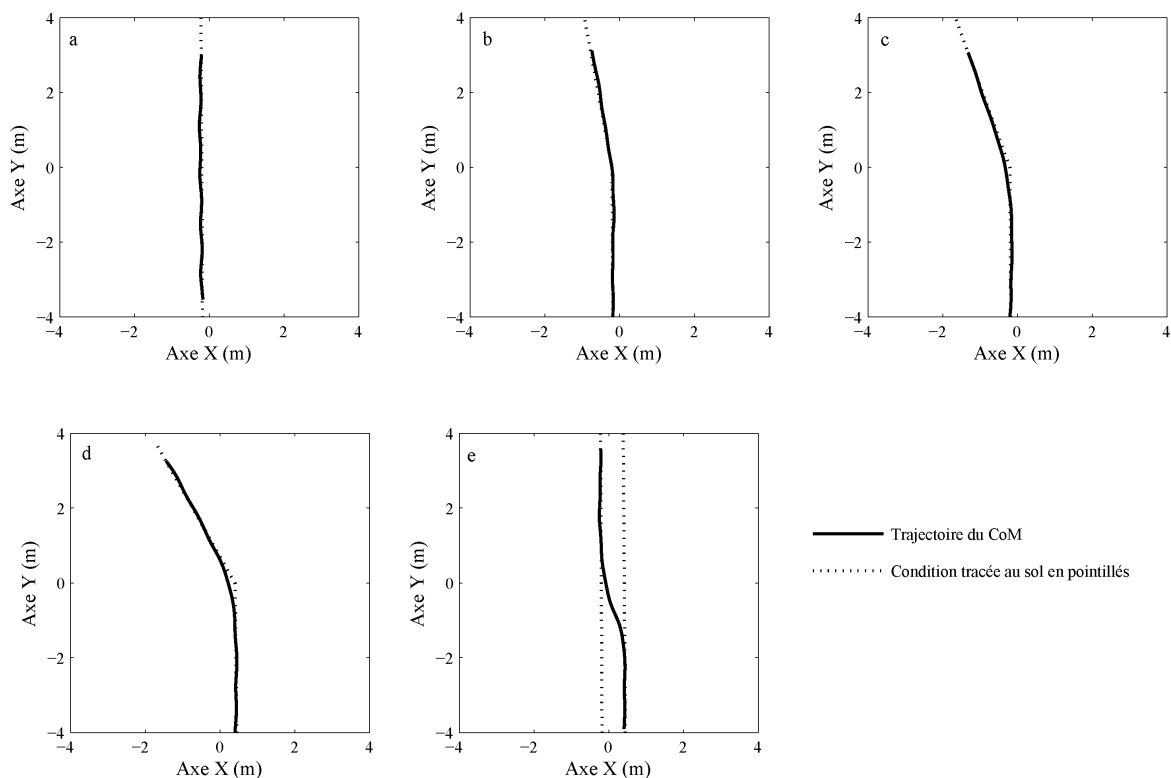


Fig. 2.4 - Conditions expérimentales pour étudier la marche en ligne droite et la marche en courbe. Les trajectoires à réaliser sont : une ligne droite (a), un virage de 10° (b), un virage de 20° (c), un virage de 30° (d) et un changement de couloir (e). Les marques au sol qui servent de repère au sujet quant au trajet à réaliser sont tracées en pointillés très espacés afin de contraindre au minimum la trajectoire du sujet.

Les sujets avaient pour consigne de marcher selon ces configurations tracées au sol. Il faut noter que chacune de ces configurations était tracée en pointillés très espacés afin de ne représenter qu'une indication de la trajectoire à suivre pour les sujets et non pas une contrainte forte de la trajectoire. Pour la configuration "changement de couloir", deux lignes droites espacées de 60cm étaient indiquées au sol. La consigne était de changer de ligne durant l'essai dans un intervalle d'environ 2 mètres de longueur. La condition "changement de couloir" permet de ne pas favoriser une angulation particulière de virage mais au contraire de laisser chaque sujet adopter l'angulation qui lui convient. Pour chaque configuration, les sujets avaient pour consigne d'effectuer chaque essai selon trois vitesses de marche individuelles : leur vitesse de confort, leur vitesse lente et leur vitesse rapide. Enfin, chaque cas de configuration géométrique et de vitesse a été répété quatre fois (2 allers et 2 retours). Ainsi, chaque sujet a réalisé au

cours de l'expérimentation 60 essais (5 configurations \times 3 vitesses \times 4 essais) dont 12 essais en ligne droite et 48 essais en virage. L'ordre des essais était défini de façon aléatoire.

2.2.2 Acquisition et traitement des données cinématiques

La méthodologie générale décrite dans les sections suivantes est la méthodologie utilisée pour l'ensemble des études présentées dans cette thèse. Les données cinématiques tridimensionnelles de chaque sujet ont été enregistrées grâce au système optoélectronique Vicon MX40 (Oxford Metrics, Oxford, UK). Le système présent au laboratoire Mouvement Sport Santé de Rennes, est composé de douze caméras infrarouges à haute résolution (4Mpixels), synchronisées à une fréquence de 120Hz. Ces caméras relèvent la position de marqueurs sphériques réfléchissants fixés sur la peau du sujet ou sur des vêtements très près du corps (figure 2.5).

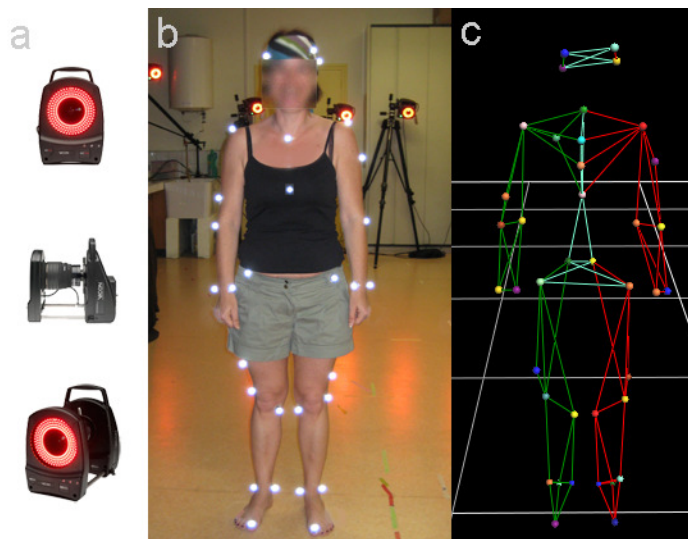


Fig. 2.5 - Système Vicon pour l'acquisition tridimensionnelle du mouvement. Douze caméras optoélectroniques de type Vicon (a) sont utilisées pour capturer le mouvement de marqueurs réfléchissants placés sur le corps du sujet (b). Ceci permet d'obtenir les coordonnées en 3 dimensions des différents marqueurs (c).

Ainsi, 39 marqueurs externes, décrits dans le tableau 2.2, ont été disposés sur des points anatomiques standardisés (figure 2.6). La totalité des marqueurs n'intervient pas dans les calculs. En effet, les marqueurs représentés en vert sur la figure 2.6 induisent une dissymétrie dans le modèle qui permet de faciliter la reconnaissance des marqueurs lors du traitement des données brutes, et notamment la distinction du côté droit et du côté gauche du corps du sujet.

La reconstruction tridimensionnelle de la position de chaque marqueur au cours du temps ainsi que la labellisation des marqueurs ont été réalisées grâce au logiciel Vicon IQ (Oxford Metrics, Oxford, UK). Les trajectoires de chaque marqueur ainsi obtenues ont été exportées dans un fichier de type C3D puis ont été traitées grâce au logiciel Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts, US).

Marqueurs	Repères anatomiques
RFHD, LFHD	Os frontal côtés droit et gauche
RBHD, LBHD	Os occipital côtés droit et gauche
C7	Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale
T10	Processus épineux de la 10 ^{ème} vertèbre thoracique
CLAV	Incisure jugulaire du sternum
STRN	Processus xyphoïde
RBAC	Marqueur dissymétrique sur la scapula droite
RSHO, LSHO	Acromion droit et gauche
RUPA, LUPA	Marqueurs dissymétriques sur le bras droit et gauche
RHUM, LHUM	Épicondyle médial huméral droit et gauche
RRAD, LRAD	Tête du radius droit et gauche
RWRA, LWRA	Processus styloïde radial droit et gauche
RWRB, LWRB	Processus styloïde ulnaire droit et gauche
RFWT, LFWT	Épine iliaque antéro-supérieure droite et gauche
RBWT, LBWT	Épine iliaque postéro-supérieure droite et gauche
RKNE, LKNE	Condyle latéral fémoral droit et gauche
RKNI, LKNI	Condyle médial tibial droit et gauche
RTHI, LTHI	Marqueurs dissymétriques sur la cuisse droite et gauche
RANE, LANE	Malléole externe droite et gauche
RANI, LANI	Malléole interne droite et gauche
RHEE, LHEE	Pternion droit et gauche
RTOE, LTOE	Acropodion droit et gauche

Tab. 2.2 - Repères anatomiques pour le placement des marqueurs externes.

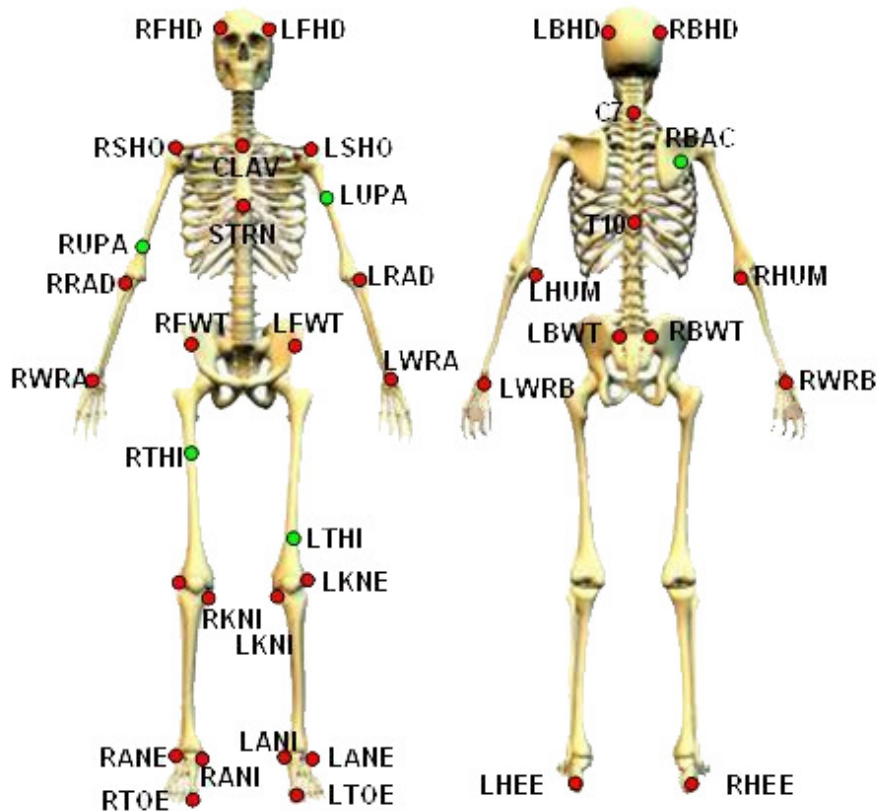


Fig. 2.6 - Modèle de placement des marqueurs. Les marqueurs rouges sont les marqueurs qui permettent le calcul du centre de masse. Les marqueurs verts sont des marqueurs induisant une dissymétrie entre le côté droit et le côté gauche du sujet, permettant de faciliter le processus de reconstruction et de labellisation.

2.2.3 Analyse cinématique et tests statistiques

Après avoir converti les fichiers C3D dans ce logiciel Matlab, nous pouvons travailler sur les données de position tridimensionnelle au cours du temps de chacun des marqueurs disposés sur le sujet. Les données brutes de position au cours du temps ont été filtrées à l'aide d'une spline cubique présente dans la base de calcul du logiciel Matlab. Le paramètre de lissage des données est fixé à 0,99, ce qui représente un filtrage relativement faible (la valeur 1 correspond au fait de n'appliquer aucun filtrage).

Le placement des marqueurs décrit précédemment est mis en place de manière à pouvoir déterminer la position du centre de masse du sujet. La position du centre de masse est alors calculée grâce à la table anthropométrique de Zatsiorsky et al. [Zatsiorsky1990] adaptée par les données de de Leva [de Leva1996]. Cette dernière table anthropométrique tient compte de la position des centres articulaires. La position des marqueurs externes est de ce fait convertie afin d'estimer les positions des centres articulaires du corps. Le corps est alors modélisé en 12 segments rigides : la tête, les deux bras, les deux avant-bras, le tronc, les deux cuisses, les deux jambes et les deux pieds. Les centres articulaires, correspondant aux points proximaux et distaux de ces segments, sont calculés de la façon suivante : les centres articulaires au niveau des coudes, des

poignets, des genoux et des chevilles sont estimés en calculant le milieu des marqueurs placés de façon médiale et latérale autour de ces articulations. Par exemple, le centre articulaire du coude gauche est vu comme le milieu du segment délimité par les marqueurs disposés sur l'épicondyle médial huméral gauche (LHUM) et sur la tête du radius gauche (LRAD). Afin d'être le plus rigoureux possible, les centres articulaires de l'épaule et des hanches ont été déterminés grâce aux équations établies respectivement par Reed et al. [Reed1999] et Leardini et al. [Leardini1999].

La vitesse et l'accélération horizontales sont calculées grâce à une simple ou une double dérivée de la position au cours du temps.

La courbure instantanée de la trajectoire du centre de masse est un très bon indicateur de la géométrie de la trajectoire. Elle est calculée en inversant la formule classiquement utilisée pour déterminer le rayon de courbure d'une trajectoire. On a ainsi :

$$C = \frac{\det \left(\frac{dCoM}{dt}, \frac{d^2CoM}{dt^2} \right)}{\left\| \frac{dCoM}{dt} \right\|^3} \quad (2.1)$$

avec C la courbure instantanée en m^{-1} , CoM la position horizontale du centre de masse.

La courbure est donc positive lorsque le sujet tourne sur sa gauche et est négative lorsqu'il tourne sur sa droite.

Nous tenons compte du caractère discret de la marche, c'est-à-dire rythmée par le pas, lors de notre analyse dans un plan courbure-vitesse. Une étape essentielle est donc de détecter les instants de pose des talons au sol. Pour cela, nous utilisons la méthode de détection automatique des poses de pieds développée au sein du laboratoire par Nicolas Fusco et Armel Crétual [Fusco2008]. Cette méthode analyse la vitesse horizontale du talon dans le repère de la hanche par rapport à la direction de progression de la marche. Le signal est au préalable filtré avec un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de 10Hz. Les événements de pose de talons sont alors repérés lorsque cette vitesse passe d'une valeur positive à une valeur négative. Une fois les poses de talon au sol obtenues, nous calculons les moyennes de courbure et de vitesse entre deux instants successifs de pose de talon au sol. La figure 2.7 illustre le type de signal qu'on obtient après ce calcul pour les courbures (a) et vitesses (b) moyennes par pas lors d'un essai en ligne droite d'un sujet à vitesse de confort.

Les tests statistiques ont été effectués grâce au logiciel Sigmastat (Systat Software, Inc., California, US). Le seuil de significativité est fixé à $p < 0,05$. La normalité des variables étudiées a été établie par le test de Kolmogorov-Smirnov. Les corrélations entre les valeurs moyennes de courbure et les valeurs moyennes de vitesse ont été réalisées grâce aux tests de Pearson ou de Spearman selon que la répartition des données soit normale ou non. L'influence des conditions expérimentales sur les variables cinématiques a été établie grâce à des analyses de variance à mesure répétées ou grâce au test de Friedman. Lorsque les conditions expérimentales présentent un effet significatif sur ces variables, le test post-hoc utilisé est le test de Student-Newman-Keul.

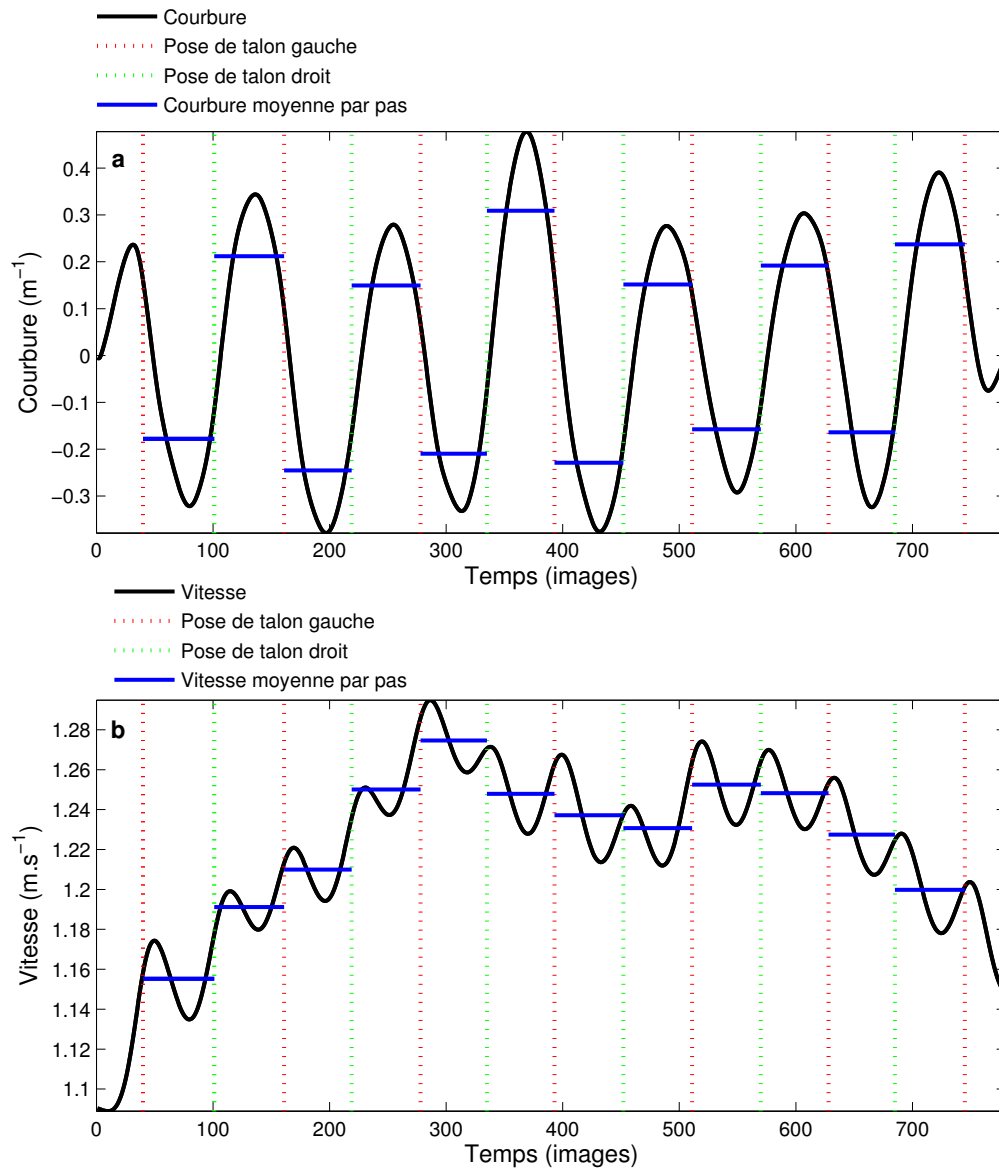


Fig. 2.7 - Approche discrète de la courbure (a) et de la vitesse (b) lors d'un essai en ligne droite à vitesse de marche de confort. Les valeurs moyennes de courbure et de vitesse sont calculées entre deux poses de talon.

2.3 Caractérisation des trajectoires de marche en ligne droite

2.3.1 Courbure moyenne du centre de masse en ligne droite

Les trajectoires du centre de masse obtenues pour l'ensemble des sujets en fonction de la vitesse de marche sont représentées par la figure 2.8.

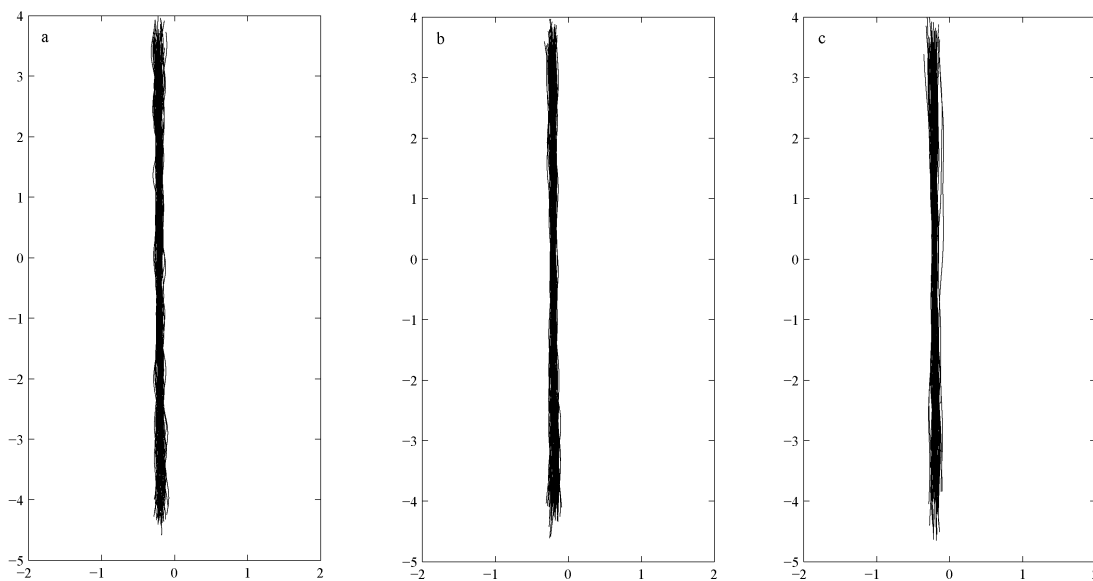


Fig. 2.8 - Trajectoires du centre de masse en ligne droite de l'ensemble des sujets pour une vitesse de marche lente (a), une vitesse de marche de confort (b) et une vitesse de marche rapide (c).

Si on s'intéresse dans un premier temps à l'évolution de la courbure du centre de masse au cours du temps lors d'une ligne droite, on observe pour l'ensemble des sujets que cette dernière prend successivement des valeurs positives et négatives et ceci quelle que soit la vitesse de marche (figure 2.9). De la même manière, la courbure moyenne pour chaque pas est successivement positive et négative. Dans ce cadre, sur les 1849 pas étudiés en ligne droite pour l'ensemble des sujets, seuls 10 pas ne respectent pas ce comportement. Ceci représente un ratio de 0,6% de l'ensemble des pas étudiés, ce qui peut être considéré comme le ratio des faux positifs. Ainsi, bien que la trajectoire moyenne du sujet soit une ligne droite, le centre de masse du sujet oscille successivement vers la droite puis vers la gauche en fonction du pas effectué : un appui gauche entraîne une rotation du sujet vers la droite et inversement.

La valeur de courbure moyenne absolue obtenue durant l'ensemble des essais en ligne droite est de $0,22\text{m}^{-1}$ ($\pm 0,16$). Cette valeur dépend fortement de la condition de vitesse de marche (tableau 2.3.1) : plus la vitesse de marche est élevée, plus la courbure est faible (Chi-Square = 108,4 ; $df = 2$; $p < 0,001$). Les conditions de vitesse de marche ont bien été respectées puisque les valeurs obtenues sont différentes (Chi-Square = 120 ; $df = 2$; $p < 0,001$) et augmentent bien de la vitesse lente à la vitesse rapide (tableau 2.3).

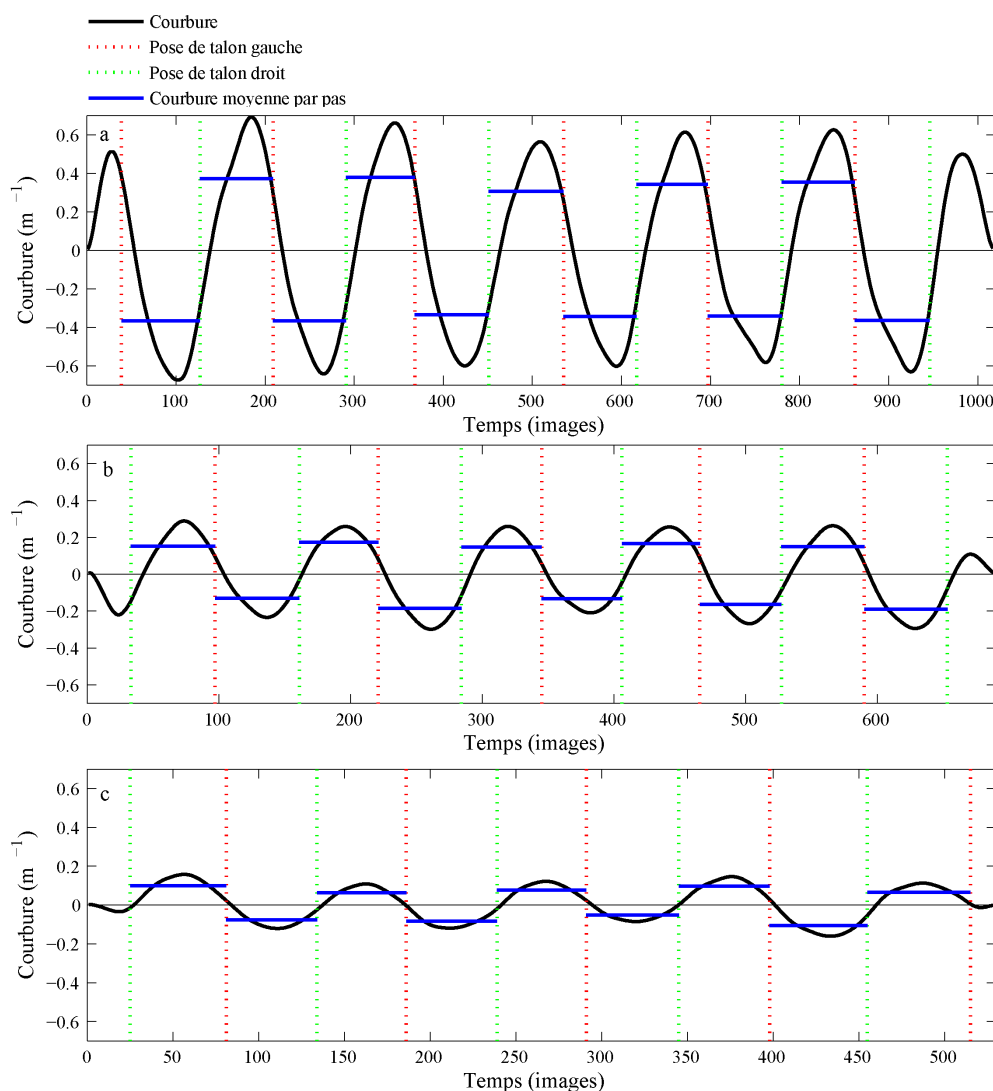


Fig. 2.9 - Évolution de la courbure du centre de masse et de la courbure moyenne entre chaque pas en ligne droite pour une vitesse de marche lente (a), une vitesse de marche de confort (b) et une vitesse de marche rapide (c).

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
Courbure moyenne (m^{-1})	$0,38 \pm 0,15$	$0,18 \pm 0,05$	$0,09 \pm 0,10$
Vitesse moyenne ($m.s^{-1}$)	$0,85 \pm 0,15$	$1,27 \pm 0,18$	$1,81 \pm 0,18$

Tab. 2.3 - Courbure et vitesse moyennes selon les conditions expérimentales de vitesse de marche. Plus la vitesse de marche augmente, plus la courbure moyenne de la trajectoire du centre de masse est faible.

Si on considère les paramètres cinématiques associés à C_{moy} , on remarque que la durée du pas dépend de la vitesse de marche ($F_{2,28} = 106,013$, $p < 0,001$). Cependant nous pouvons noter que la variabilité intra-individuelle de la durée des pas en ligne droite (Cv_{pas}), définie comme le ratio entre l'écart type de cette variable et sa moyenne, est faible puisque elle est égale à 3,73% ($\pm 0,76$) pour l'ensemble des essais et des vitesses de marche. On peut faire la même remarque concernant la variabilité intra-individuelle de la vitesse moyenne par pas

($Cv_{V_{moy}}$) puisque le coefficient de variation est égal à $3,20\% \pm 0,52$. Ces coefficients, exposés dans le tableau 2.4, dépendent de la vitesse de marche (Cv_{pas} : $F_{2,28} = 5,262$, $p < 0,05$; $Cv_{V_{moy}}$: $F_{2,28} = 11,137$; $p < 0,01$) : ils sont plus élevés pour des vitesses de marche lentes. Ces coefficients restent néanmoins faibles quelle que soit la vitesse de marche puisqu'ils sont toujours inférieurs à 5%.

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
Cv_{pas}	$4,17 \pm 1,14$	$3,20 \pm 0,99$	$3,81 \pm 0,91$
$Cv_{V_{moy}}$	$3,76 \pm 0,72$	$2,78 \pm 0,65$	$3,06 \pm 0,74$

Tab. 2.4 - Coefficients de variation intra-individuelle de la durée des pas (Cv_{pas}) et de la vitesse moyenne par pas ($Cv_{V_{moy}}$) en ligne droite en fonction de la vitesse de marche.

2.3.2 Relation entre $C_{moySigne}$ et V_{moy} pour chaque pas en ligne droite

Pour des raisons de symétrie droite/gauche, nous définissons une nouvelle variable $C_{moySigne}$. Sa valeur absolue est celle de C_{moy} . Son signe est positif lorsque la courbure est à gauche pour un appui droit et inversement (ce qui correspond au comportement observé lors de la ligne droite). À l'inverse, si la courbure est à droite lors d'un appui droit ou à gauche lors d'un appui gauche, son signe est négatif. En ligne droite, hormis les 10 pas décrits précédemment et considérés comme faux positifs, nous relevons une valeur positive de $C_{moySigne}$ pour l'ensemble des pas.

Nous considérons ainsi l'ensemble \mathcal{E} des couples $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ définis à chaque pas pour l'ensemble des sujets et des essais en ligne droite. Dans ce cadre, nous pouvons tracer $C_{moySigne}$ en fonction de V_{moy} (figure 2.10).

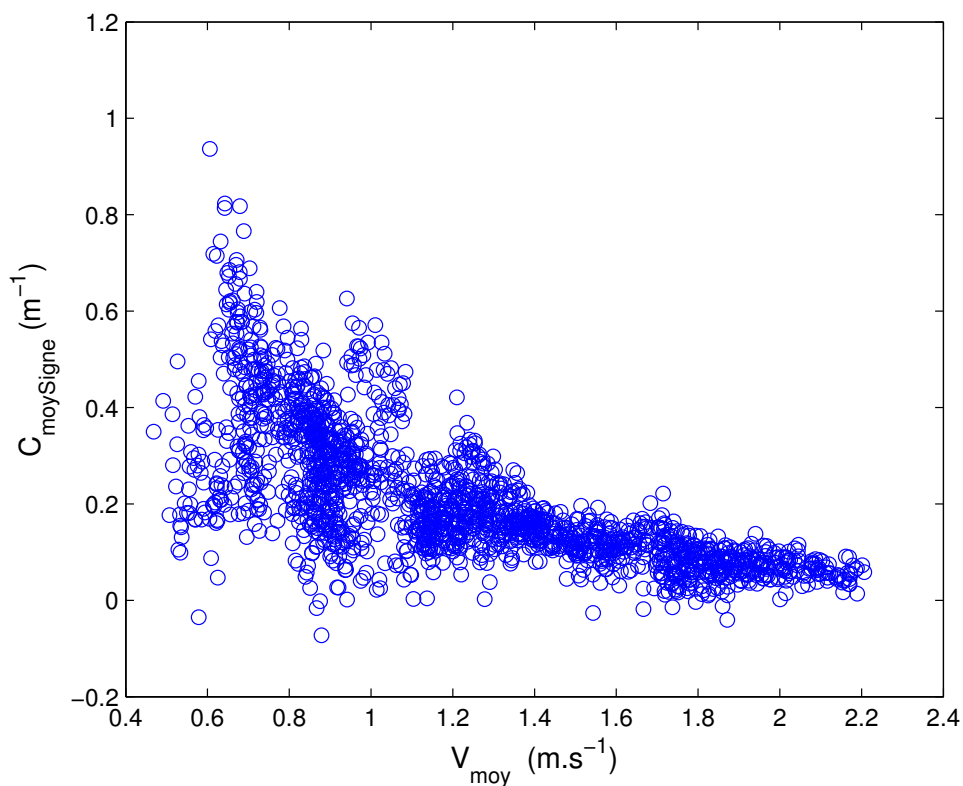


Fig. 2.10 - Courbure moyenne, exprimée selon son signe par rapport au pas ($C_{moySigne}$), en fonction de la vitesse moyenne (V_{moy}), pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite.

Il apparaît que la relation entre ces deux variables discrètes semble s'exprimer selon une relation de puissance. Afin de simplifier les calculs suivants nous pouvons exprimer ces valeurs dans l'espace logarithmique. Dans ce cas, nous nous autorisons à ne pas considérer les 10 pas pour lesquels $C_{moySigne}$ possède une valeur négative. Cette relation est illustrée par la figure 2.11. La droite de régression pour ces valeurs est représentée en rouge sur la figure 2.11. Le coefficient de détermination associé à cette relation est égal à 0,56 ($p < 0,001$). L'équation de la droite de régression est alors : $\log(C_{moySigne}) = -1,53\log(V_{moy}) - \log(1,55)$. Nous déterminons un intervalle de confiance de 95% (illustré en vert) afin de caractériser le comportement global des sujets en ligne droite au regard de $C_{moySigne}$ associée à V_{moy} . Pour cela, nous déterminons les deux parallèles à la droite de régression qui permettent d'écarter 2,5% des points respectivement

au-dessus et en dessous de la droite de régression. Cet intervalle est obtenu de manière itérative en augmentant ou diminuant progressivement l'ordonnée à l'origine des droites parallèles à partir de la droite de régression.

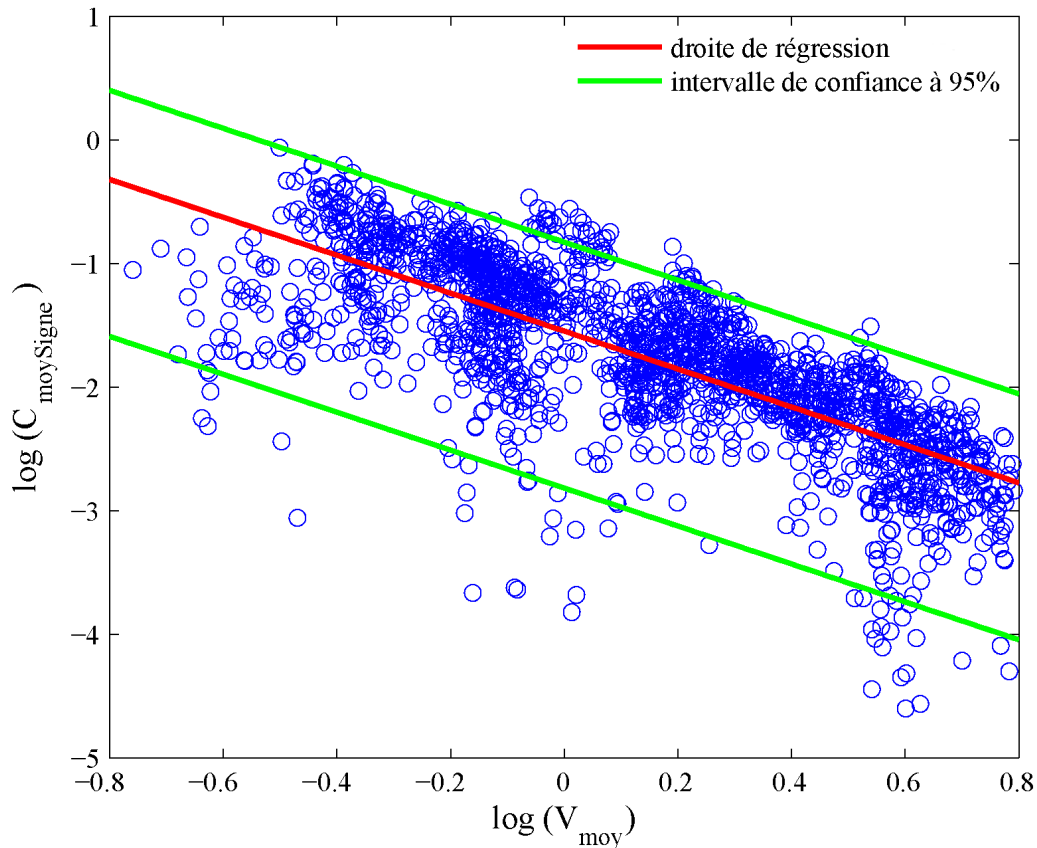


Fig. 2.11 - Courbure moyenne, exprimée selon son signe par rapport au pas ($C_{moySigne}$), en fonction de la vitesse moyenne (V_{moy}), pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite dans l'espace logarithmique.

L'espace logarithmique, qui nous permet de définir aisément l'intervalle linéaire de confiance à 95%, peut être exprimé de nouveau dans l'espace initial $C_{moySigne}$ et V_{moy} par une transformation exponentielle (figure 2.12). Cet espace présente l'intérêt de pouvoir prendre en compte pour les conditions en virage des valeurs de $C_{moySigne}$ négatives. Lorsqu'un point exprimant la relation entre $C_{moySigne}$ et V_{moy} sort de l'intervalle de confiance défini précédemment, ceci indique que le sujet adopte un comportement différent de la ligne droite.

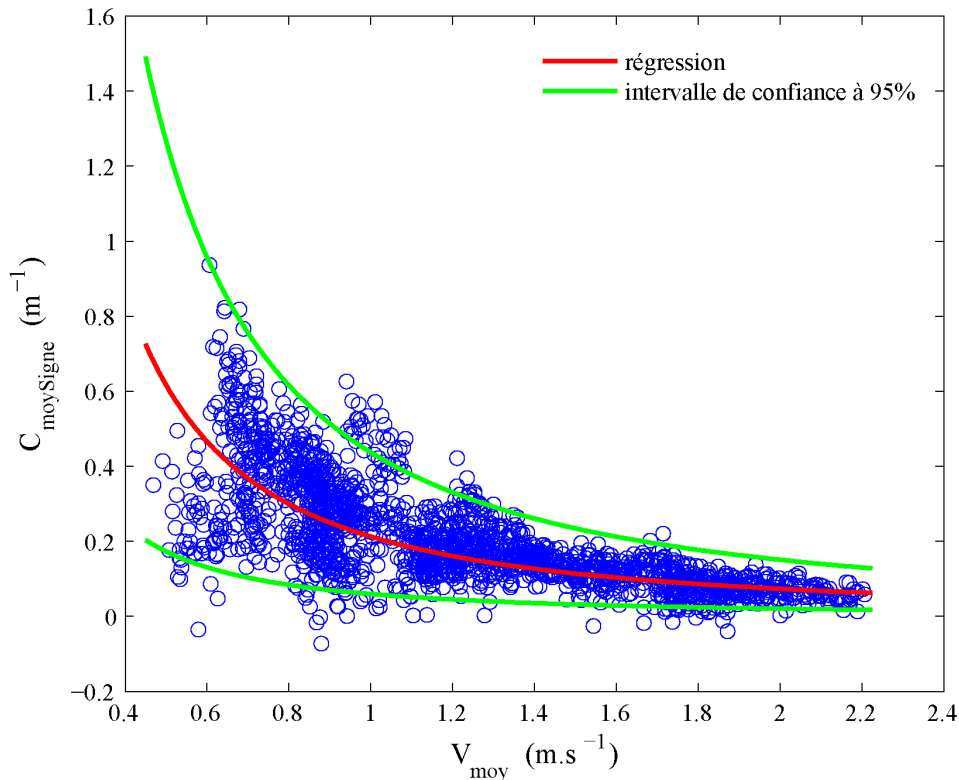


Fig. 2.12 - Intervalle de confiance du comportement entre la courbure moyenne, exprimée selon son signe par rapport au pas ($C_{moySigne}$), en fonction de la vitesse moyenne (V_{moy}) pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite.

2.4 Identification des trajectoires de marche en virage

2.4.1 Courbure moyenne du centre de masse en virage

Lorsqu'on s'intéresse dans un premier temps au signe de $C_{moySigne}$, on remarque que l'alternance de courbures observée en ligne droite (qui correspond à des valeurs de $C_{moySigne}$ positives) n'est pas toujours respectée (tableau 2.5). Le ratio de valeurs négatives de $C_{moySigne}$, qu'il soit exprimé par rapport au nombre de pas ou par rapport au nombre d'essais, varie selon la condition expérimentale, la ligne droite étant comprise dans les comparaisons (respectivement, $F_{4,56} = 124,769$; $p < 0,001$ et $F_{4,56} = 120,829$; $p < 0,001$).

	10°	20°	30°	1 changement
pas (%)	3,2±3,7	8,4±3,7	12,6±4,3	17,4±5,1
essais (%)	23,3±23,6	58,9±23,7	81,7±20,5	87,2±14,7

Tab. 2.5 - Ratio de $C_{moySigne}$ négative par rapport à l'ensemble des pas et l'ensemble des essais.

Les figures 2.13, 2.14 et 2.15 illustrent les courbures et courbures moyennes caractéristiques selon les différentes conditions expérimentales de virage et de vitesse. L'ensemble des virages

illustrés sur ces figures correspond à des cas où le changement de direction, ou du moins le premier changement dans le cas du changement de couloir, s'effectue vers la gauche. Ce type de virage devrait donc être associé à une courbure positive. Par simple observation, il est possible de décrire différents comportements au niveau de la courbure moyenne par pas lors de ces essais. Tout d'abord, on remarque que pour certains essais, l'alternance du signe de la courbure moyenne par pas est respectée, comme par exemple sur la figure 2.14a, alors que pour d'autres elle est brisée (figure 2.15a). On peut également observer des variations de l'amplitude de la courbure moyenne sur un pas au cours de l'essai (figure 2.13b). Il semble donc que des adaptations cinématiques par pas soient effectuées lorsqu'on demande à un sujet de produire une trajectoire courbe. Nous détaillerons de façon plus précise ces adaptations dans la section 2.4.2 suivante.

Les vitesses moyennes de marche par pas sont reproductibles (tableau 2.6) puisque le coefficient de variation intra-individuelle de vitesse est toujours inférieur à 5% quelle que soit la condition. Par ailleurs, la seule influence sur ce coefficient de variation est observée dans la condition "un changement de couloir" pour laquelle il s'avère légèrement supérieur ($F_{4,56} = 3,92$; $p < 0,01$).

Les durées des pas pour chaque sujet sont très reproductibles. En effet, quelle que soit la condition expérimentale, le coefficient de variation intra-individuelle de la durée des pas est toujours inférieur à 5% (tableau 2.6). Par ailleurs, lorsqu'on considère l'ensemble des conditions expérimentales en virage et en ligne droite, on ne relève pas d'influence significative de la condition sur ce coefficient de variation ($p = 0,705$). De ce fait, il semblerait que le fait de tourner ne soit pas déterminé par une variation de la durée du pas. En d'autres termes, les sujets n'adoptent pas une stratégie qui consiste par exemple à augmenter la durée d'un pas pour une même courbure moyenne qu'en ligne droite, ce qui aurait entraîné un changement de direction de la trajectoire du centre de masse du sujet. L'utilisation du couple $[V_{moy}, C_{moy\text{Signe}}]$ semble donc un critère intéressant pour qualifier le virage.

	10 °	20 °	30 °	1 changement
$Cv_{V_{moy}}$	3,08±0,52	3,09±0,45	3,36±0,43	3,65±0,89
Cv_{pas}	3,58±0,58	4,03±0,92	3,98±0,85	3,88±0,81

Tab. 2.6 - Coefficients de variation intra-individuelle de la vitesse moyenne par pas ($Cv_{V_{moy}}$) et de la durée des pas (Cv_{pas}) en virage.

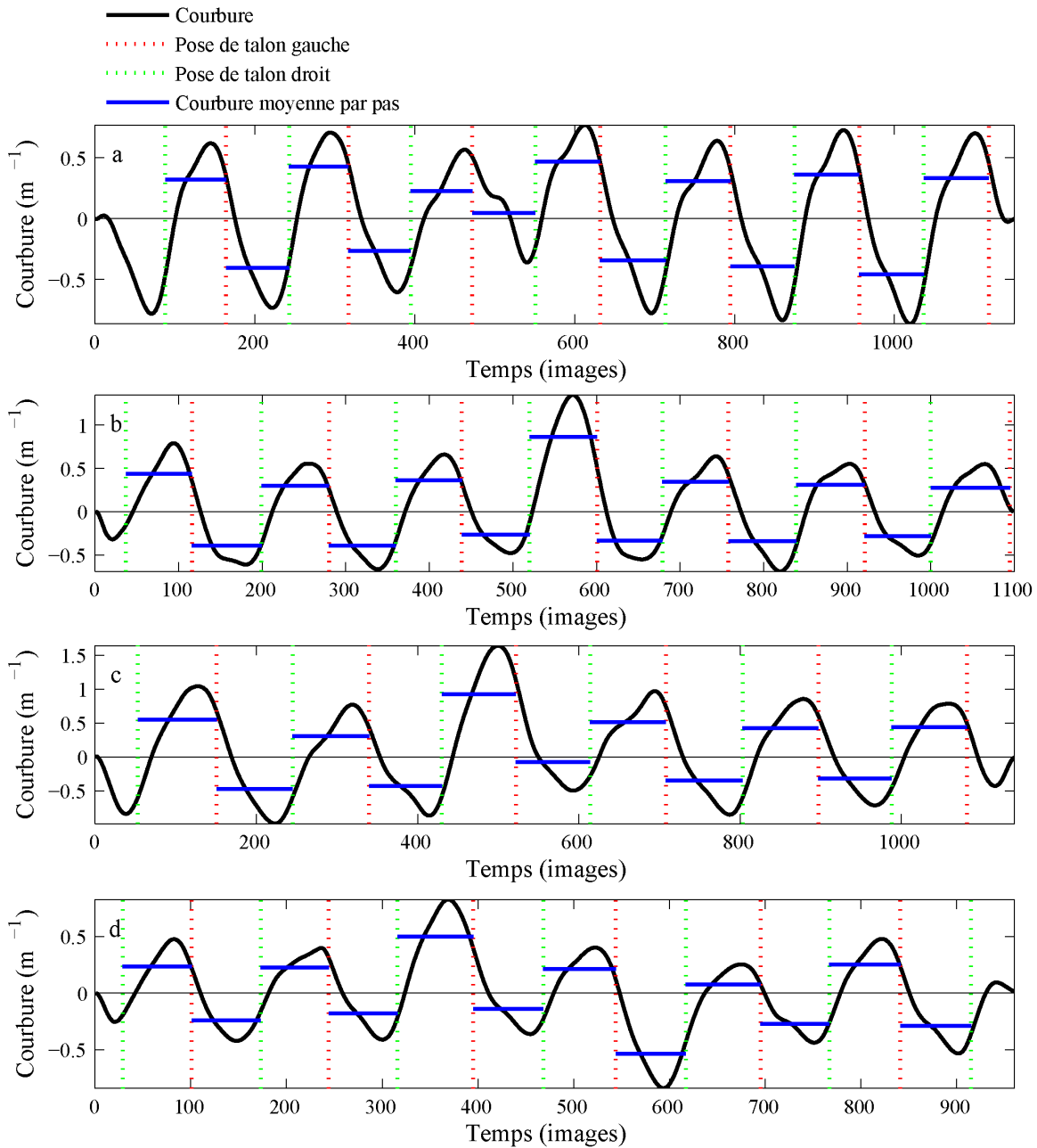


Fig. 2.13 - Évolution de la courbure du centre de masse et de la courbure moyenne entre chaque pas à vitesse de marche lente pour un virage à 10° (a), un virage à 20° (b), un virage à 30° (c) et un changement de couloir (d).

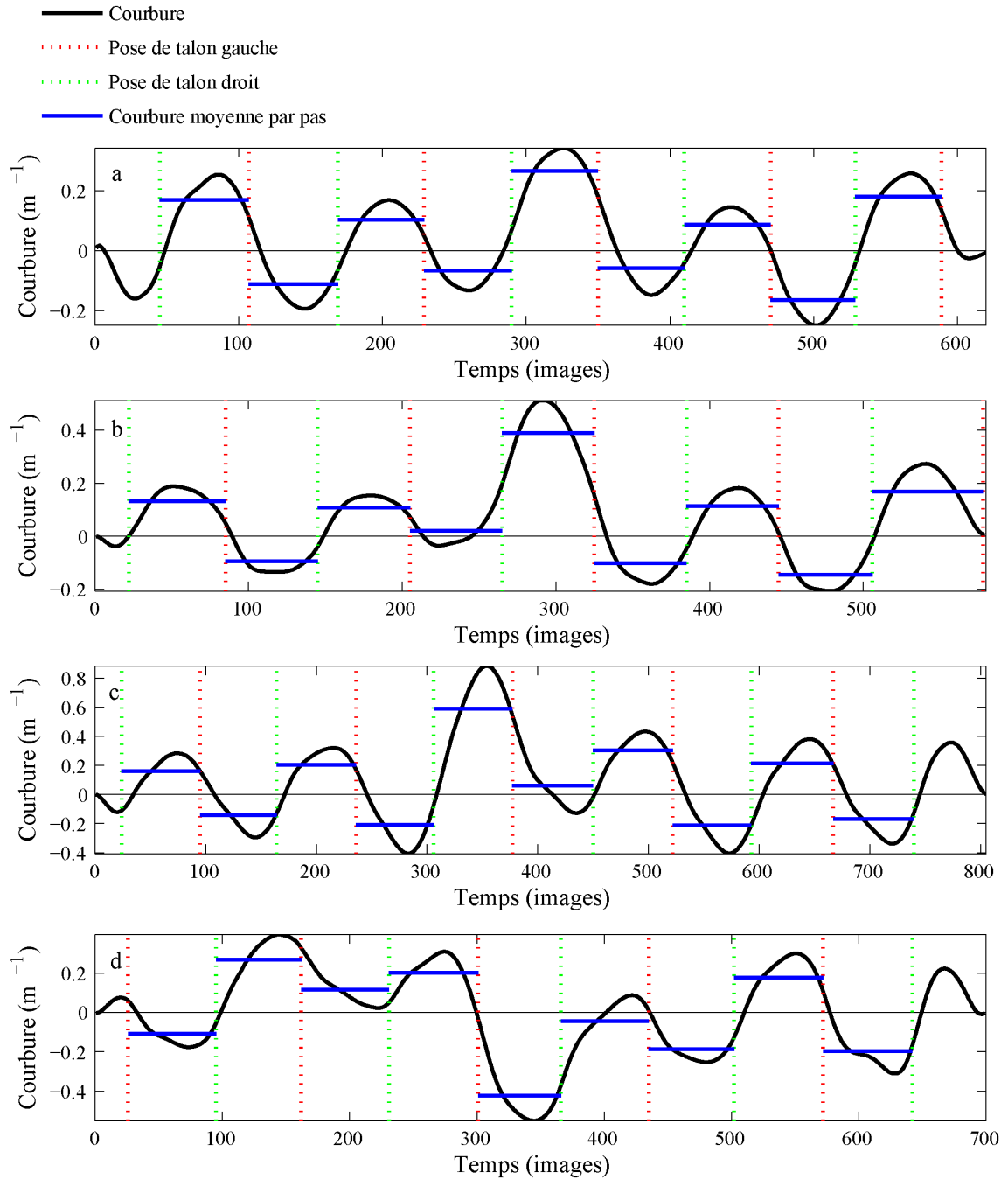


Fig. 2.14 - Évolution de la courbure du centre de masse et de la courbure moyenne entre chaque pas à vitesse de marche de confort pour un virage à 10° (a), un virage à 20° (b), un virage à 30° (c) et un changement de couloir (d).

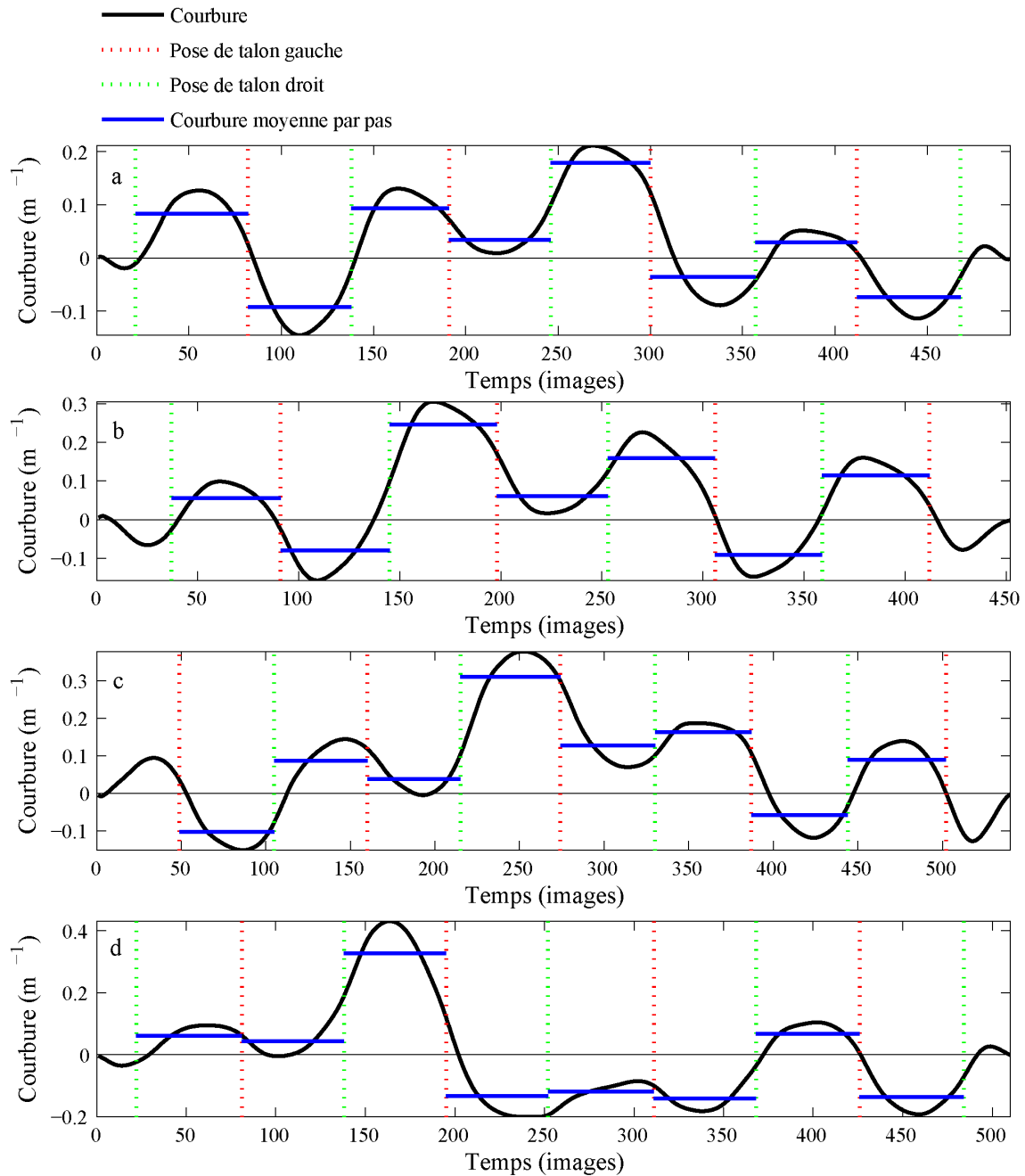


Fig. 2.15 - Évolution de la courbure du centre de masse et de la courbure moyenne entre chaque pas à vitesse de marche rapide pour un virage à 10° (a), un virage à 20° (b), un virage à 30° (c) et un changement de couloir (d).

2.4.2 Stratégies de pose de pied en virage

Afin de déterminer les stratégies de pose de pieds en virage, nous utilisons comme comportement de référence la relation mise en évidence dans la section 2.3.2 entre la courbure moyenne $C_{moySigne}$ et la vitesse moyenne pour chaque pas en ligne droite (V_{moy}). Lorsque le couple $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ associé à un pas sort de l'intervalle de confiance, on peut dire que ce pas est un pas en virage. Si on tient compte des définitions proposées dans la littérature sur les stratégies de pose de pieds pour initier un virage, on peut associer les pas détectés en virage avec les définitions de step turn et de spin turn [Hase1999]. Lors d'un step turn, le changement de direction s'effectue dans le sens opposé au pied d'appui : le signe de $C_{moySigne}$ est donc positif. Un essai en step turn sera donc défini dans cette étude lorsqu'on détectera un pas au-dessus de l'intervalle de confiance. Lors d'un spin turn, le changement de direction s'effectue dans le même sens que le pied d'appui : le signe de $C_{moySigne}$ est donc négatif. Cependant, il est possible d'observer des valeurs $C_{moySigne}$ positives mais en-dessous de la borne inférieure de l'intervalle de confiance. Ceci signifie que le sujet tourne moins qu'en ligne droite sur le pied d'appui considéré, facilitant ainsi le changement de direction du côté de ce pied. Un essai en spin turn sera de ce fait défini lorsqu'on détectera un pas en-dessous de l'intervalle de confiance. Si plusieurs pas sont assimilés à un virage au sein du même essai, on qualifiera la stratégie utilisée de stratégie complexe. Enfin, si aucun pas ne sort de l'intervalle de confiance, alors la méthode assimile la stratégie à celle utilisée en ligne droite. On peut ainsi considérer ces essais comme l'ensemble des faux négatifs. Ces quatre classifications sont illustrées par la figure 2.16. Les résultats de la détection de stratégie, en pourcentage de répartition parmi ces quatre classifications, sont détaillés sur la figure 2.17.

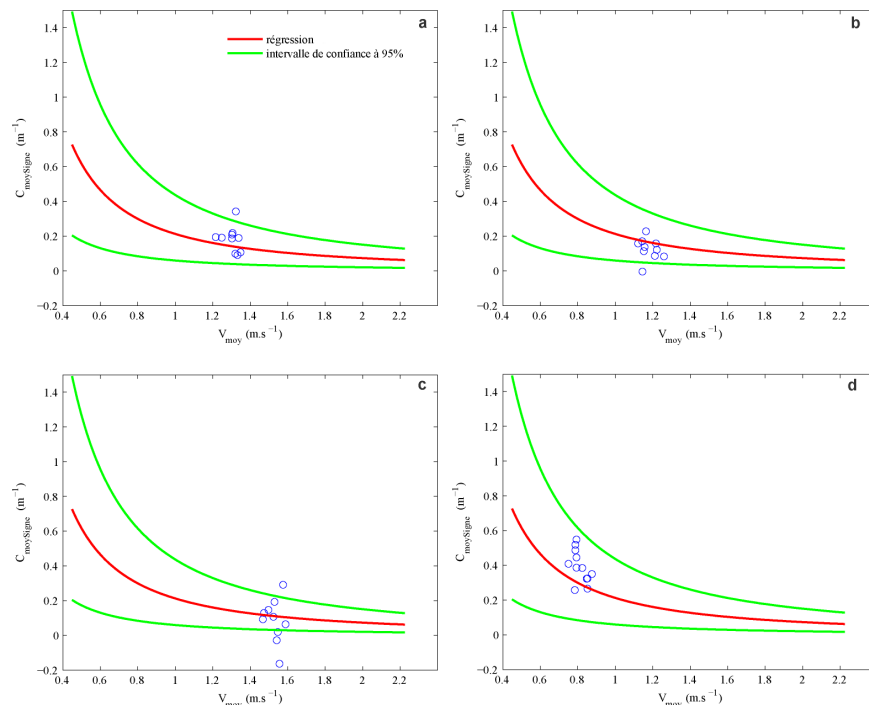


Fig. 2.16 - Classification des essais en fonction des stratégies de pose de pieds : stratégie step turn (a), stratégie spin turn (b), stratégie complexe (c) et stratégie similaire à la ligne droite (d).

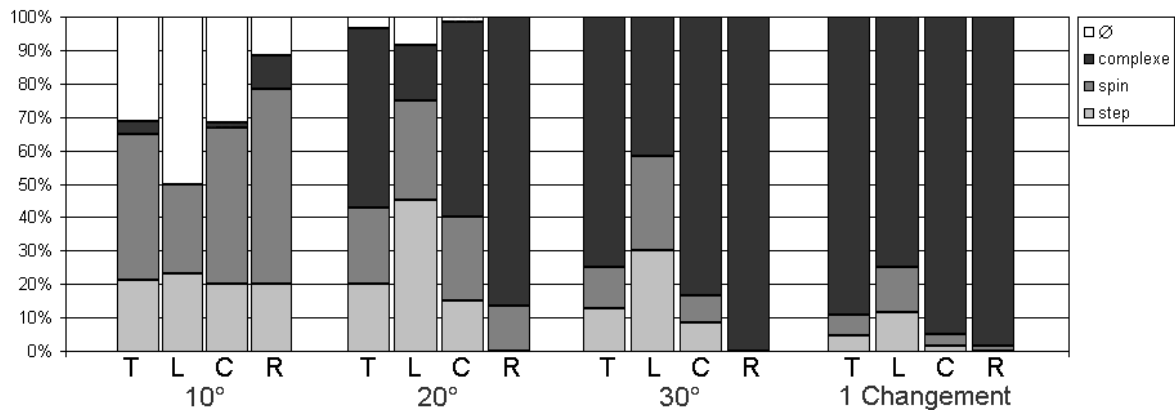


Fig. 2.17 - Stratégies de pose de pieds selon la condition de changement de direction pour l'ensemble des vitesses de marche (T), la vitesse lente (L), la vitesse de confort (C) et la vitesse rapide (R). Les stratégies observées sont : le step turn, le spin turn, une combinaison de plusieurs pas pour tourner (complexe) ou une stratégie similaire à la ligne droite (\emptyset).

On remarque tout d'abord que pour l'ensemble des essais pour lesquels un changement de direction survient, les quatre stratégies décrites précédemment sont observées (notons que la stratégie similaire à la ligne droite n'existe plus dans les conditions 30° et un changement de couloir). La méthodologie qui permet de déterminer s'il existe des poses de pas qui diffèrent du comportement moyen en ligne droite est dans cette étude appliquée sur des trajectoires qui présentent *a priori* un changement de direction. On peut ainsi estimer la robustesse de la méthodologie grâce aux essais où aucun changement de direction n'est détecté. La condition 10°, qui correspond à un changement de direction très faible, présente un pourcentage de faux négatifs de 31,1%. Ce ratio diminue très fortement à 3,3% pour la condition 20° et devient nul à partir de 30°. On remarque par ailleurs sur la figure 2.17 qu'à partir de la condition 20°, les sujets favorisent une stratégie multi-pas pour réaliser le changement de direction. Cette observation est d'autant plus marquée que la vitesse de marche est élevée : on remarque par exemple que pour la condition 30° à vitesse rapide, la totalité des essais présente la stratégie multi-pas. Différents exemples de stratégies rencontrées pour les différentes conditions expérimentales sont illustrées par la figure 2.18. Ces exemples correspondent à :

- a) une stratégie similaire à la ligne droite pour un essai à 10° à vitesse lente,
- b) une stratégie spin turn pour un essai à 10° à vitesse de confort,
- c) une stratégie step turn pour un essai à 20° à vitesse lente,
- d) une stratégie spin turn pour un essai à 20° à vitesse de confort,
- e) une stratégie step turn pour un essai à 30° à vitesse lente,
- f) une stratégie multi-pas pour un essai à 30° à vitesse rapide,
- g) une stratégie multi-pas pour un changement de couloir à vitesse lente,
- h) une stratégie multi-pas pour un changement de couloir à vitesse rapide.

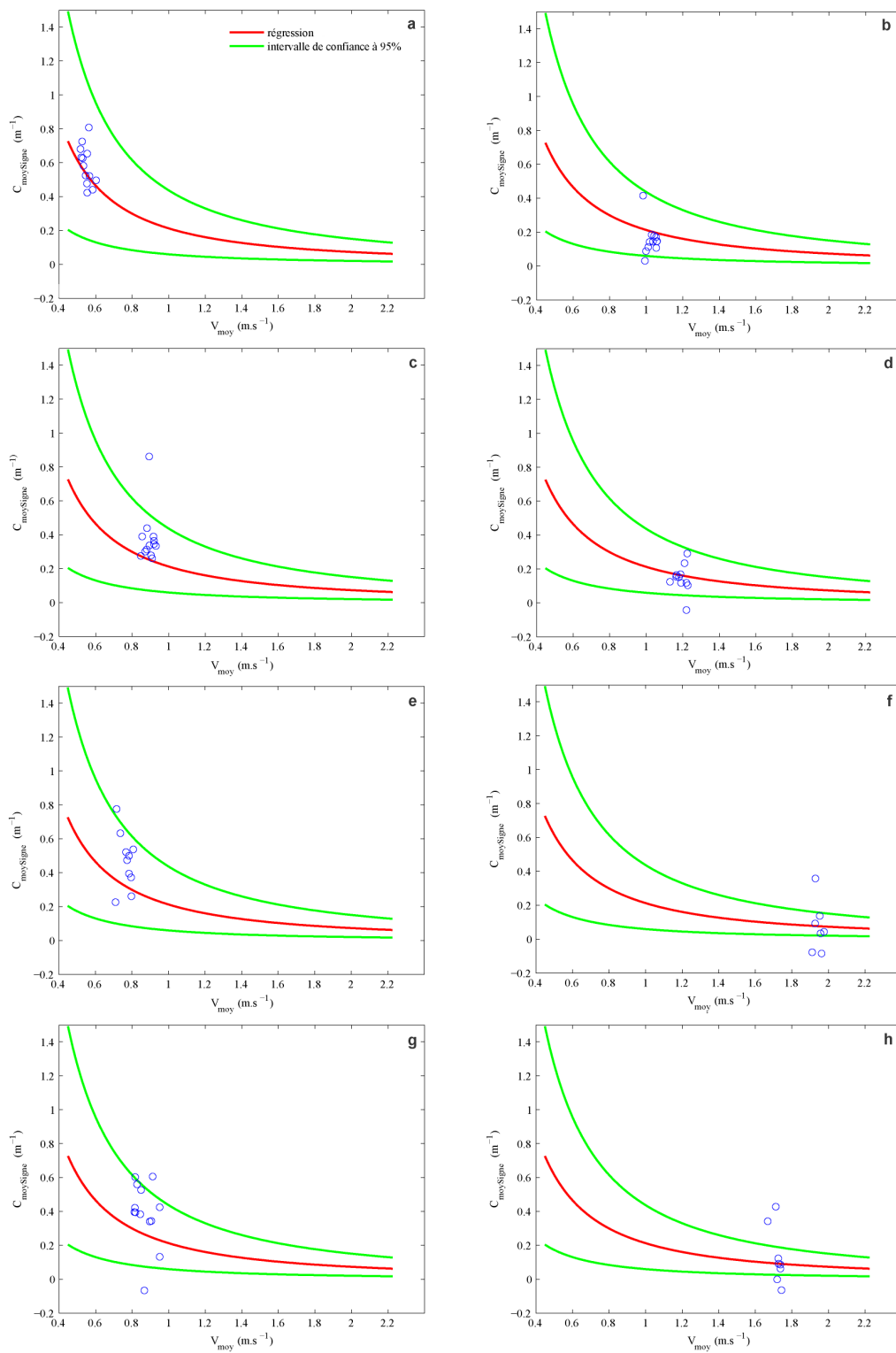


Fig. 2.18 - Exemples de stratégies de poses de pieds rencontrées pour les conditions 10° (a-b), 20° (c-d), 30° (e-f) et changement de couloir (g-h).

2.5 Discussion générale

2.5.1 Méthodologie

Cette première étude visait à développer une méthodologie permettant de qualifier si une trajectoire de marche était réalisée en ligne droite ou bien présentait des parties courbes associées à un changement de direction. Le protocole incluait des trajectoires en ligne droite et des trajectoires en virage parfaitement identifiées, ce qui nous a permis de contrôler les paramètres de l'analyse. La méthodologie développée s'est appuyée sur l'identification d'un comportement global en ligne droite qui tenait compte de la courbure moyenne, signée en fonction du sens de rotation par rapport au pied posé au sol, et de la vitesse moyenne. Ces paramètres étaient calculés pour chaque pas. Un intervalle de confiance à 95% sur les couples $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ a ainsi pu être défini en ligne droite. Un pas en virage a donc été caractérisé par la sortie d'un couple $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ de cet intervalle. Les instants du virage sont donc définis par les instants de poses de pieds au sol. Quatre stratégies ont alors été identifiées : une stratégie similaire à la ligne droite, une stratégie de type "step turn", une stratégie de type "spin turn" et une stratégie complexe qui met en jeu plusieurs pas.

Les études travaillant sur la loi de puissance durant la locomotion ont montré que la relation continue entre la géométrie de la trajectoire et la vitesse d'exécution était influencée par la présence de points d'inflexion dans la trajectoire [Viviani1991]. En ligne droite la courbure présente des points d'inflexion liés aux différents pas effectués par le sujet. L'approche discrète que nous proposons est d'un intérêt particulier dans la mesure où elle nous autorise à rechercher une possible relation entre la courbure moyenne et la vitesse moyenne relevées à chaque pas du sujet, y compris dans une ligne droite.

Le coefficient de détermination R^2 associé à la relation entre $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ dans l'espace logarithmique est égal à 0,56 ($p < 0,001$), ce qui représente une corrélation moyenne. Cependant, ceci ne revêt pas une importance fondamentale dans la mesure où notre méthode ne s'intéresse pas seulement à la droite de régression. En effet, elle s'appuie surtout sur l'intervalle de confiance à 95% autour de cette droite dont la taille est liée à ce coefficient de détermination. On ne cherche pas à mettre en évidence une relation chiffrée entre la courbure et la vitesse. Néanmoins, on peut noter que la régression observée correspond à une loi de puissance entre la courbure et la vitesse moyennes à chaque pas avec une puissance valant 0,66 (cf. équation 3.5).

La méthodologie utilisée devient parfaitement fonctionnelle à partir de la condition 20° qui présente seulement 3,3% de faux négatifs. Notons qu'à partir de 30° , il n'y a plus de faux négatifs. Étant donné que la majorité des virages de la vie quotidienne sont réalisés pour des angulations comprises entre 76° et 120° [Sedgeman1994], il semble donc que cette méthode soit adaptée pour étudier des mouvements naturels de locomotion.

La méthodologie développée dans cette première étude présente plusieurs avantages pour la détection de virage dans la locomotion. Tout d'abord, elle est automatique. Contrairement à l'étude de Glaister et al. [Glaister2007], il n'est pas nécessaire qu'un opérateur examine "manuellement" l'ensemble des pas d'un essai pour savoir si le virage est effectué en "step turn", en "spin turn" ou en stratégie multi-pas. Ensuite, elle permet la détection de virages sur des trajectoires locomotrices non contraintes. Dans le but de standardiser l'étude, nous avons tracé au sol le chemin à parcourir sous forme de pointillés espacés. Ceci permettait juste de donner au sujet une indication de la trajectoire à produire. Certaines études ont utilisé cette information de parcours prédéfini pour déterminer si le sujet se situe dans une partie en ligne droite ou une partie en virage [Hicheur2005b, Fuller2007] en mettant en correspondance la position du sujet avec les caractéristiques associées de la trajectoire prédéfinie. Cependant, notre méthodologie

n'utilise à aucun moment les informations de la trajectoire au sol pour la détection de virage. Ceci permet à cette méthode d'être appliquée dans le cadre de trajectoires totalement libres, dans des situations très différentes que peuvent être le changement de direction dans un couloir ou l'évitement entre deux piétons.

L'objectif de cette première étude était d'ordre méthodologique, c'est pourquoi nous n'avons pas cherché à identifier de façon précise l'occurrence des stratégies de poses de pieds en fonction du type de changement de direction. Nous nous sommes concentrés sur de faibles angulations de virage afin de s'assurer que la méthode soit assez sensible pour détecter de faibles changements de direction. Pour réaliser une étude complète évaluant l'influence de l'angulation du virage sur les stratégies de poses de pieds au sol, il faudrait utiliser un protocole d'étude couvrant une plus grande gamme de changements de direction. L'analyse globale des stratégies utilisées en virage nous montre néanmoins qu'à partir de 30° les sujets utilisent en très grande majorité une stratégie complexe pour tourner. Ceci va dans le sens de l'étude reposant sur une analyse vidéo de Glaister et al. [Glaister2007] qui met en avant que dans des situations de changement de direction quotidiens, le virage est souvent le fait d'un mécanisme multi-pas. Le fait d'observer une stratégie multi-pas pour la condition "un changement de couloir" suggère que les sujets n'utilisent pas une stratégie qui consiste à faire un pas chassé.

Afin de préciser les modalités de la stratégie complexe, plusieurs critères peuvent être mis en perspective. En effet, on peut se demander si le pas à considérer comme le plus important pour le changement de direction est le pas qui initie la déviation ou est le pas dont le comportement dévie le plus de la ligne droite. Le pas qui initie la déviation a été utilisé pour décrire les stratégies de "spin turn" et "step turn" [Hase1999, Taylor2005]. Cette approche est représentée sur la figure 2.19 par le couple $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ illustré en rouge. C'est le premier couple qui sort de l'intervalle de confiance. Dans ce cas, le virage aurait pu être qualifié de spin turn puisque le couple se situe en dessous de l'intervalle de confiance. Il faut noter que cette définition ignore complètement la caractéristique multi-pas du virage puisqu'elle ne considère qu'un seul appui. Dans cet exemple, on remarque que durant les deux premiers pas, le sujet est en ligne droite, puis il effectue un pas de type "spin turn", puis un pas de type "step turn" et enfin regagne une trajectoire en ligne droite. Il est possible d'identifier le pas pour lequel le couple $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ dévie le plus du comportement typique de la ligne droite. Néanmoins, plusieurs questions se posent. En effet, il s'agit de savoir quel critère utiliser. La déviation pourrait être abordée en terme de distance par rapport à l'intervalle de confiance de l'ensemble \mathcal{E} . Cependant, on peut se demander de quelle manière cette distance doit être envisagée. En d'autres termes, doit-on simplement considérer la distance absolue entre l'intervalle et le couple $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ sur l'axe vertical lié à la courbure ? Cette possibilité est illustrée par le couple jaune sur la figure 2.19. Dans ce cas cette distance peut être influencée par la vitesse de marche associée. Par ailleurs, faut-il associer à ces distances un facteur de modulation selon que le pas détecté soit au-dessus ou en dessous de l'intervalle de confiance ? En effet, il semble y avoir une marge plus importante au-dessus de la régression associée aux couples $[V_{moy}, C_{moySigne}]$. Enfin, on peut s'interroger sur le choix du plan pour le calcul de cette distance : doit-on raisonner dans le plan vitesse-courbure ou doit-on passer dans l'espace logarithmique ? Le fait de passer dans l'espace logarithmique implique qu'on ne peut pas travailler avec des courbures négatives. Par ailleurs, dans cette représentation, les couples à la courbure positive se situant sous l'intervalle de confiance seraient représentés à une distance élevée de l'intervalle.

Nous pouvons noter que l'analyse proposée en terme de courbure et de vitesse moyennes par pas pourrait être utilisée pour caractériser des styles de démarche. Une pathologie comme par exemple l'hémiplégie va affecter les paramètres locomoteurs de référence d'une population saine. On peut ainsi envisager une application de l'analyse dans le plan courbure vitesse afin de carac-

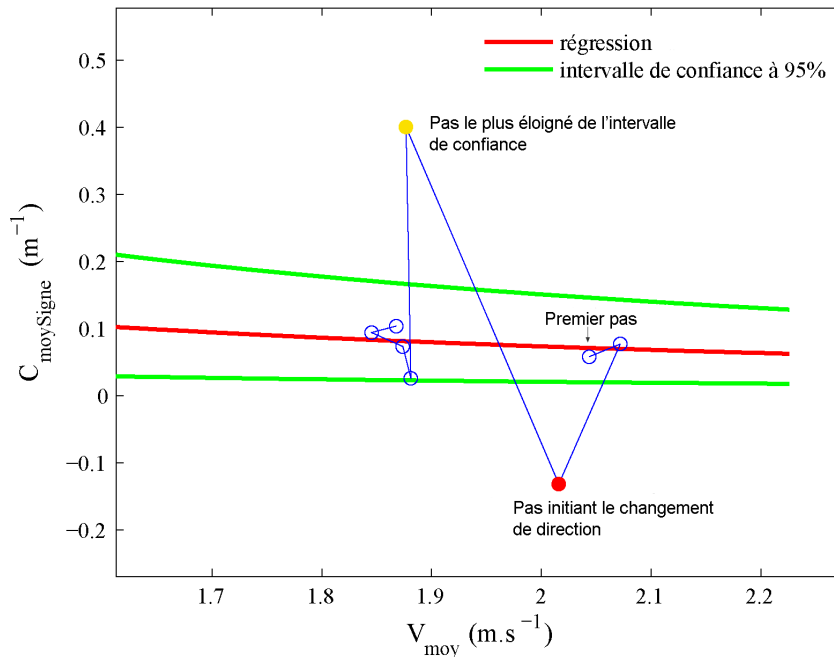


Fig. 2.19 - Perspectives pour l'analyse de la stratégie multi-pas. Le couple rouge illustre l'approche qui consiste à prendre en compte le pas initiant le virage. Le couple jaune représente l'approche qui consistant à prendre en compte le pas qui dévie le plus par rapport à l'intervalle de confiance.

tériser la démarche de populations pathologiques.

2.5.2 Influence du point d'étude

La méthodologie développée pour détecter un changement de direction se base sur le mouvement du centre de masse. Nous avons montré que cette méthode de détection des pas caractéristiques d'un virage fonctionne correctement pour ce point. Le calcul du centre de masse nécessite un jeu de marqueurs relativement important et un placement très précis de ces marqueurs. Il apparaît intéressant d'évaluer si nous pouvons obtenir des taux de détection similaires pour d'autres points de référence plus simples à mesurer et/ou calculer. Les points de référence considérés correspondent au milieu de la tête, au milieu des épaules et au milieu des hanches. Ces points sont classiquement utilisés dans la littérature. En particulier, les deux derniers sont souvent utilisés comme une approximation du déplacement horizontal du centre de masse. Les ensembles \mathcal{E} obtenus pour les couples $[V_{moy}, C_{moySigne}]$ pour chacun des points de référence pour les essais en ligne droite sont illustrés sur la figure 2.20.

On peut associer à chacun de ces ensembles \mathcal{E} une droite de régression lorsqu'on les exprime dans l'espace logarithmique. Les coefficients de détermination associés à chacune de ces droites sont respectivement égaux pour la tête, les épaules et les hanches à 0,52, 0,70 et 0,53 ($p < 0,01$).

Les stratégies de poses de pieds identifiées grâce à ces nouveaux ensembles \mathcal{E} sont exposées sur la figure 2.21. On remarque d'emblée que les stratégies détectées diffèrent selon le point

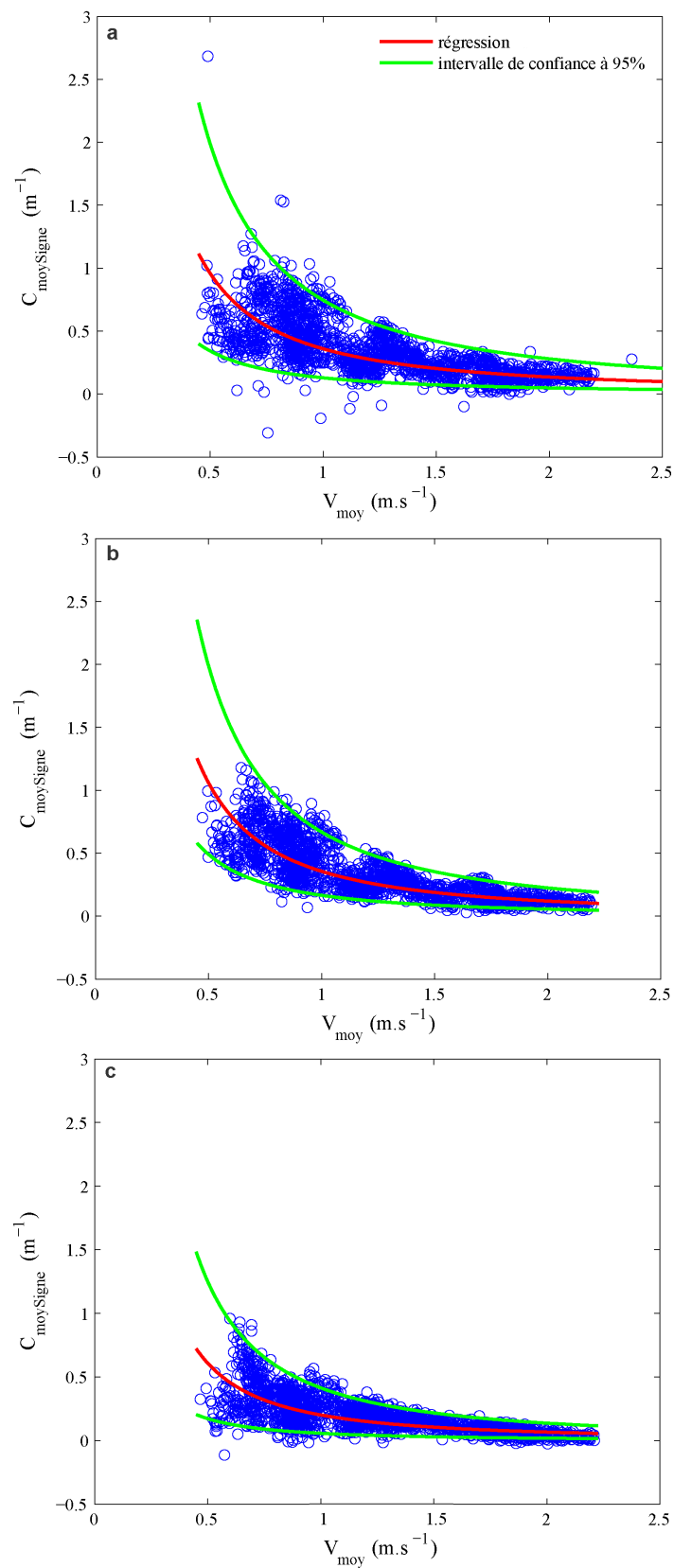


Fig. 2.20 - Courbure moyenne, exprimée selon son signe par rapport au pas ($C_{moySigne}$), en fonction de la vitesse moyenne (V_{moy}), pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite pour les points de référence suivants : milieu de la tête (a), milieu des épaules (b) et milieu des hanches (c).

de référence et ce surtout pour la tête. On peut associer ce comportement différent par le fait que la tête joue le rôle d'une plate-forme inertielle stable pour le contrôle de la posture et des mouvements [Pozzo1990, Berthoz1997]. Ainsi, cette caractéristique pourrait expliquer le fait qu'on observe beaucoup moins de stratégies complexes pour la tête en comparaison aux autres points de référence. Rappelons de plus que la tête anticipe le changement de direction de la locomotion [Grasso1996, Grasso1998c, Grasso1998a, Glasauer2002, Prévost2003, Hicheur2005b, Hicheur2007, Sreenivasa2008]. Cette anticipation se produit moins d'une seconde avant le changement de direction du corps [Grasso1996, Grasso1998c, Courtine2003a]. Cet intervalle temporel peut ainsi associer la courbure de la trajectoire de la tête à une pose de pied au sol différente des autres points de référence dans la mesure où la durée d'un pas est égale dans cette étude à 0,67s pour une vitesse de marche lente, 0,53s pour une vitesse de marche de confort et 0,44s pour une vitesse de marche rapide.

Les ratios de faux négatifs sont explicités numériquement dans le tableau 2.7. On remarque alors qu'à l'image du centre de masse, le point de référence correspondant au milieu des hanches présente une erreur de détection très faible à partir de la condition 20° et nulle à partir de 30°. Les points de référence correspondant au milieu de la tête et au milieu des épaules présentent un ratio de faux négatifs plus important, quelle que soit la condition expérimentale.

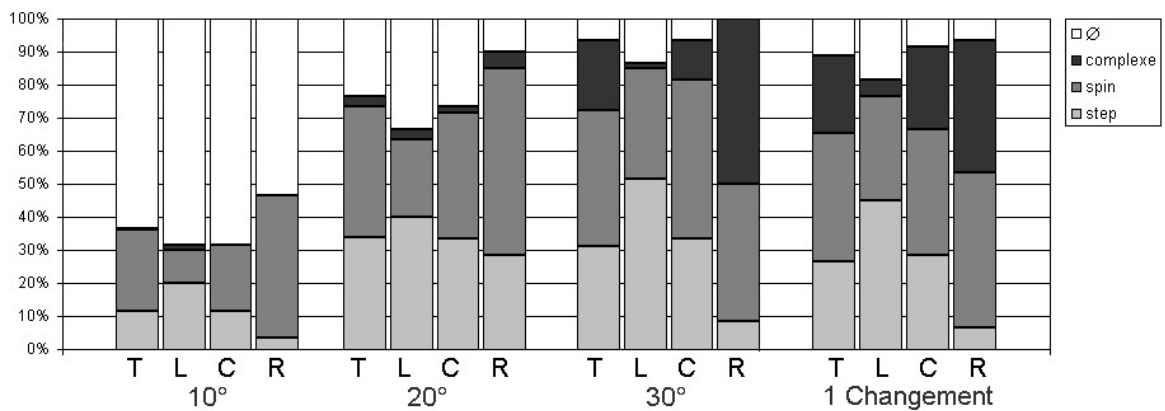
	10°	20°	30°	1 changement
Tête	63,3	23,3	6,6	11,1
Épaules	51,1	7,7	1,6	2,2
Hanches	29,4	2,2	0	0

Tab. 2.7 - Ratios de faux négatifs selon la condition expérimentale et le point de référence.

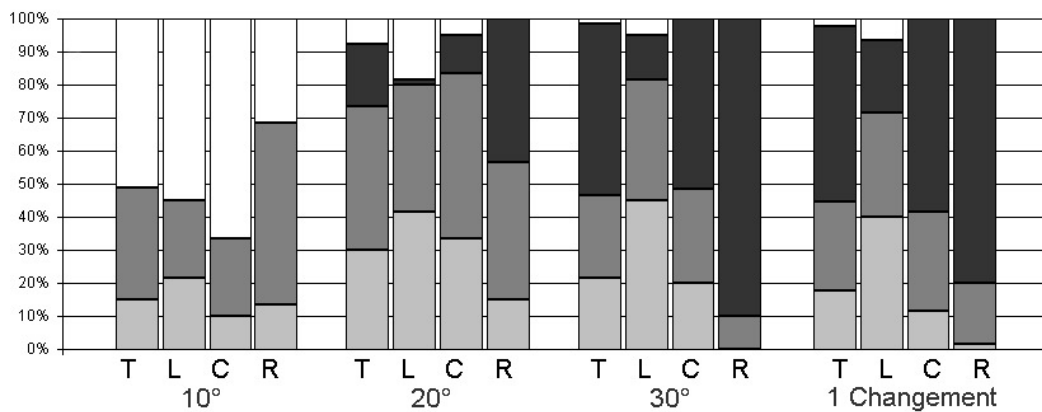
Le meilleur taux de détection est alors obtenu pour le milieu des hanches. De plus, la répartition entre les différentes stratégies est similaire aux résultats observés pour le centre de masse (cf. figures 2.17 et 2.21c). Ainsi, lorsque l'expérimentation s'effectue avec un jeu de marqueurs réduit, il est possible de se limiter à l'utilisation du milieu des hanches afin d'appliquer la méthodologie de détection des changements de direction.

L'approche discrète de cette étude pourrait être assimilée aux théories concernant un guidage de la locomotion par les pieds grâce au système podocinétique (cf. section 1.2.3.3) qui associe les rotations du tronc à une référence podale [Mergner1993]. En effet, notre approche tient compte des caractéristiques cinématiques de la trajectoire du sujet entre deux poses de pas. La discrimination des différents points d'étude du changement de direction vise à définir le point qui se rapproche le plus des caractéristiques de la trajectoire globale du centre de masse du sujet dans le cadre d'une analyse pour un jeu de marqueurs réduit. Il faut alors souligner que cette analyse n'est pas antinomique avec l'idée selon laquelle la tête est un point important à prendre en compte dans l'analyse de la locomotion. En effet, il est possible d'étudier conjointement les résultats de la détection de changement de direction (dont l'instant de changement de direction) pour le centre de masse, la tête ou d'autres segments corporels. Cette analyse peut ainsi représenter un moyen intéressant pour étudier les synergies motrices du changement de direction lors de la locomotion. Un intérêt supplémentaire pour l'étude des synergies segmentaires est que cette méthodologie peut s'appliquer sur des trajectoires non contraintes.

a) Milieu de la tête



b) Milieu des épaules



c) Milieu des hanches

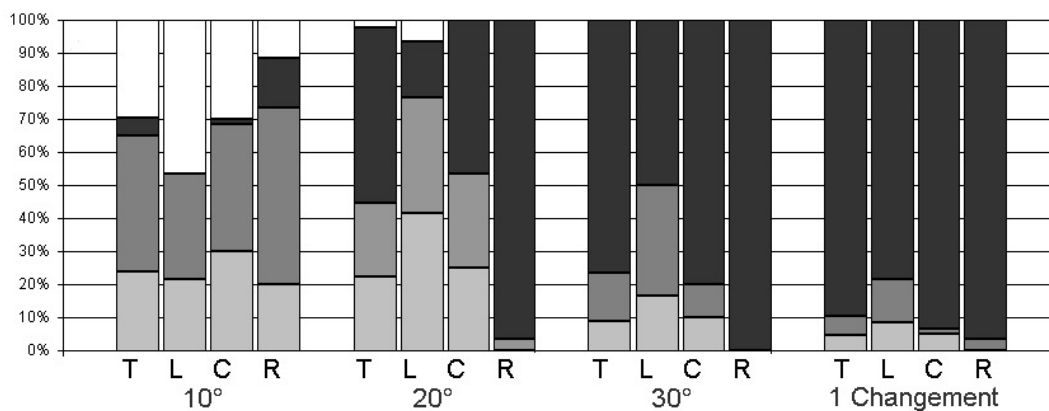


Fig. 2.21 - Stratégies de poses de pieds selon la condition de changement de direction pour l'ensemble des vitesses de marche (T), la vitesse lente (L), la vitesse de confort (C) et la vitesse rapide (R). Les points de référence sont le milieu de la tête (a), le milieu des épaules (b) et le milieu des hanches (c). Les stratégies observées sont : le step turn, le spin turn, une combinaison de plusieurs pas pour tourner (complexe) ou aucun changement par rapport à la ligne droite (\emptyset).

2.5.3 Influence du genre du sujet

Dans un dernier temps, nous pouvons nous interroger sur l'influence du genre du sujet sur la relation entre la courbure et la vitesse lors des différents pas des sujets. Les deux ensembles \mathcal{E}_{femmes} et \mathcal{E}_{hommes} sont représentés sur la figure 2.22.

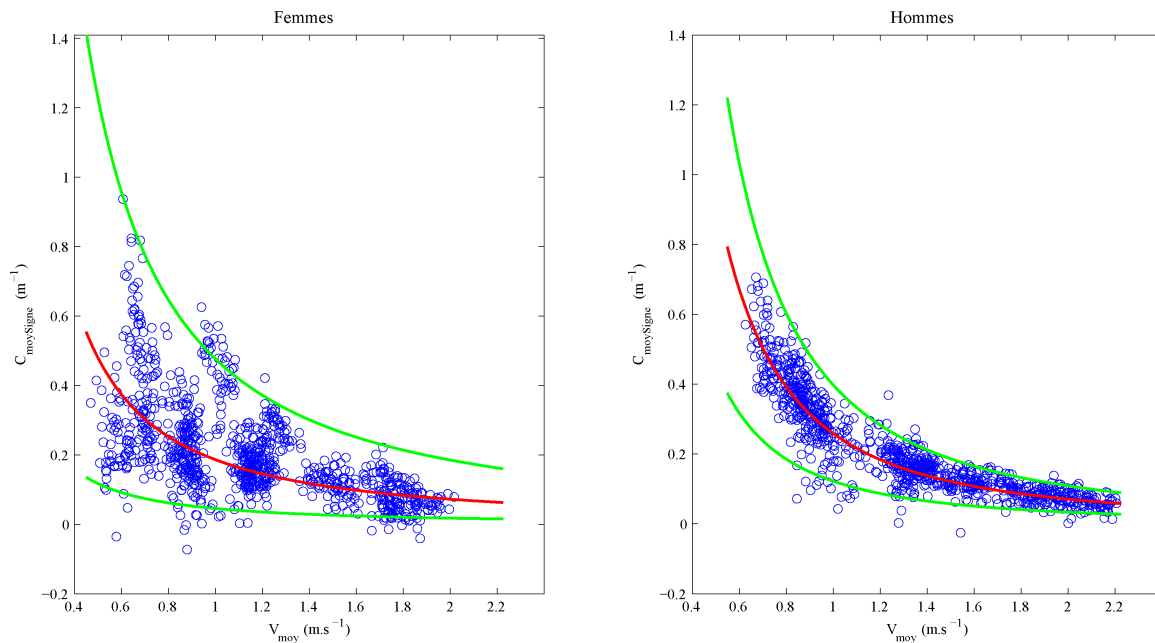


Fig. 2.22 - Courbure moyenne, exprimée selon son signe par rapport au pas ($C_{moySigne}$), en fonction de la vitesse moyenne (V_{moy}), pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite selon le genre des sujets.

Lorsqu'on exprime ces ensembles dans l'espace logarithmique, les coefficients de détermination associés à la régression linéaire sont égaux à 0,41 pour les femmes et 0,82 pour les hommes ($p < 0,01$).

Lorsqu'on effectue une Anova à mesures répétées à deux voies pour la condition ligne droite en fonction du genre et en fonction de la condition de vitesse, on ne constate pas d'influence combinée de ces deux facteurs sur les valeurs de courbure moyenne observée sur l'ensemble de l'essai ($p = 0,67$). Seule la condition vitesse influence la valeur de la courbure moyenne de l'essai ($F_{2,26} = 46,244$; $p < 0,001$). En revanche, le genre et la condition vitesse de marche influencent tous deux, non pas de façon combinée ($p < 0,05$) mais de façon distincte, la vitesse moyenne de marche des sujets lors des essais en ligne droite (respectivement $F_{1,26} = 15,554$; $p < 0,05$ et $F_{2,26} = 238,430$; $p < 0,001$).

Si le genre n'influence pas la valeur moyenne de la courbure moyenne obtenue sur un essai, on remarque que les coefficients de variation inter-individuelle de la valeur de courbure moyenne pour chaque essai en ligne droite sont supérieurs chez le groupe "femmes" comparé au groupe "hommes", notamment à vitesse rapide (tableau 2.8). L'ensemble \mathcal{E}_{femmes} est alors plus dispersé que l'ensemble \mathcal{E}_{hommes} . Pour appuyer ce résultat, nous pouvons appliquer la méthodologie de détection de virage sur les essais en ligne droite des femmes en prenant comme intervalle de confiance à 95% celui de l'ensemble \mathcal{E}_{hommes} . Dans ce cadre, on relève un nombre très élevé de faux positifs : la méthode de détection identifie 73,4% d'essais en virage alors que les sujets femmes produisent une trajectoire en ligne droite. Ainsi, afin d'améliorer la précision de la

détection de changement de direction, il serait possible d'adapter la méthode au sexe du sujet. Les stratégies de pose de pieds seraient alors identifiées grâce aux ensembles \mathcal{E}_{femmes} et \mathcal{E}_{hommes} .

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
femmes	47,5	25,6	82,9
hommes	32,2	25,9	26,5

Tab. 2.8 - Coefficients de variation inter-individuelle de la courbure moyenne au long de l'essai selon le genre du sujet et la condition de vitesse de marche pour la condition ligne droite.

Chapitre 3

Loi de puissance dans un virage

Ce chapitre va s'attacher à préciser la relation entre la vitesse et la courbure de la trajectoire dans l'espace logarithmique pour la locomotion humaine. Nous nous intéressons à l'existence d'une possible loi de puissance lors de la locomotion non contrainte, dans une tâche naturelle à savoir la production d'un changement de direction. La meilleure compréhension de cette loi de puissance nous semble représenter un enjeu fondamental dans la mesure où cet invariant moteur pourrait nous aider à établir de nouvelles connaissances sur le contrôle et la génération de trajectoires locomotrices courbes. Pour rappel, la loi de puissance a été mise en évidence pour des mouvements de main et d'écriture et plus récemment pour la locomotion lors de trajectoires périodiques (cf. section 1.2.2.2). Cette loi a été décrite entre la vitesse de la trajectoire et le rayon de courbure ou entre la vitesse angulaire et la courbure. Dans un souci de cohérence du manuscrit, nous conserverons nos variables d'étude, à savoir la vitesse linéaire et la courbure de la trajectoire. Par ailleurs, un avantage majeur de raisonner en terme de courbure est que cette variable est finie et perturbe donc moins les relations si la trajectoire passe par des points d'inflexion. C'est en particulier le cas lors de la marche en raison des oscillations périodiques liées aux pas. Ainsi, nous pouvons déterminer l'équation de cette loi de puissance quelque peu modifiée. Partons de la relation générale qui unit la vitesse linéaire et le rayon de courbure dans l'espace logarithmique :

$$\log(V(t)) = \beta \cdot \log(R(t)) + \log(K) \quad (3.1)$$

avec $V(t)$ la vitesse linéaire au cours du temps, $C(t)$ la courbure, β la valeur de la puissance et K le coefficient de gain de vitesse.

On sait également que :

$$R(t) = \frac{1}{C(t)} \quad (3.2)$$

avec $C(t)$ la courbure de la trajectoire au cours du temps.

On a alors :

$$\log(V(t)) = \beta \cdot \log\left(\frac{1}{C(t)}\right) + \log(K) \quad (3.3)$$

$$\log(V(t)) = \beta \cdot \log(1) - \beta \cdot \log(C(t)) + \log(K) \quad (3.4)$$

L'équation de la loi de puissance unissant la vitesse linéaire et la courbure utilisée dans la suite de l'étude est donc la suivante :

$$\log(V(t)) = -\beta \cdot \log(C(t)) + \log(K) \quad (3.5)$$

Cette équation implique de ce fait que la comparaison de nos résultats avec les données de la littérature unissant la vitesse et le rayon de courbure de la trajectoire devra passer par une étape très simple de changement de signe de la valeur de β .

3.1 Objectifs

L'objectif premier de cette étude est de rechercher si la relation de puissance, démontrée entre la géométrie de la trajectoire suivie et la vitesse de marche pour des trajectoires prédéfinies et répétées, existe toujours lors de trajectoires plus naturelles. Nous analysons ainsi les variables cinématiques de courbure et de vitesse lors d'une trajectoire locomotrice pour un virage à 90° . En effet, il a été montré qu'une grande partie des virages (49.6%) est réalisée pour des angulations comprises entre 76 et 120° [Sedgeman1994]. Une étape essentielle sera de bien délimiter la trajectoire en virage pour appliquer l'équation 3.5.

Il a été montré que les caractéristiques de la loi de puissance lors de la locomotion pour une trajectoire de marche prédéfinie en régime établi dépendaient de la forme de la trajectoire suivie [Hicheur2005c]. S'il existe une relation entre la courbure et la vitesse lors d'un unique virage à 90° , l'objectif secondaire de cette étude sera d'examiner si cette relation est influencée par la forme du virage à produire.

3.2 Relation logarithmique entre la courbure et la vitesse dans un virage

3.2.1 Protocole expérimental

La population d'étude est constituée de 6 sujets volontaires, 4 femmes et 2 hommes dont les caractéristiques anthropométriques sont exposées dans le tableau 3.1. Chaque sujet a été informé au préalable du déroulement de l'expérimentation. La problématique de l'étude n'a pas été révélée afin de ne pas influencer la locomotion des sujets. Tous les sujets ont répondu au critère d'inclusion qui consistait à ne pas souffrir de problèmes vestibulaires ou neurologiques susceptibles d'affecter la locomotion.

Sujets	Sexe	Âge (ans)	Taille (m)	Masse (kg)
S1	f	22	1,65	66
S2	f	27	1,68	60
S3	f	56	1,58	54
S4	f	19	1,73	65
S5	m	20	1,75	62
S6	m	23	1,78	68
Moyenne		27,8	1,69	62,5
Écart type		14,1	0,07	5,1

Tab. 3.1 - Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude pour analyser la loi de puissance entre la vitesse et la courbure dans un virage à 90°.

Les sujets, pieds nus, devaient réaliser des virages à 90° à trois vitesses individuelles différentes : leur vitesse de confort, leur vitesse lente et leur vitesse rapide. Pour chaque vitesse, les sujets réalisaient ce mouvement quatre fois : deux fois en tournant sur leur gauche et deux fois en tournant sur leur droite et ceci en prenant soin de s'arrêter entre chaque essai pour ne pas tomber dans le cadre d'un mouvement périodique. La trajectoire à suivre n'était pas tracée au sol mais seulement matérialisée par trois marqueurs au sol signalant le point de départ, le "coin" du virage et le point d'arrivée. Le placement des marqueurs sur le sujet ainsi que la capture du mouvement suivent la même procédure que celle décrite dans le chapitre 2.2.2. Le filtrage des données, et particulièrement le filtrage passe-bas, est connu pour avoir une influence dans l'expression de la loi de puissance [Schaal2001]. De ce fait, les données brutes ont été filtrées à l'aide d'une spline cubique présente dans la base de calcul du logiciel Matlab (la valeur 1 correspond à aucun filtrage). Le paramètre de lissage des données est fixé à 0,99, ce qui représente un filtrage relativement faible. En effet, on obtient la même gamme d'erreur RMS entre le signal brut et le signal filtré par spline par rapport à celle obtenue entre le signal brut et ce même signal filtré à l'aide d'un filtre passe-bas de second ordre dont la fréquence de coupure est égale à 15Hz. Les paramètres cinématiques calculés sont la vitesse et l'accélération linéaire du centre de masse ainsi que la courbure de la trajectoire du centre de masse du sujet, précédemment définie dans

le chapitre 2.2.3. La trajectoire du centre de la tête, vu comme le milieu des quatre marqueurs placés à droite et à gauche des os frontal et occipital, est également calculée afin de comparer nos résultats avec ceux des études précédentes qui se sont intéressées à la relation de puissance pour la locomotion en prenant en compte la trajectoire de la tête. Par convention, la courbure est positive lorsque le sujet tourne vers la gauche et est négative lorsqu'il tourne vers la droite. Comme nous l'avons vu dans l'introduction de ce chapitre, la loi de puissance est analysée grâce à l'équation 3.5 en prenant en compte la valeur absolue de la courbure. La présence ou l'absence de corrélation est déterminée grâce aux tests statistiques de Pearson ou de Spearman selon que la répartition des données soit normale ou non. Le seuil de significativité est fixé à $p < 0,05$. Nous abordons la loi de puissance selon deux approches distinctes (figure 3.1) : une approche intra-individuelle qui quantifie la relation continue entre la courbure et la vitesse pour chaque individu sur l'ensemble du virage et une approche inter-individuelle qui se focalise sur la relation discrète entre la courbure maximale et sa vitesse associée pour l'ensemble des essais de chaque sujet.

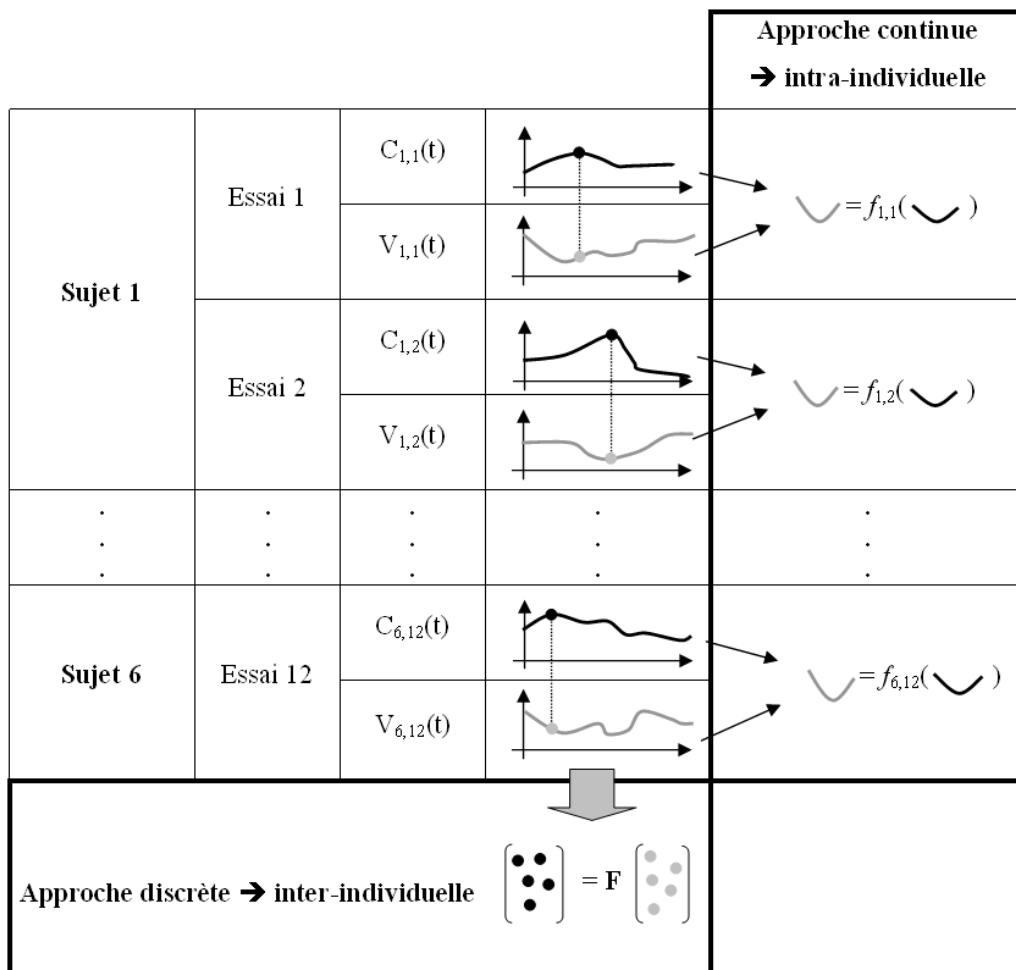


Fig. 3.1 - Deux approches de la loi de puissance entre la vitesse et la courbure dans un virage : l'approche intra-individuelle s'intéresse à la relation entre la vitesse et la courbure pour un sujet sur l'ensemble du virage. L'approche inter-individuelle se focalise sur le couple courbure maximale et sa vitesse associée pour l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais.

3.2.2 Approche intra-individuelle continue

3.2.2.1 Méthodologie générale

Une des premières difficultés pour évaluer la loi de puissance entre la vitesse linéaire et la courbure pour des trajectoires curvilignes est qu'il faut distinguer de façon précise la trajectoire courbe des trajectoires en ligne droite encadrant le virage. Nous proposons une approche cinématique très simple basée sur le signe de la courbure maximale de la trajectoire. La courbure maximale a déjà été utilisée comme un point de repère particulier afin de permettre la définition du "coin" du virage [Grasso1998c, Prévost2003]. Notre définition du virage part du constat selon lequel le fait que le sujet atteigne la courbure maximale de la trajectoire indique qu'il est effectivement en train de tourner. La méthode, illustrée par la figure 3.2, consiste alors à relever dans un premier temps le signe de la courbure maximale et son instant associé. Dans cet exemple de virage à 90° réalisé à vitesse de confort lors d'un virage à gauche, la courbure maximale de la trajectoire est positive. Ensuite, à partir de cet instant on détermine l'intervalle temporel, qui encadre cet instant où la courbure maximale est atteinte, durant lequel le signe de la courbure ne change pas. L'intervalle temporel ainsi défini caractérise le début et la fin du virage. Cette méthode, simple et automatique, permet de définir de façon stéréotypée le virage pour chaque essai de chaque sujet.

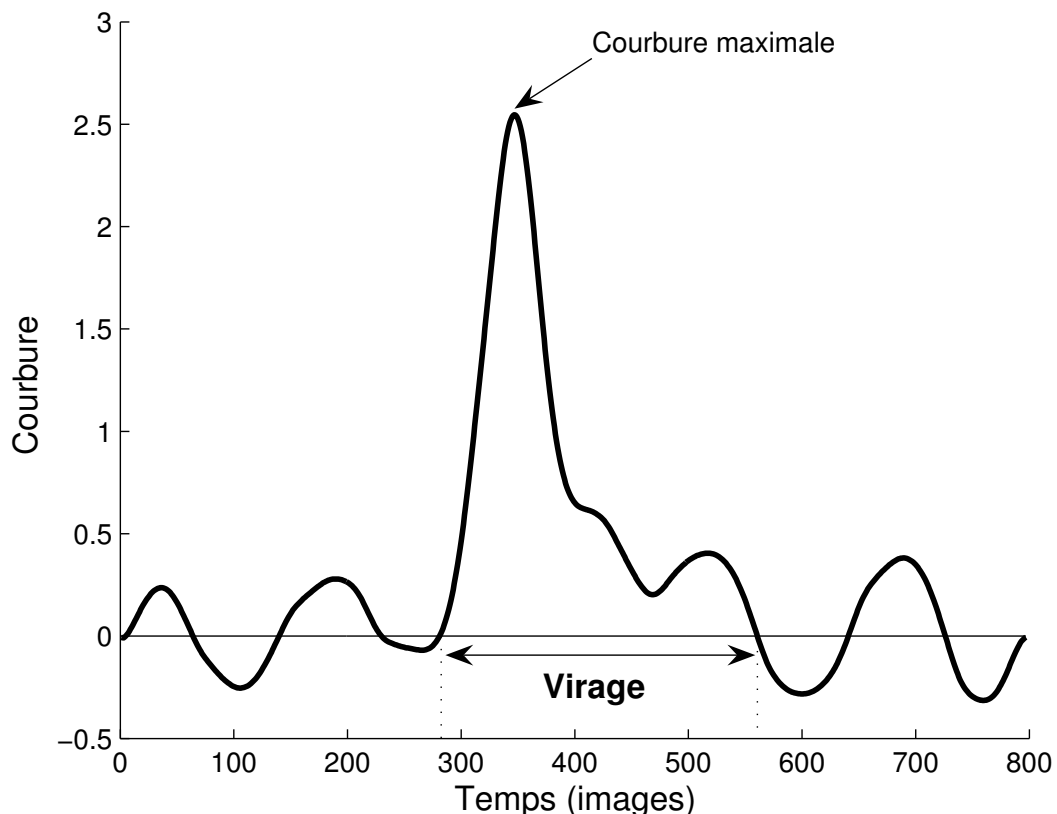


Fig. 3.2 - Définition des instants du virage lors d'un virage à gauche à vitesse de confort. La méthode se base sur le signe de la courbure maximale. Le virage est défini par l'intervalle temporel, encadrant la courbure maximale, pour lequel le signe de la courbure maximale n'est pas modifié.

Cette méthode nous autorise de ce fait à déterminer s'il existe une loi de puissance unissant la vitesse linéaire et la courbure de la trajectoire lors d'un virage non contraint à 90° . Pour cela, nous recherchons s'il existe une relation linéaire dans l'espace logarithmique entre la vitesse et la courbure sur l'intervalle temporel du virage. Même si le caractère continu la distingue de l'approche inter-individuelle discrète, nous qualifierons désormais cette approche d'"approche intra-individuelle", puisqu'elle se concentre sur une relation entre la vitesse et la courbure pour un essai d'un sujet (figure 3.1).

3.2.2.2 Résultats

Tout d'abord, il est important de souligner que les instants du virage définis par la méthode basée sur le signe de la courbure maximale conduisent effectivement à l'étude d'une trajectoire courbe puisque la courbure moyenne de l'ensemble des essais est égale à $0,91\text{m}^{-1}$ ($\pm 0,52$) (valeur équivalente à un rayon de courbure de 1,1m), ce qui est relativement élevé. Pour chaque essai des différents sujets, on ne trouve pas de loi de puissance reproductible entre la vitesse linéaire et la courbure de la trajectoire du centre de masse. Le coefficient de détermination moyen est égal à 0,46 ($\pm 0,17$), avec des valeurs comprises sur un intervalle très large de 0,06 à 0,87 (p est toujours inférieur à 0,001). De plus, les coefficients caractéristiques de cette loi entre le logarithme de la vitesse et le logarithme de la courbure sont également variables. Le coefficient de gain de vitesse K est égal à 1,07 ($\pm 0,29$) sur un intervalle de 0,46 et 1,78. La valeur de la puissance β est quant à elle égale à $-0,06$ ($\pm 0,03$) sur un intervalle de $-0,14$ à 0,01. Quatre exemples de résultats caractéristiques pour la trajectoire du centre de masse sont présentés sur la figure 3.3.

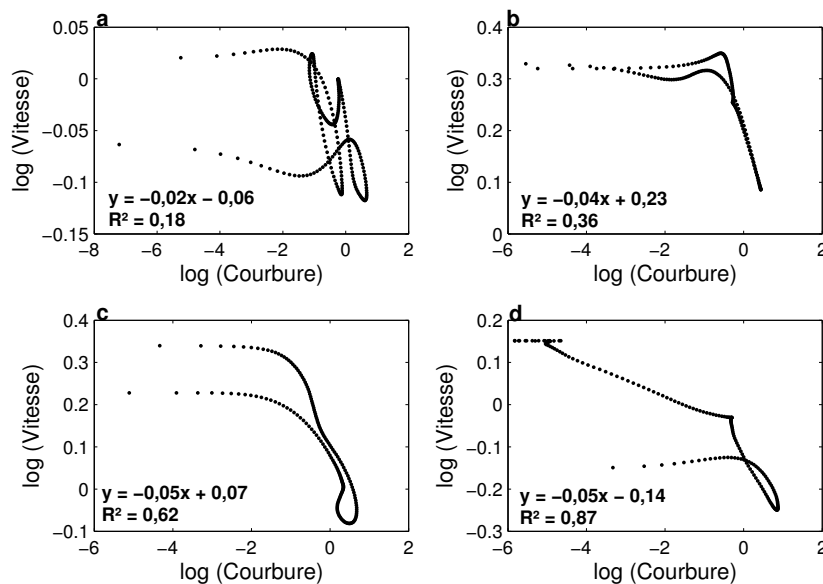


Fig. 3.3 - Relations logarithmiques intra-individuelles entre la courbure et la vitesse pour un virage à 90° pour a) un virage à gauche à vitesse lente, b) un virage à gauche à vitesse de confort, c) un virage à droite à vitesse rapide et d) un virage à droite à vitesse de confort.

Ils illustrent les différents cas rencontrés lorsqu'on calcule la relation intra-individuelle, avec une valeur de R^2 qui varie fortement, allant pour ces exemples de 0,18 à 0,82.

Les études travaillant sur la loi de puissance durant la locomotion se sont intéressées à la trajectoire de la tête. Dans notre étude, les résultats concernant la relation entre la courbure et la vitesse de la trajectoire de la tête sont du même ordre que ceux décrits pour le centre de masse. Le coefficient de détermination est égal à 0,42 ($\pm 0,19$), avec des valeurs comprises également sur un intervalle très large de 0,02 à 0,78. Là encore, les coefficients intrinsèques à la régression varient sur de grands intervalles : K est égal à 1,04 ($\pm 0,28$) pour des valeurs comprises entre 0,46 et 1,75 et β est égal à -0,06 ($\pm 0,04$) pour des valeurs comprises entre -0,20 et 0.

3.2.3 Approche inter-individuelle discrète

3.2.3.1 Méthodologie générale

La seconde approche d'étude de la relation entre la courbure et la vitesse est une approche inter-individuelle discrète (figure 3.1). Pour chaque essai, elle identifie le couple formé par la courbure maximale (C_{max}) et sa vitesse associée ($V_{C_{max}}$). Ces deux paramètres sont illustrés par la figure 3.4. On remarque que le centre de courbure maximal correspond à un point de rebroussement caractéristique de la courbe d'évolution de la position des centres de courbure de la trajectoire, appelée développée. Une fois les 72 couples identifiés pour l'ensemble des sujets et des essais, nous recherchons s'il existe une loi de puissance unissant l'ensemble des couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ dans l'espace logarithmique.

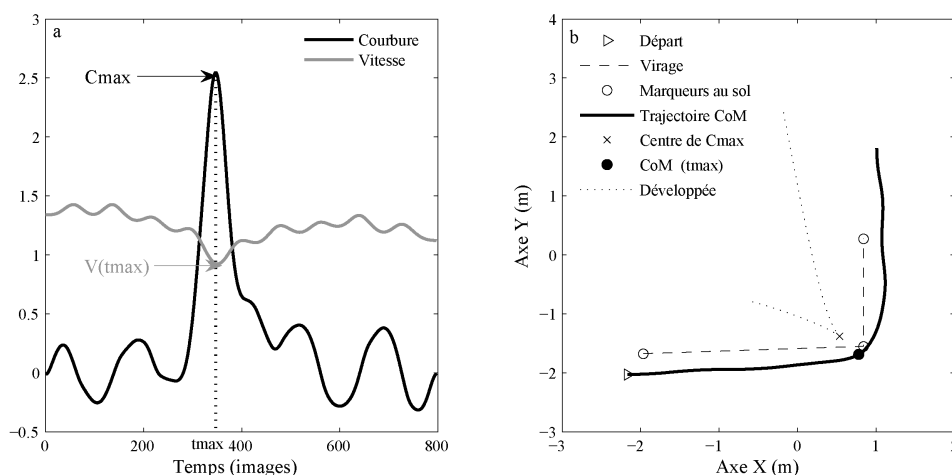


Fig. 3.4 - Approche inter-individuelle du calcul de la loi de puissance. La figure (a) illustre la méthode inter-individuelle : pour chaque essai, on relève le couple courbure maximale (C_{max}), intervenant au temps t_{max} , et sa vitesse associée ($V(t_{max})$). La développée est la courbe d'évolution des centres de courbures associés à la trajectoire du centre de masse (CoM). On remarque sur la figure (b) qu'à t_{max} , la développée présente un point de rebroussement caractéristique.

L'idée sous-jacente d'utiliser plusieurs vitesses de marche dans le protocole expérimental s'inscrit dans le fait même de rechercher une corrélation entre deux paramètres. En effet, la recherche

d'une corrélation n'est possible que si au moins un des paramètres varie de façon suffisante. Ceci permet de vérifier si le second paramètre varie de façon concomitante avec le premier.

3.2.3.2 Résultats

La vitesse de marche lors des différents essais s'étend de $0,34$ à $1,64\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, ce qui satisfait pleinement la condition de variation minimale d'un paramètre pour l'étude d'une corrélation. Contrairement à l'approche intra-individuelle, l'approche inter-individuelle conduit à des fortes relations dans l'espace logarithmique entre (C_{max}) et ($V_{C_{max}}$) aussi bien pour le centre de masse que pour la tête : les coefficients de détermination ainsi obtenus sont respectivement égaux à $0,82$ et $0,84$ ($p < 0,001$). Les coefficients caractéristiques de cette relation K et β sont alors respectivement égaux pour le centre de masse à $1,47$ et $-0,69$, et pour la tête à $1,36$ et $-0,65$. Ces relations inter-individuelles pour le centre de masse et la tête sont illustrées par la figure 3.5.

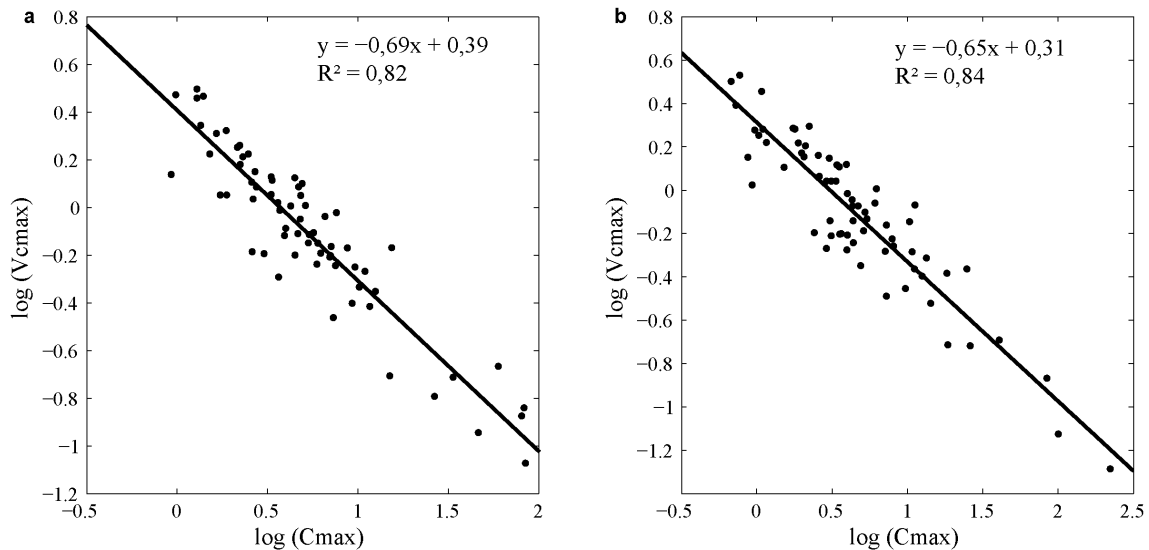


Fig. 3.5 - Relations logarithmiques inter-individuelles entre la courbure maximale (C_{max}) et sa vitesse associée ($V_{C_{max}}$) pour un virage à 90° pour le centre de masse (a) et la tête (b).

3.2.4 Discussion

Les résultats de cette première étude ne mettent pas en avant l'existence d'une loi de puissance reproductible entre la courbure et la vitesse d'une trajectoire dans un virage à 90° que ce soit pour la trajectoire du centre de masse ou pour la trajectoire de la tête. Il serait possible d'attribuer ce résultat à la méthode de définition du virage, basée sur le signe de la courbure maximale, qui proposerait un intervalle trop grand, incluant des parties assimilables à la ligne droite, qui pourraient perturber la relation logarithmique. Pour répondre à cette hypothèse, nous avons ajouté à la méthode de détection du virage, basée sur le signe de la courbure maximale, un seuil de courbure minimale de $0,1\text{m}^{-1}$ (ce qui équivaut à un rayon de courbure de 10m). Ce choix repose

sur les recherches précédentes étudiant la loi de puissance durant la locomotion qui raisonnaient avec des courbures pouvant atteindre cet ordre de valeur [Vieilledent2001, Hicheur2005c]. Les résultats obtenus lorsqu'on cherche une relation dans l'espace logarithmique entre la courbure et la vitesse sur ce nouvel intervalle temporel ont les mêmes caractéristiques que celles décrites par la méthodologie uniquement basée sur le signe de la courbure maximale. Ainsi, pour le centre de masse et pour la tête, R^2 est respectivement égal à 0,53 ($\pm 0,21$) ([0,01 ; 0,99]) et 0,47 ($\pm 0,22$) ([0,01 ; 0,88]), K est égal à 1,07 ($\pm 0,28$) ([0,46 ; 1,72]) et 1,03 ($\pm 0,27$) ([0,46 ; 1,7]), et β est égal à -0,07 ($\pm 0,04$) ([-0,23 ; -0,01]) et -0,07 ($\pm 0,05$) ([-0,26 ; 0]). Cette hypothèse ne semble donc pas pertinente.

Le fait que R^2 puisse atteindre des valeurs élevées durant l'approche intra-individuelle pourrait être décrit comme l'illusion d'une loi de puissance. Ceci pourrait s'expliquer par la continuité mathématique de deux variables que sont la vitesse et la courbure. Une telle continuité impose *a priori* de travailler sur des courbes à une dimension plutôt que sur des ensembles de points à deux dimensions. Ainsi, toute courbe à une dimension observée sur une courte période de temps peut s'avérer proche d'une ligne droite, correspondant à sa propre tangente.

Une explication supplémentaire à l'absence de loi de puissance selon l'approche intra-individuelle dans un virage serait liée au fait qu'une telle loi ne caractériserait que des mouvements périodiques. En effet, les études travaillant sur la locomotion ont mis en évidence cette loi de puissance grâce à la répétition d'une figure (ellipse, trèfle, limaçon) prédéfinie au sol [Vieilledent2001, Hicheur2005c]. De ce fait une expérimentation post-hoc, inspirée par l'étude de Vieilledent et al. [Vieilledent2001], a été réalisée pour répondre à cette hypothèse. Il a été demandé aux sujets de tourner cinq fois, dans le sens des aiguilles d'une montre, à l'extérieur d'une zone délimitée par quatre marqueurs posés au sol et formant un rectangle. La seule différence avec cette étude réside dans le fait que la trajectoire n'est pas explicitement tracée au sol. Cette différence est justifiée par le fait que nous voulions laisser le sujet le plus libre possible de définir lui-même sa trajectoire. L'analyse ne porte que sur les tours 2, 3 et 4 afin d'être sûr que le sujet soit en régime établi. Une analyse intra-individuelle pour la trajectoire du centre de masse et de la tête a été effectuée sur ces essais.

Lors de cette situation de locomotion en régime établi, illustrée par la figure 3.6a, on ne relève pas de loi de puissance au niveau de la trajectoire du centre de masse comme au niveau de la trajectoire de la tête, avec une absence de corrélation entre le logarithme de la courbure et celui de la vitesse, démontrée par la figure 3.6b. Le coefficient de détermination est égal à 0,43 ($\pm 0,11$) pour la trajectoire du centre de masse et à 0,39 ($\pm 0,09$) pour la trajectoire de la tête. Les coefficients K et β sont alors égaux à 1,03 ($\pm 0,17$) et -0,06 ($\pm 0,01$) pour le centre de masse et à 0,98 ($\pm 0,15$) et -0,06 ($\pm 0,01$) pour la tête. Les courbures moyennes atteintes pour les trajectoires du centre de masse et de la tête sont assez élevées puisqu'elles sont respectivement égales à $0,79\text{m}^{-1}$ ($\pm 0,07$) et $0,85\text{m}^{-1}$ ($\pm 0,09$). Nous pouvons remarquer que la valeur de puissance obtenue est différente de celle trouvée par Vieilledent et al. lorsqu'une trajectoire elliptique est explicitement tracée au sol [Vieilledent2001]. En effet, en adaptant nos résultats au cadre d'une relation entre le rayon de courbure et la vitesse, la valeur de β obtenue est égale à 0,06 alors que celle obtenue pour une ellipse tracée au sol est proche de $\frac{1}{3}$.

Le sens des aiguilles d'une montre a été choisi de façon arbitraire. Ce choix ne doit pas influencer nos conclusions puisqu'il a été démontré que le sens de rotation n'a pas d'effets sur les phénomènes inhérents à la loi de puissance [Vieilledent2001]. Dans cette étude, nous ne retrouvons aucune manifestation de cette loi, qu'elle soit analysée au niveau du centre de gravité ou au niveau de la tête, en régime établi. Nous pourrions incriminer le fait que notre protocole expérimental n'était pas assez précis pour cette situation. En effet, nous n'avons pas tracé au sol la trajectoire à suivre comme il est habituellement fait pour les études de la loi de puissance

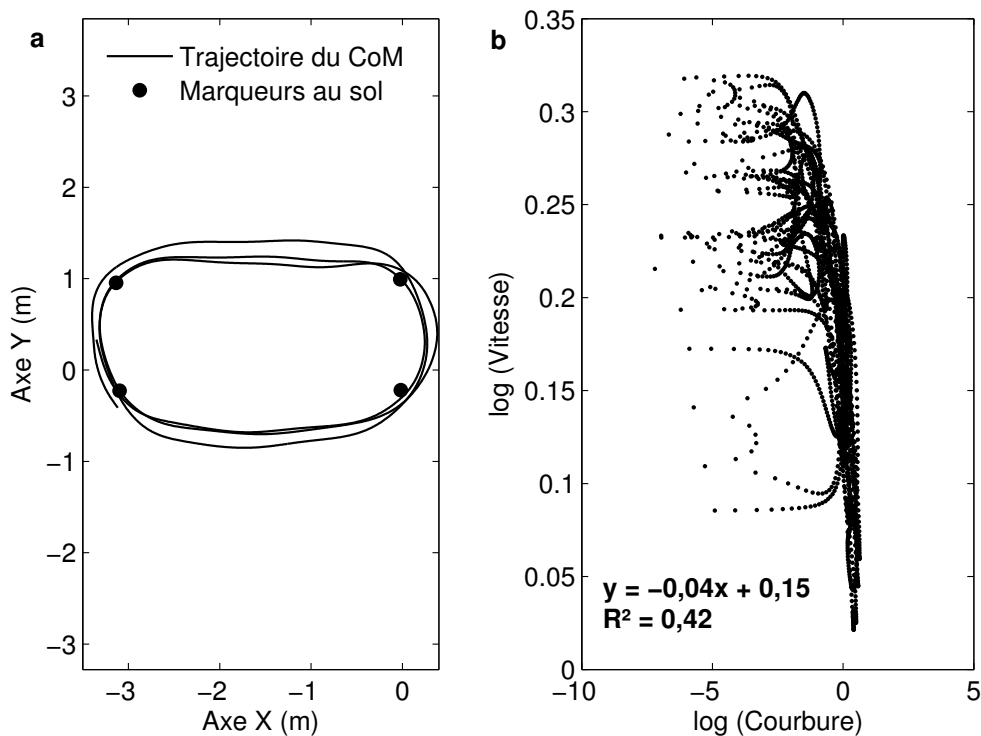


Fig. 3.6 - Relation logarithmique intra-individuelle pour une trajectoire en régime continu entre la courbure et la vitesse. La figure (a) présente la trajectoire du centre de masse d'un sujet marchant autour de quatre marqueurs formant un rectangle au sol. La figure (b) révèle qu'il n'existe pas de loi de puissance intra-individuelle entre la courbure et la vitesse dans l'espace logarithmique.

durant la locomotion [Vieilledent2001, Hicheur2005c]. La seule consigne étant de passer au plus près des marqueurs au sol. Ceci était réalisé volontairement car la trace au sol ajoute une contrainte assez forte à la démarche du sujet, contrainte qui s'accorde difficilement avec l'idée selon laquelle cette loi de puissance serait un invariant du mouvement naturel.

Nous devons également considérer le mécanisme de pendule inversé de la marche dans l'interprétation des résultats de l'approche intra-individuelle. Nous avons vu dans la revue de littérature (section 1.1.1.2) que durant la marche, le centre de masse se déplace au-dessus de la jambe d'appui avec une trajectoire en forme d'arche, avec une augmentation de la vitesse durant la première partie de l'appui et une diminution de la vitesse durant la seconde partie de l'appui. Ceci implique une variation de la vitesse à l'intérieur du cycle de marche qui s'ajoute à celle liée au virage. La variation de vitesse liée au cycle de marche peut être assimilée à un bruit de basse fréquence qui n'est pas synchronisé avec l'évolution de la vitesse liée à la tâche même de tourner. Dans les études s'appuyant sur une tâche en régime continu, le mouvement dure plus longtemps et l'influence de ce bruit est ainsi diminuée. Durant notre expérimentation post-hoc, les sujets marchaient selon des durées similaires à ces études. Ainsi, puisque nous ne trouvons pas de relation entre la courbure et la vitesse, nous pouvons donc conclure que le fait de prédéfinir la trajectoire présente une influence majeure dans la mise en place de la loi de puissance. Le fait de suivre une trajectoire prédéfinie en courbe nécessite un ajustement continu de la commande locomotrice afin de répondre de manière précise à la contrainte imposée par la trace au sol [Hicheur2005a]. Ceci pourrait expliquer le lien fort entre la courbure et la vitesse durant

l'ensemble de la trajectoire pour les études précédentes en régime établi. De ce fait, lorsque le sujet marche de façon peu contrainte, il n'utilise pas les caractéristiques de la loi de puissance entre la courbure et la vitesse pour réguler sa trajectoire tout au long du virage.

L'approche inter-individuelle a révélé quant à elle de fortes relations dans l'espace logarithmique entre l'ensemble des couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ aussi bien pour le centre de masse que pour la tête. Ce résultat est très intéressant dans la mesure où l'ensemble des sujets, suivant des trajectoires assez similaires avec des vitesses de marche individuelles, sans continuité temporelle entre les couples considérés, respecteraient une loi commune de mouvement. On pourrait ainsi caractériser ce point particulier lié à la courbure maximale comme un point de passage de la trajectoire du sujet.

Obtenir une loi inter-individuelle alors même qu'il n'existe pas de relation intra-individuelle pourrait sembler paradoxal. Nous pouvons rappeler que l'approche intra-individuelle considère la relation continue entre la courbure et la vitesse alors que l'approche inter-individuelle s'appuie sur des données fortement discrétisées puisque nous réduisons le virage à un seul point. Ainsi, la majeure différence entre les deux approches ne repose pas sur le caractère intra- vs. inter-individuel mais avant tout sur la distinction entre le caractère continu vs. discret de l'analyse.

On pourrait se demander si cette loi inter-individuelle ne serait pas le résultat d'une illusion mathématique. Schaal et Sternad ont tout d'abord incriminer le filtrage passe-bas des variables continues [Schaal2001]. Dans notre étude, le signal sur lequel nous avons travaillé, c'est-à-dire l'ensemble des couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$, n'a pas été filtré grâce à un filtre passe-bas. Bien qu'on puisse considérer que le simple calcul du centre de masse puisse s'assimiler à un filtrage passe-bas, on observe malgré tout une loi de puissance pour la trajectoire de la tête. De plus, les couples étudiés ne correspondent pas à des variables continues mais au contraire à des valeurs discrètes et indépendantes les unes des autres. Enfin, Maoz et al. ont montré que n'importe quel bruit blanc pouvait conduire à une pseudo loi de puissance un tiers [Maoz2006]. Ceci correspondrait dans notre cas à une valeur de β égale à $-\frac{1}{3}$. Les valeurs de β obtenues sont égales à -0,65 et -0,69, ce qui permet de rejeter cette hypothèse.

Nous pouvons également considérer le mécanisme de pendule inversé, lié à la variation de la vitesse au cours du cycle de marche, dans l'interprétation des résultats de l'approche inter-individuelle. En effet, il pourrait y avoir une relation particulière entre la vitesse et la courbure à chaque phase du cycle de marche en raison de contraintes mécaniques. De ce fait, nous avons identifié les poses de pas entourant l'instant de courbure maximale pour chaque essai, selon la méthodologie décrite dans la section 2.2.3. Il apparaît alors que la distribution de l'instant de courbure maximale du centre de masse au sein du cycle de marche est normale avec une moyenne proche de 30% du cycle de marche. Cet instant correspond au milieu de la phase de simple appui, ce qui pourrait fournir une base de support stable pour la jambe lorsque l'équilibre peut être menacé en raison des contraintes liées à la courbure maximale. Ainsi, on pourrait penser que la forte valeur du R^2 entre les couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ dans l'espace logarithmique serait liée en fait à une relation inter-individuelle entre le logarithme de la courbure et celui de la vitesse calculé à n'importe quel pourcentage du cycle de marche. La loi de puissance observée au niveau de la courbure maximale pourrait de ce fait être une conséquence de la valeur spécifique de 30% du cycle de marche. Pour répondre à cette question, nous avons divisé le cycle de marche encadrant la courbure maximale par sections de 10%. Pour l'ensemble des sujets et des essais, nous avons posé la relation inter-individuelle entre le logarithme de $C_{\%cycle}$ et celui de $V_{\%cycle}$ pour chaque premier instant de section du cycle de marche. Les coefficients de détermination associés à cette relation en fonction du pourcentage du cycle de marche sont présentés dans le tableau 3.2.

On observe alors que les coefficients de détermination associés à ces relations sont toujours plus faibles que ceux relevés à l'instant de C_{max} . La valeur maximale atteinte pour le centre de masse

Instant du cycle (%)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
R^2	0,49	0,67	0,78	0,77	0,62	0,47	0,27	0,10	0,04	0,02

Tab. 3.2 - Coefficients de détermination de la relation inter-individuelle entre la courbure et la vitesse en fonction de l'instant du cycle de marche encadrant l'instant de courbure maximale ($p < 0,05$).

est de 0,78 pour la section 30%. Lorsqu'on s'éloigne de cette section, R^2 diminue de façon très importante jusqu'à atteindre une valeur de 0,02 pour la section 100%. Ainsi, ces précisions suggèrent qu'il y a d'abord une forte relation à l'instant de C_{max} et comme C_{max} survient à un instant proche de la section 30%, on obtient des valeurs raisonnables autour de cette phase. Ce qui nous paraît alors fondamental est que cette loi de puissance inter-individuelle entre les couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ ne s'exprime pleinement qu'à l'instant de C_{max} . Ce résultat vient ainsi conforter le rôle essentiel de l'instant de courbure maximale.

En définitive, les résultats de cette étude suggèrent que la marche non contrainte dans un virage pourrait s'accompagner d'une simplification de la commande motrice grâce à un couplage de la courbure et de la vitesse de la trajectoire du sujet. Cette simplification ne s'effectue pas sur l'ensemble de la trajectoire mais sur un point caractéristique correspondant à la courbure maximale. Ceci correspondrait à un contrôle global de la trajectoire comme l'ont suggéré Hicheur et al. pour des tâches de marche simplement spécifiées par un point de départ et d'arrivée [Hicheur2007]. Afin de compléter nos résultats et confirmer nos conclusions, il semble nécessaire d'analyser l'influence de l'angle du virage sur la relation de puissance inter-individuelle puisqu'il a été précédemment montré que les caractéristiques de la loi de puissance dépendaient de la forme de la trajectoire suivie [Hicheur2005c]. Dans ce cadre, si les résultats nous permettent de dire que la loi de puissance inter-individuelle est influencée par la forme de la trajectoire, ceci nous permettra de renforcer nos conclusions sur un contrôle global de la trajectoire locomotrice, qui dépendrait de la tâche à réaliser.

3.3 Influence de l'angle du virage sur la relation de puissance inter-individuelle

3.3.1 Protocole expérimental

La population d'étude est constituée de 17 sujets volontaires, 6 femmes et 11 hommes dont les caractéristiques anthropométriques sont exposées dans le tableau 3.3.

Sujets	Sexe	Âge (ans)	Taille (m)	Masse (kg)
S1	f	22	1,68	60
S2	f	27	1,65	60
S3	f	24	1,62	52
S4	f	19	1,66	57
S5	f	32	1,61	54
S6	f	20	1,75	67
S7	m	33	1,76	71
S8	m	29	1,81	75
S9	m	32	1,79	70
S10	m	24	1,80	78
S11	m	26	1,75	64
S12	m	25	1,78	73
S13	m	27	1,87	68
S14	m	22	1,80	75
S15	m	24	1,93	79
S16	m	26	1,80	73
S17	m	31	1,79	73
Moyenne		26,1	1,75	67,6
Écart type		4,2	0,08	8,4

Tab. 3.3 - Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude pour analyser l'influence de la forme du virage sur la loi de puissance inter-individuelle.

Chaque sujet a été informé au préalable du déroulement de l'expérimentation. La problématique de l'étude n'a pas été révélée afin de ne pas influencer la locomotion des sujets. Tous les sujets ont répondu au critère d'inclusion qui consistait à ne pas souffrir de problèmes vestibulaires ou neurologiques susceptibles d'affecter la locomotion.

Le protocole expérimental suit la même logique que celui utilisé dans l'étude précédente pour un virage à 90° . Les sujets, pieds nus, devaient réaliser des virages selon 7 angulations : 30° , 45° , 60° , 90° , 120° , 135° et 150° . Ils marchaient à trois vitesses individuelles différentes : leur vitesse de confort, leur vitesse lente et leur vitesse rapide. Pour chaque vitesse, les sujets réalisaient ce mouvement quatre fois : deux fois en tournant sur leur gauche et deux fois en tournant sur leur droite en prenant soin de s'arrêter entre chaque essai. Les différentes conditions d'angulation de virage sont matérialisées par trois marqueurs posés au sol. La figure 3.7 illustre les différentes conditions du protocole expérimental.

Le placement des marqueurs sur le sujet, la capture du mouvement ainsi que le traitement des données cinématiques suivent la même procédure que celle décrite dans la section 3.2. Nous calculons également de la même manière la loi de puissance inter-individuelle en considérant la relation entre la courbure maximale de la trajectoire et la vitesse horizontale associée pour une condition donnée (i.e. angle, sujet). Nous considérons ainsi 1428 couples ($17 \text{ sujets} \times 7 \text{ angles} \times 3 \text{ vitesses} \times 4 \text{ essais}$). Pour déterminer si la forme du virage influence cette relation de puissance "discrète", nous recherchons dans un premier temps s'il existe une relation linéaire entre les couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ dans l'espace logarithmique pour chaque angulation de virage. Ceci est donc effectué sur chacun des 7 ensembles des 204 couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ ($17 \text{ sujets} \times 3 \text{ vitesses} \times 4 \text{ essais}$). On obtient de ce fait, pour tous les sujets et chaque angle, 7 ensembles des 3 paramètres caractérisant la loi de puissance à savoir le coefficient de détermination de la relation R^2 , le coefficient de gain de vitesse K et la valeur de la puissance β : $[R^2(\text{Tous, angle}), K(\text{Tous, angle}), \beta(\text{Tous, angle})]$.

Nous nous intéressons ensuite particulièrement aux coefficients K et β puisqu'il a été montré que K témoigne de la relation entre la cinématique et la géométrie d'une trajectoire complexe [Viviani1985] et que la valeur de β dépend de la forme de la trajectoire suivie lors d'une tâche locomotrice contrainte et périodique [Hicheur2005c]. Afin de déterminer si ces coefficients dépendent de la forme de la trajectoire lors d'une tâche locomotrice non contrainte pour un seul virage, nous subdivisons chacun des 204 couples en 17 sous-ensembles. Ceci correspond de ce fait à un sous-ensemble par sujet (figure 3.8). Chaque sous-ensemble est ainsi constitué de 12 couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ ($3 \text{ vitesses} \times 4 \text{ essais}$), qui sont chacun caractérisés par une valeur de R^2 , K et β . On obtient ainsi pour chaque angle 17 sous-ensembles des 3 paramètres de la loi de puissance : $[R^2(\text{Sujet, angle}), K(\text{Sujet, angle}), \beta(\text{Sujet, angle})]$. Pour éviter de possibles outliers, nous ne considérerons les relations individuelles que si le coefficient de détermination est significatif ($p < 0,05$).

La normalité des valeurs est évaluée grâce au test de Kolmogorov-Smirnov et les corrélations entre les couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ dans l'espace logarithmique sont évaluées grâce aux tests de Pearson ou de Spearman. Les comparaisons entre les paramètres cinématiques et les paramètres de la loi de puissance selon les angulations de virage sont effectuées grâce à une analyse de variance à mesures répétées ou grâce au test de Friedman. Lorsque l'angulation du virage présente un effet significatif sur ces variables, le test post-hoc utilisé est le test de Student-Newman-Keul.

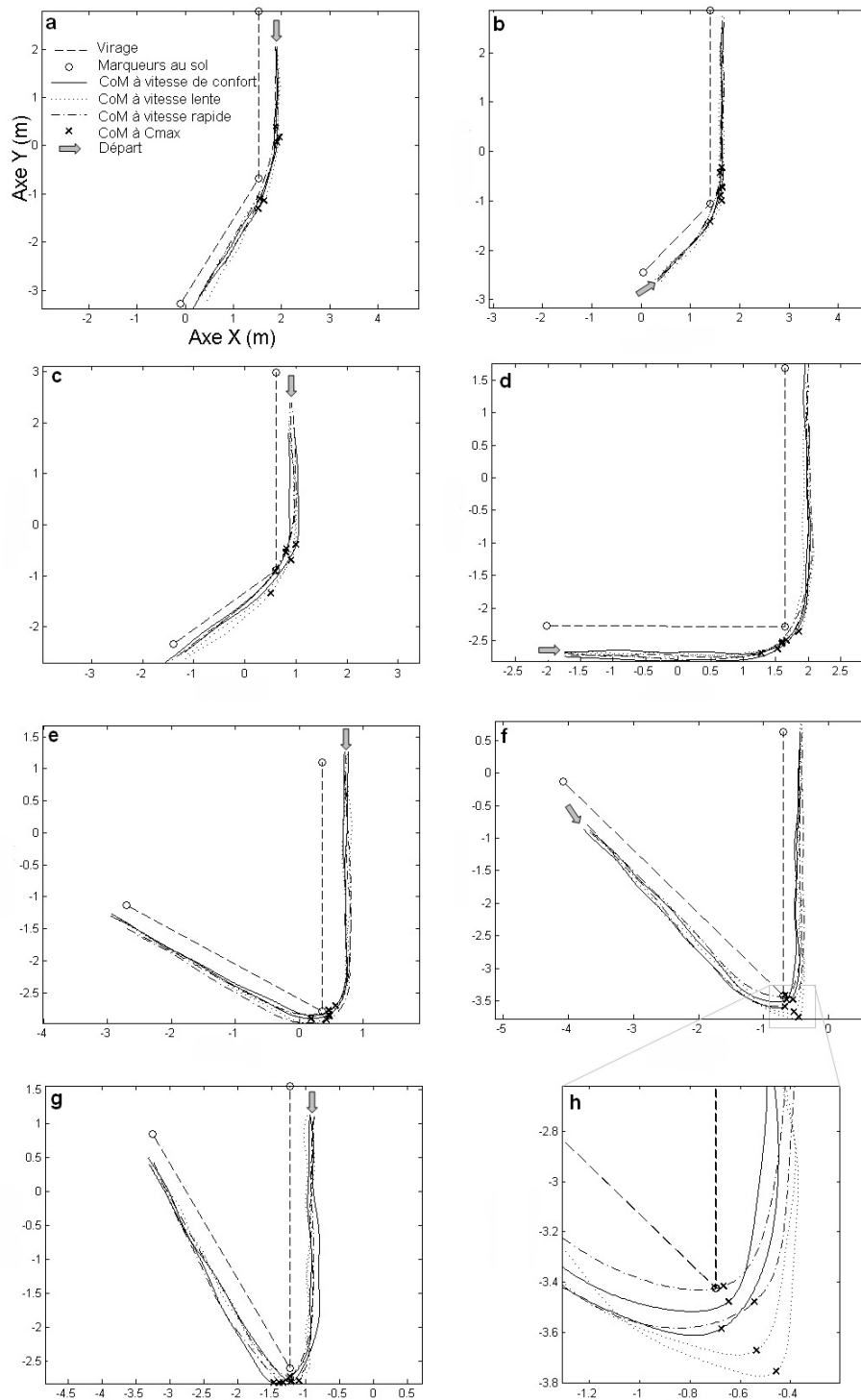


Fig. 3.7 - Trajectoires du centre de masse (CoM) dans le plan horizontal pour les 7 conditions expérimentales d'angulation du virage allant de 30° à 150° (a-g) pour les vitesses de marche de confort, lente et rapide. La croix **X** représente la position du CoM lorsque la courbure est maximale. La figure h s'intéresse plus particulièrement à la position du centre de masse lorsque la courbure est maximale : cette dernière est toujours atteinte à proximité du "coin" du virage.

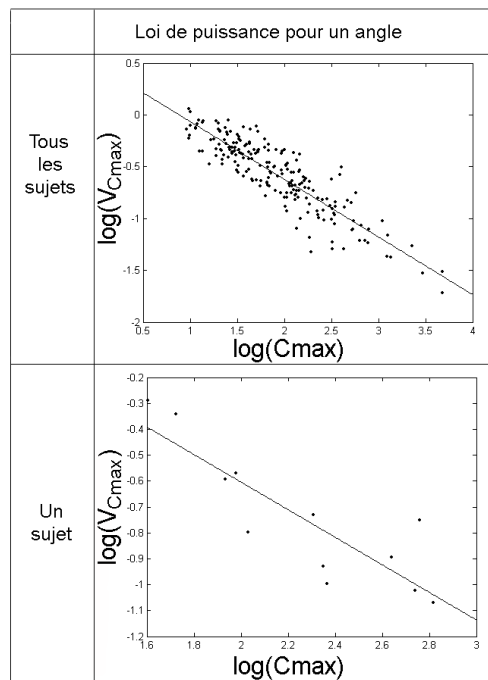


Fig. 3.8 - Méthodologie de calcul des paramètres de la loi de puissance. Lorsqu'on considère tous les sujets, la loi de puissance est calculée sur les 204 couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ pour un angle du virage donné dans l'espace logarithmique. Un sous-ensemble contient les 12 couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ d'un sujet pour un angle donné. Pour les 7 conditions de virage, les paramètres de la loi de puissance peuvent être calculés soit de façon globale, ce qui permet d'obtenir 7 expressions des 3 paramètres $[R^2(\text{Tous}, \text{angle}), K(\text{Tous}, \text{angle}), \beta(\text{Tous}, \text{angle})]$, soit sujet par sujet, ce qui permet d'obtenir 7 expressions des 17 sous-ensembles des 3 paramètres $[R^2(\text{Sujet}, \text{angle}), K(\text{Sujet}, \text{angle}), \beta(\text{Sujet}, \text{angle})]$.

3.3.2 Résultats

La figure 3.7 illustre des trajectoires du centre de masse pour les sept conditions expérimentales. Pour chaque angle, les trajectoires du centre de masse d'un sujet sont représentées pour les trois vitesses de marche et pour les virages à gauche et à droite. Comme on pouvait s'y attendre, la courbure maximale de la trajectoire est atteinte à une position proche du "coin" du virage.

Les valeurs de C_{max} et V_{Cmax} obtenues durant les différents essais sont présentées sur la figure 3.9. Pour l'ensemble des angles et des vitesses, ces valeurs sont comprises entre 0,23 et 50m^{-1} pour C_{max} et entre 0,18 et $1,13\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour V_{Cmax} . La moyenne de ces paramètres a été calculée pour chaque angle. On constate une influence significative de l'angle du virage sur ces mesures. La valeur moyenne de C_{max} augmente avec l'augmentation de l'angle du virage (Chi-square = 1095,52 ; df = 6 ; $p < 0,001$). À l'inverse, la valeur moyenne de V_{Cmax} diminue avec l'augmentation de l'angle du virage (Chi-square = 952,46 ; df = 6 ; $p < 0,001$). Bien que chaque condition d'angulation du virage soit distincte et séparée par rapport aux autres conditions et que les valeurs moyennes de C_{max} et de V_{Cmax} soient différentes selon l'angulation du virage, on remarque qu'à la fois les intervalles de C_{max} et de V_{Cmax} se chevauchent durant les différentes angulations de virage (figure 3.9).

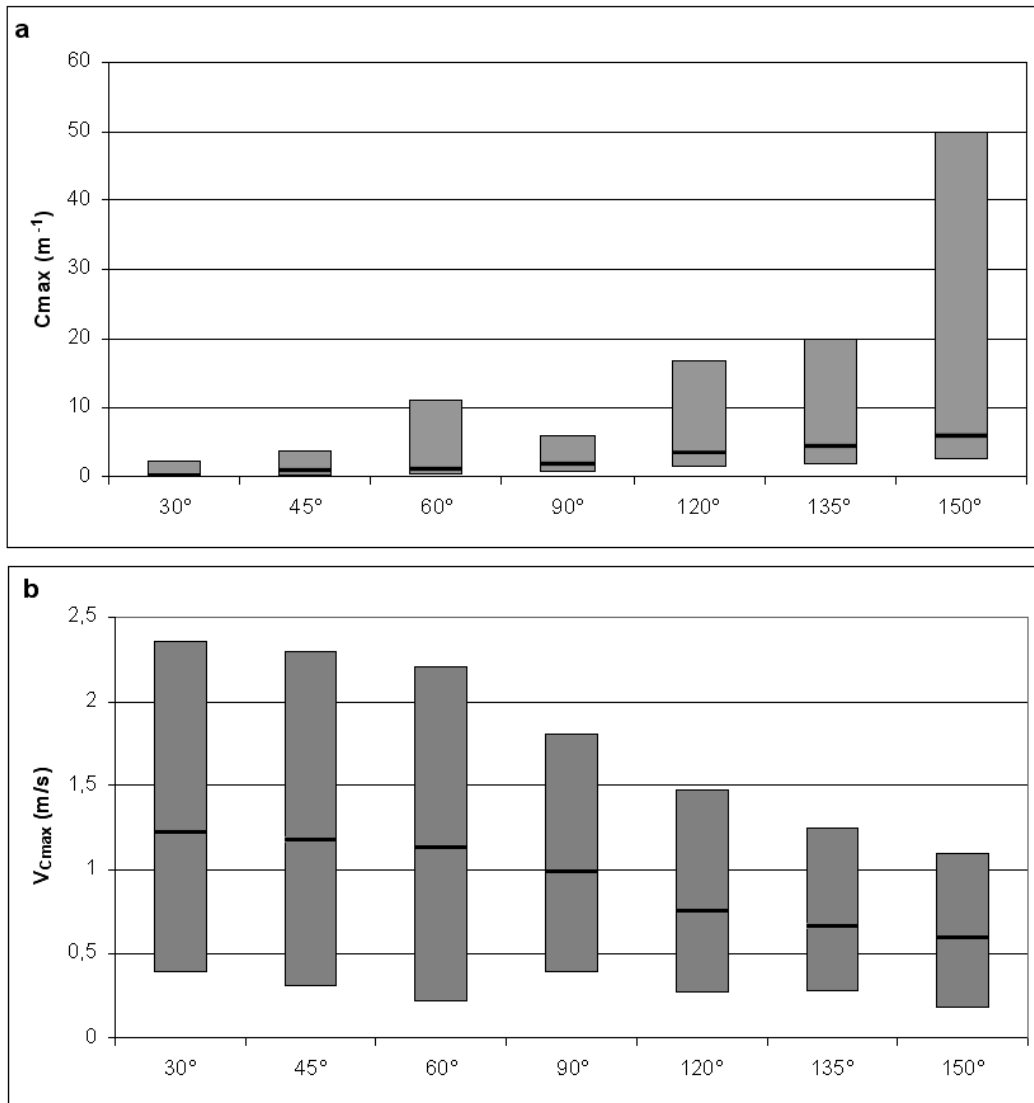


Fig. 3.9 - Intervalle de valeurs de la courbure maximale (C_{max}) (a) et de la vitesse associée ($V_{C_{max}}$) (b). La ligne noire représente la valeur moyenne des variables pour chaque angle.

Si on s'intéresse désormais à la forme spécifique du virage autour duquel le sujet doit marcher, l'analyse des corrélations met en évidence l'existence de lois de puissance inter-individuelles pour chaque ensemble des couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ dans l'espace logarithmique. Ces relations sont illustrées pour chaque angle par la figure 3.10. Les corrélations associées sont très fortes puisque R^2 est toujours supérieur à 0,72 et peut atteindre une valeur de 0,87. Le logarithme du coefficient de gain de vitesse K est représenté par l'ordonnée à l'origine de la courbe. La valeur de puissance β est représentée par la pente de la régression. K et β prennent des valeurs respectivement comprises entre 0,87 et 1,63 et -0,76 et -0,56.

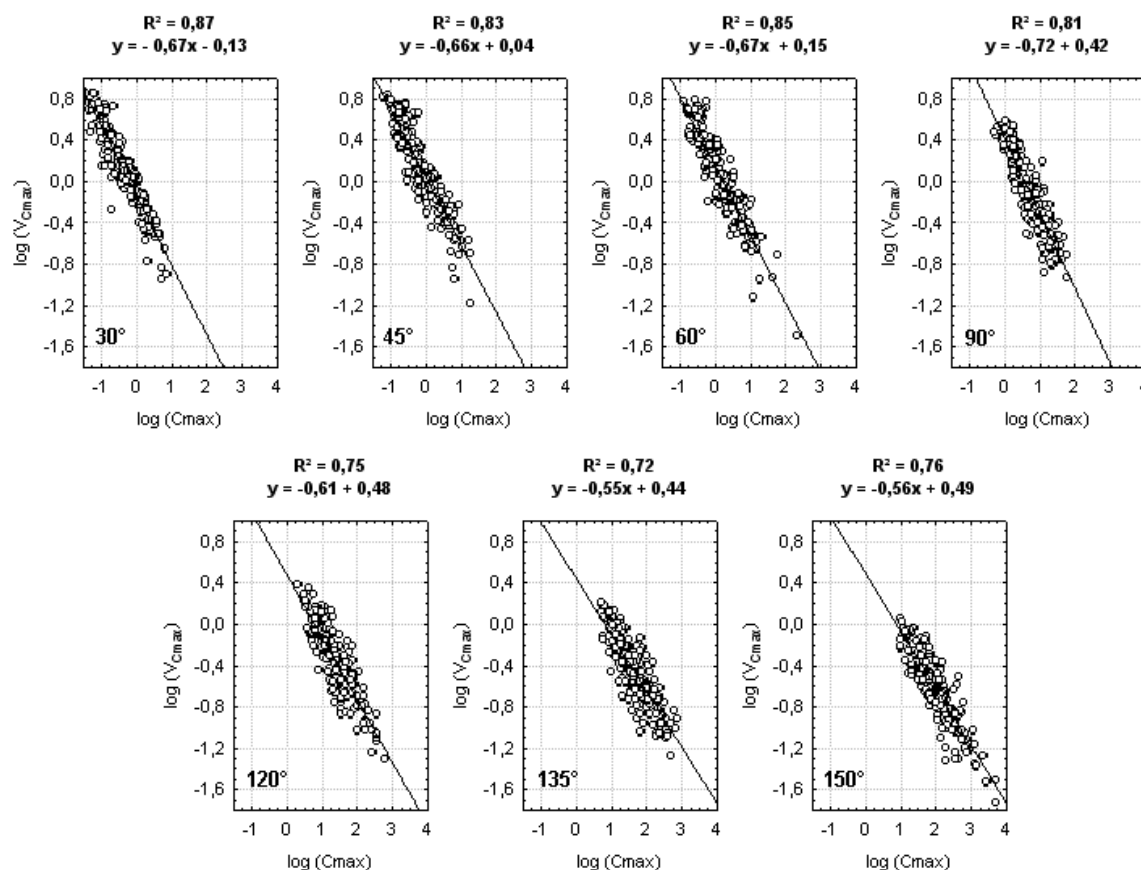


Fig. 3.10 - Relations de puissance inter-individuelles pour chaque angle. Le logarithme du coefficient de gain de vitesse K est représenté par l'ordonnée à l'origine de la courbe. La valeur de puissance β est représentée par la pente de la régression.

Les valeurs moyennes de K et β ont été calculées pour chaque angulation de virage comme les moyennes des paramètres individuels $K(\text{Sujet}, \text{angle})$ et $\beta(\text{Sujet}, \text{angle})$. Deux valeurs individuelles, sur les 119 relations (17 sujets \times 7 angles), n'ont pas été prises en compte dans les calculs car le coefficient de significativité p associé à ces relations est inférieur à 0,05. Les valeurs moyennes de K et β sont illustrées sur la figure 3.11 par les histogrammes gris. Les histogrammes noirs représentent les valeurs globales de la relation logarithmique entre les couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ pour chaque angle. À première vue, les valeurs moyennes de K et β semblent très proches des valeurs globales. Cette observation est confirmée lorsqu'on compare la valeur moyenne de $K(\text{Sujet}, \text{angle})$ avec la valeur globale de $K(\text{Tous}, \text{angle})$ et la valeur moyenne de $\beta(\text{Sujets}, \text{angle})$ avec la valeur globale de $\beta(\text{Tous}, \text{angle})$ grâce au t-test pour une seule moyenne. Ainsi, les valeurs moyennes ne sont pas différentes des valeurs globales sauf pour les valeurs moyennes de $K(\text{Sujet}, 45^\circ)$, $K(\text{Sujet}, 135^\circ)$ et $\beta(\text{Sujet}, 135^\circ)$. Par ailleurs, il existe

une influence significative de l'angle du virage sur la valeur moyenne de $\beta(\text{Sujet, angle})$ ($F_{6,94} = 3,44$; $p < 0,04$). Ces résultats doivent cependant être fortement atténués dans la mesure où le test post-hoc de comparaisons multiples ne révèle que 2 différences sur les 21 comparaisons effectuées : la valeur moyenne de $\beta(\text{Sujet, } 90^\circ)$ diffère de celles de $\beta(\text{Sujet, } 135^\circ)$ et de $\beta(\text{Sujet, } 150^\circ)$. À l'inverse, on observe une influence très forte de l'angle du virage sur la valeur moyenne de $K(\text{Sujet, angle})$ ($F_{6,94} = 73,56$; $p < 0,001$). Plus l'angle du virage augmente, plus la valeur moyenne de K augmente. Dans ce cas, on observe une différence significative pour 19 comparaisons post-hoc sur les 21 comparaisons effectuées.

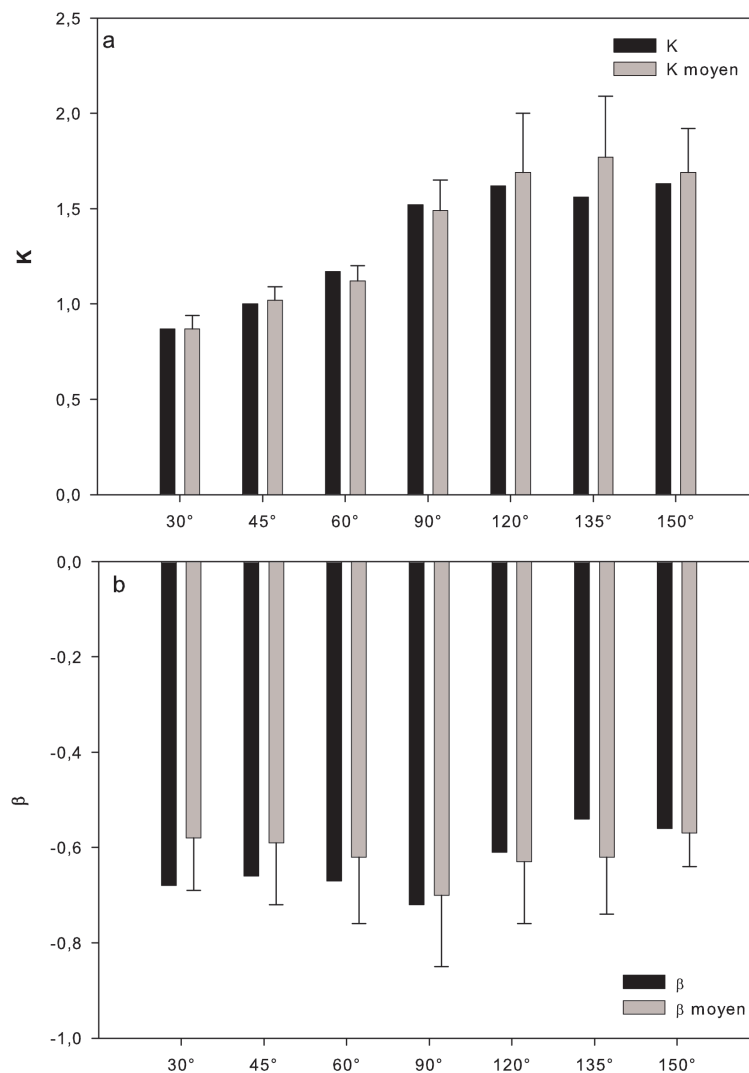


Fig. 3.11 - Paramètres intrinsèques de la loi de puissance inter-individuelle entre les couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ pour chaque angle (histogramme noir) et valeurs moyennes de ces paramètres pour les différents sujets (histogramme gris \pm SD) : (a) coefficient de gain de vitesse K , (b) puissance de la relation β .

Ainsi, la relation entre les couples $[C_{max}, V_{Cmax}]$ dans l'espace logarithmique (figure 3.12a) peut s'exprimer comme une succession de corrélations linéaires (figure 3.12b) qui dépendent

fortement de la condition d'angulation du virage. En considérant le chevauchement des valeurs de C_{max} au travers des différentes conditions et le fait que les caractéristiques de la loi de puissance inter-individuelle dépendent de l'angulation du virage, la vitesse associée à une courbure maximale donnée est plus élevée pour une grande angulation par rapport à une petite angulation de virage (figure 3.12b). De la même manière, la relation forte unissant la vitesse et la courbure peut s'exprimer de la façon suivante : pour une même vitesse, la courbure maximale atteinte dans le virage est supérieure pour un angle du virage élevé.

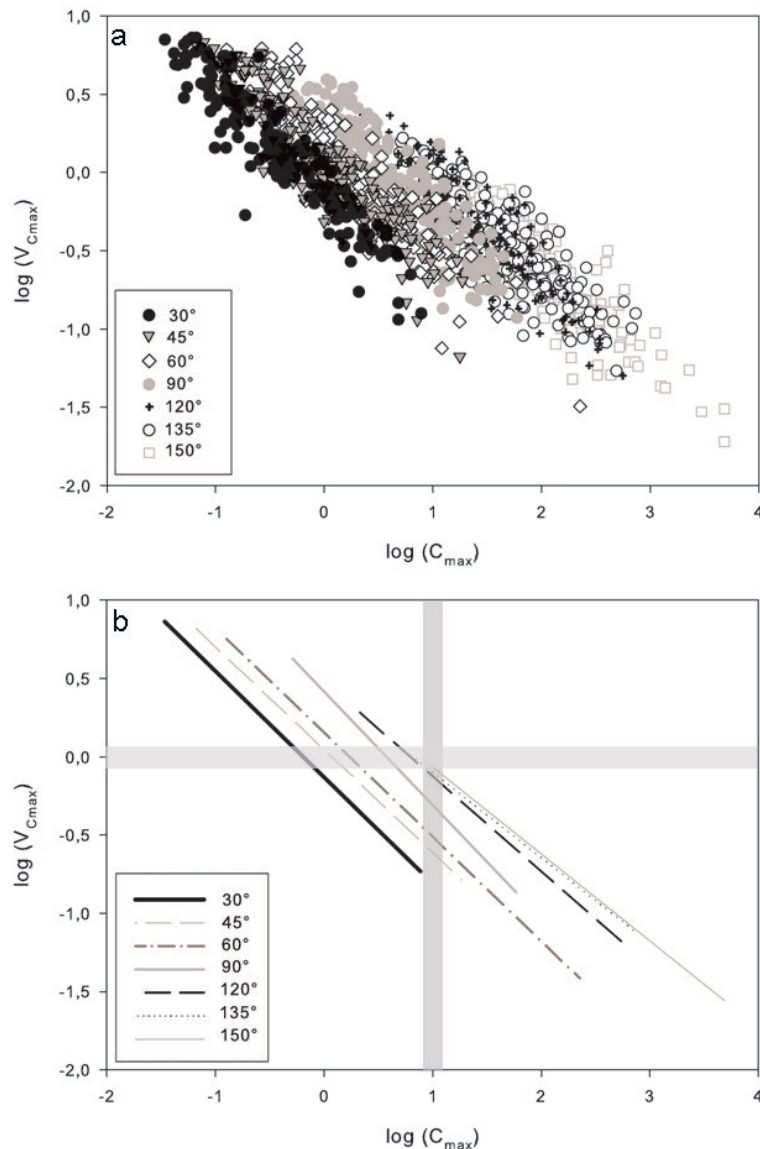


Fig. 3.12 - a) Représentation générale des couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ pour les différentes conditions d'angulation du virage. b) Cette figure représente les relations linéaires unissant les couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ pour chaque angle. Les bandes grisées montrent que pour une même courbure maximale atteinte dans le virage, la vitesse associée augmente de façon concomitante avec l'angle du virage et de la même manière, pour une même vitesse, la courbure augmente avec l'angle du virage.

3.3.3 Discussion

L'originalité de cette étude réside dans le fait d'analyser la cinématique segmentaire dans un virage en ne contraignant le changement de direction que par trois marqueurs posés au sol. Bien que cette procédure expérimentale puisse augmenter le degré de variabilité des paramètres cinématiques entre les différents sujets, elle permet surtout de considérer des trajectoires qui sont plus naturelles que celles étudiées lorsque le chemin à suivre est explicitement tracé au sol. Nos résultats démontrent l'existence d'une loi de puissance inter-individuelle entre la courbure maximale de la trajectoire et sa vitesse associée dans l'espace logarithmique. Durant un changement de direction de la marche, lorsqu'un sujet atteint la courbure maximale de la trajectoire, il existe une relation privilégiée entre la valeur de la courbure maximale et la vitesse de marche associée. De ce fait, la courbure maximale peut être considérée comme un point fondamental de la trajectoire. Si on compare les résultats de la condition de virage à 90° avec les résultats de l'étude précédente, on remarque que les valeurs de K et β sont similaires avec des valeurs respectives proches de 1,5 et -0,7. Ceci renforce la reproductibilité de cette loi inter-individuelle.

De la même façon que dans l'étude précédente, les valeurs de β obtenues sont toujours inférieures à $-\frac{1}{3}$ et le signal n'est pas filtré grâce à un filtre passe-bas, ce qui permet d'écartier une possible influence du filtrage sur les résultats obtenus.

Le résultat principal de cette étude réside dans le fait que la forme du virage influence la relation logarithmique inter-individuelle entre les couples $[C_{max}, V_{C_{max}}]$ dans un virage. En effet, on remarque que l'angulation du virage influence de façon très forte la valeur moyenne de K et de façon très faible la valeur moyenne de β . Plus précisément, la valeur moyenne de K augmente avec l'augmentation de l'angle du virage. Ces résultats sont en accord avec ceux de Hicheur et al. qui ont mis en avant que la relation entre le rayon de courbure et la vitesse, lors d'une trajectoire périodique prédéfinie au sol, dépendait de la forme de la trajectoire à réaliser [Hicheur2005c]. Cependant, quelques nuances doivent être apportées. Bien que ces auteurs soulignent que, lors d'une trajectoire en limaçon, K diffère entre la grande et la petite boucle, ils démontrent une relation forte entre la forme de la trajectoire à suivre et la valeur de β . Leur protocole expérimental explique pour une grande partie cette divergence par rapport à nos résultats. En effet, ces auteurs ont travaillé sur des trajectoires contraintes où la courbure était complètement prédéfinie alors que notre étude considère des virages modérément contraints (i.e. seul le changement de direction est imposé). De plus, un changement de la valeur de β peut induire un changement de la valeur de K lors de la régression dans l'espace logarithmique. De ce fait, il semble difficile de conclure sur l'influence de la forme de la trajectoire sur la valeur de K en utilisant leurs résultats. À l'inverse, dans notre étude, la courbure n'est pas contrainte et l'angle du virage présente une faible influence sur la valeur de β . Nous pouvons donc conclure que K dépend de la forme générale de la trajectoire à produire.

Ainsi, les sujets considèrent la tâche à réaliser dans sa globalité, en tenant compte de la direction de la marche après avoir complètement tourné. Ceci suggère que pour un changement de direction donné ainsi qu'une valeur de C_{max} , il existe une vitesse associée. Plus précisément, si on considère que les intervalles des valeurs de C_{max} se chevauchent au travers des différentes conditions d'angulation de virage, la vitesse est plus élevée pour des grands changements de direction par rapport à des petits changements de direction. Ceci implique que bien que la trajectoire soit localement la même à cet instant crucial de la tâche de changement de direction (elle peut être approximée par le cercle associé à une courbure donnée), la vitesse adoptée à cet instant est liée au résultat final de cette tâche à savoir la direction de la marche après avoir tourné. Cette relation entre la courbure maximale et sa vitesse associée peut être envisagée également dans le sens où, pour une vitesse donnée, la courbure maximale atteinte est d'autant plus élevée que l'angle du virage est important.

Le fait que la valeur de K à l'instant de la courbure maximale soit influencée par la forme du virage est un argument en faveur d'une théorie de planification globale de la trajectoire. C_{max} est de ce fait un paramètre important qui peut définir un point de passage de la trajectoire dans le plan courbure-vitesse. Wada et Kawato ont utilisé ce concept de point de passage dans un algorithme pour la génération de trajectoires complexes de bras pour des robots [Wada2004]. Leur étude visait à reproduire la même trajectoire qu'un mouvement capturé en utilisant uniquement des points de passage. Ces points étaient considérés comme des bornes qui contrôlent la trajectoire. Les auteurs suggèrent que le système nerveux central pourrait planifier la trajectoire grâce à des informations de type "point de passage". Cette théorie pourrait être extrapolée à nos résultats, en mettant en avant un point de contrôle dans le virage de la tâche locomotrice dirigée vers un but. Ainsi, la trajectoire de marche courbe dirigée vers un but, mise en place dans notre étude, pourrait être planifiée de façon globale et contrainte en partie par les points de départ et d'arrivée ainsi que par un point de passage dans le plan courbure-vitesse qui contrôle la courbure et la vitesse en fonction de la géométrie du virage. Ce point de passage serait une façon intéressante de contrôler la trajectoire, ce qui permettrait de simplifier la tâche de changement de direction. Ce point pourrait ainsi représenter un point fondamental pour la génération des trajectoires courbes. Pour faire face à la complexité du système moteur, l'être humain doit simplifier le problème du nombre élevé de degrés de liberté à contrôler [Bernstein1967]. Durant une trajectoire courbe, une façon de réduire le nombre de degrés de liberté à contrôler serait de lier la cinématique et la géométrie du mouvement.

Cette étude ne considère qu'un instant particulier de la trajectoire, qui correspond à l'instant de survenue de la courbure maximale dans un virage. Cependant, ceci confirme la théorie d'une planification globale de la trajectoire comme l'ont suggéré Hicheur et al. [Hicheur2007]. En observant le caractère non reproductible des endroits de pose de pieds durant une tâche locomotrice, ces auteurs ont montré que la trajectoire n'est pas planifiée pas à pas mais plutôt dans son ensemble. En s'appuyant sur l'étude de Viviani et Cenzato [Viviani1985], ces auteurs concluent que la tâche locomotrice, bien que planifiée de façon globale, ne doit pas être planifiée d'un point de départ à un point d'arrivée, mais plutôt qu'elle doit être contrôlée par morceaux. Ils émettent l'hypothèse qu'il existerait une segmentation de la trajectoire locomotrice dirigée vers un but avec une unité en ligne droite suivie d'une unité en virage qui permet de regagner une cible. Dans ce sens, il a été suggéré que la loi de puissance deux-tiers pour des mouvements de bras pourrait être intégrée dans une représentation interne qui planifie et génère une vitesse équivalente constante par morceaux [Flash2007]. K pourrait être un indicateur de cette segmentation de la trajectoire puisqu'il varie par morceaux pour les mouvements de la main [Viviani1985]. Par ailleurs, bien que le principe de minimisation du jerk pour les mouvements de bras ne présenterait pas de contrôle segmenté explicite, il a été montré qu'il peut produire des mouvements très similaires à ceux gouvernés par un principe de loi de puissance [Richardson2002]. Puisque la courbure maximale correspond à un maximum de l'accélération normale et donc à un jerk nul, on peut s'interroger sur le rôle des courbures maximales locales successives dans la segmentation d'une trajectoire complexe courbe comme pourrait l'être une trajectoire dirigée vers un but présentant plusieurs obstacles à contourner. De plus, puisque la courbure maximale est associée à une accélération normale élevée, les sujets doivent contre-balancer cette contrainte mécanique. Ainsi, il serait intéressant d'étudier cette loi de puissance inter-individuelle en fonction de la masse ou la taille des sujets ou durant d'autres tâches locomotrices comme la course afin de généraliser cette loi, mais également mieux comprendre sa nature.

L'être humain présente une grande sensibilité à percevoir le mouvement humain¹. Cette sensibilité a été illustrée grâce à des études utilisant des animations de points lumineux [Johansson1973]. L'implication neuronale liée à la sensibilité à percevoir le mouvement humain a été récem-

¹Pour une revue, le lecteur est renvoyé à l'article de Blake et Shiffrar [Blake2007].

ment confirmée par des expérimentations utilisant l'IRM fonctionnelle sur des sujets sains [Dayan2007]. Un nuage de point se déplaçant autour d'une trajectoire elliptique était présenté aux sujets. Il a ainsi été montré que la réponse du cerveau était plus forte pour des mouvements respectant une loi de puissance un-tiers. Un résultat particulièrement intéressant est que les aires motrices et que les aires spécialisées dans l'observation de l'action étaient activées lorsqu'on présentait aux sujets un stimulus visuel respectant les lois biologiques du mouvement. En d'autres termes, et en accord avec Levit-Binnun et al. [Levit-Binnun2006], la perception du mouvement et la production du mouvement pourraient avoir des bases neuronales similaires. Il est important de remarquer que ces études considèrent des mouvements périodiques éloignés du contexte naturel. Il serait donc intéressant d'évaluer un sujet observant un humain virtuel marchant dans un virage, qui respecte ou non la loi de puissance inter-individuelle démontrée à l'instant de courbure maximale. Ceci représente de nombreuses perspectives dans l'usage de lois de contrôle moteur pour la modélisation de la locomotion.

Chapitre 4

Croisement entre deux marcheurs

Cette dernière étude vise à comprendre la façon dont deux marcheurs se croisent. À notre connaissance, bien que les études aient considéré la façon dont un sujet évite un obstacle fixe [Fajen2003, Vallis2003, Patla2004, Gérin-Lajoie2005, Vallis2005] ou un obstacle mobile [Gérin-Lajoie2005, Cinelli2007] sur son parcours de marche, très peu d'études se sont intéressées aux interactions entre deux sujets durant la locomotion [Ducourant2005]. L'objectif de ce chapitre est ainsi de proposer une première approche de l'étude du croisement entre deux piétons.

Nous nous plaçons ainsi dans le cas où un sujet doit adapter sa trajectoire face à un obstacle mobile "réactif". Cette adaptation peut se caractériser *a priori* soit par une modification de la direction de la marche, soit par une modification de la vitesse de marche en accélérant ou décélérant, ou soit par une combinaison des deux. Une première étape de l'analyse est de quantifier les effets de ces adaptations. L'analyse se base de la même manière que pour la première étude sur une approche discrète des essais en fonction des poses de pieds au sol des sujets. Cette quantification repose sur une approximation pour chaque sujet de la déviation d'un pas à l'autre, sous forme d'une distance.

Afin d'identifier si les sujets mettent en place une stratégie différente de la ligne droite en ce qui concerne leur orientation, nous utilisons la méthodologie développée dans le chapitre 2 qui s'appuie sur les valeurs de courbure moyenne et de vitesse moyenne entre chaque pas. La méthodologie est donc employée pour qualifier des trajectoires non contraintes et non prédéfinies. Nous mettons ainsi en relation les effets des adaptations en changement de direction avec la méthodologie développée dans l'étude 1 concernant la détection d'un virage.

L'ensemble des travaux effectués a été réalisé en étroite collaboration avec Julien Pettré et Jan Ondrej de l'équipe Bunraku de l'IRISA (Université Rennes 1). Cette collaboration a été active tant sur la mise en place du protocole expérimental et son dispositif informatique que sur les discussions communes pour l'analyse des données cinématiques.

4.1 Objectifs

Le premier objectif de cette dernière étude est de répondre à la question : quelle stratégie est utilisée par les sujets pour éviter une collision ? Il est possible d'identifier *a priori* différentes solutions. Chacun des deux sujets peut utiliser une stratégie qui consiste à changer son orientation (figure 4.1a, c) ou à modifier sa vitesse (figure 4.1b, d). S'il suffit *a priori* qu'un seul des deux sujets utilise une seule des deux stratégies, on peut envisager que ces stratégies puissent être combinées entre elles pour un même sujet et/ou pour les deux sujets. On peut alors se demander si l'évitement d'une collision entre deux marcheurs repose sur l'utilisation d'une stratégie simple ou d'une stratégie plus complexe. Plusieurs questions se posent alors. Les sujets utilisent-ils systématiquement une stratégie en orientation ou en vitesse quel que soit le croisement ? Le risque de collision, que nous pouvons caractériser en terme de distance séparant les sujets, influence-t-il le type de stratégie utilisée ? Y a-t-il une différence de stratégie selon l'ordre de passage des sujets ?

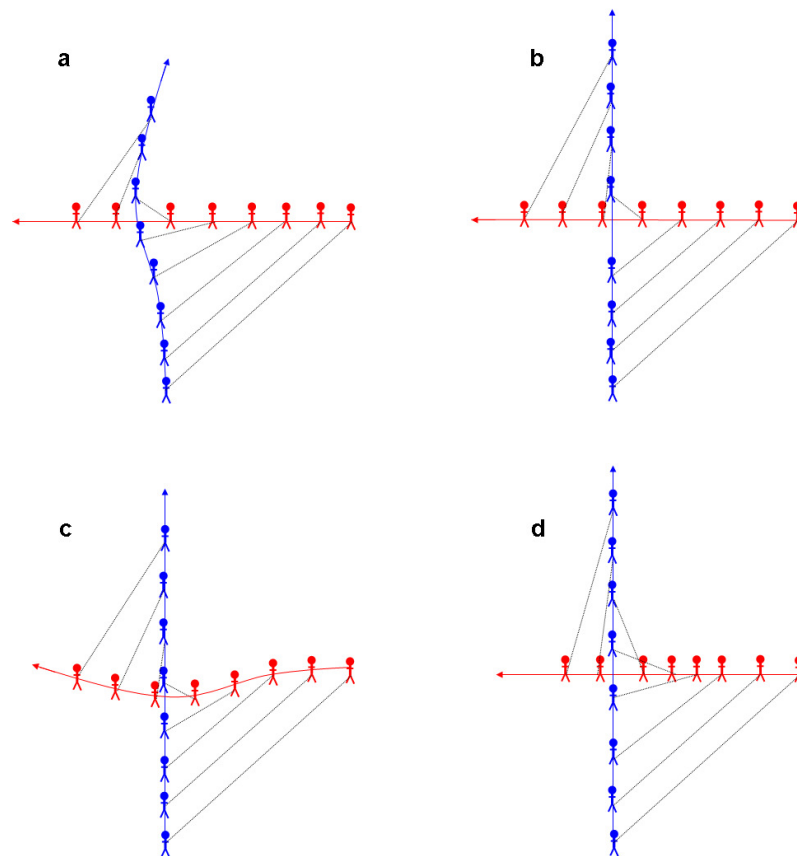


Fig. 4.1 - Stratégies possibles d'évitement lors d'un croisement entre deux marcheurs. Chaque sujet se déplace dans le sens de la flèche. Le sujet qui passe en premier est représenté en bleu et se déplace vers le haut. Le sujet qui passe en second est représenté en rouge et se déplace vers la gauche. Les stratégies identifiées sont : a) le sujet 1 modifie son orientation, b) le sujet 1 modifie sa vitesse, c) le sujet 2 modifie son orientation et d) le sujet 2 modifie sa vitesse.

Au sein même des stratégies précédemment décrites, nous pouvons identifier des stratégies adaptées selon l'ordre des sujets. Une stratégie est dite adaptée si elle permet d'augmenter la distance qui séparera les sujets au moment du croisement. Ce sont ces stratégies qui sont illustrées sur la figure 4.1. La stratégie en orientation est adaptée pour le premier sujet si la

déviations de la trajectoire l'amène encore plus en avant du second sujet. À l'inverse, pour le second sujet, il s'agit de passer en arrière du premier. La stratégie adaptée en vitesse est quant à elle d'accélérer pour le premier sujet et de ralentir pour le second. Le second objectif est donc de savoir si les sujets utilisent systématiquement une stratégie adaptée.

4.2 Méthodologie générale

4.2.1 Protocole expérimental

La population d'étude est constituée de 30 sujets volontaires, 11 femmes et 19 hommes âgés de 26,1 ans ($\pm 6,9$) et mesurant 174,2 cm ($\pm 9,4$). Chaque sujet a été informé au préalable du déroulement de l'expérimentation. La problématique de l'étude n'a pas été révélée afin de ne pas influencer la locomotion des sujets. Tous les sujets ont répondu au critère d'inclusion qui consistait à ne pas souffrir de problèmes vestibulaires ou neurologiques susceptibles d'affecter la locomotion.

Les expérimentations ont été effectuées dans une salle de sport, permettant d'obtenir un grand volume de capture de 15m \times 15m, autour duquel sont disposées douze caméras vicon. Le dispositif expérimental est illustré par la figure 4.2.

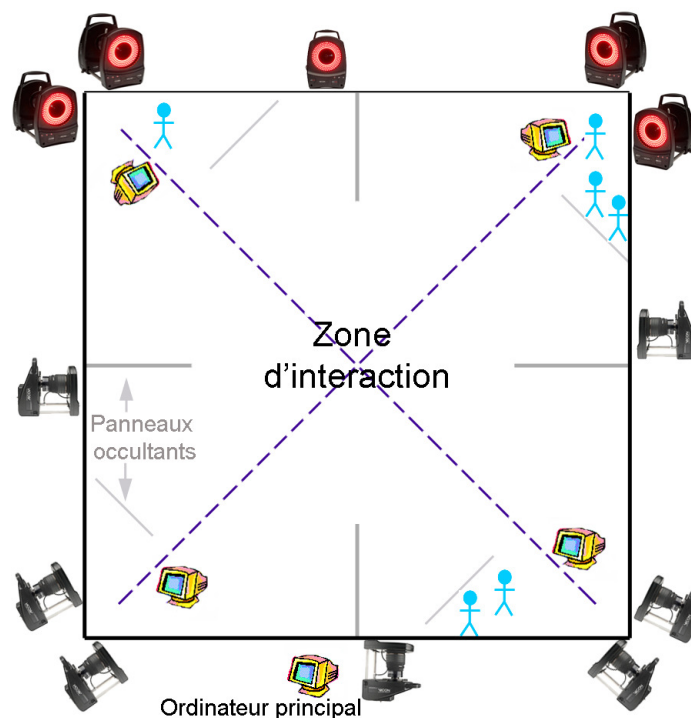


Fig. 4.2 - Dispositif expérimental pour étudier le croisement de piétons.

L'objectif est d'étudier la façon dont deux individus se croisent. Afin d'éviter une adaptation possible entre deux sujets au fil des essais, six sujets, auxquels on attribue un numéro, sont mobilisés par session expérimentale. Au milieu de chaque session, deux sujets échangent leur numéro afin d'augmenter les combinaisons possibles de croisement.

Les sujets devaient marcher d'un coin à l'autre de l'environnement à vitesse de confort. Ceci implique que les sujets se croisent selon un angle de 90° . Le choix de la vitesse de confort autorise *a priori* l'émergence de trois stratégies possibles : une déviation de la trajectoire du sujet, une augmentation de la vitesse de marche ou une diminution de la vitesse de marche. Des panneaux occultants ont été disposés dans l'espace de capture. Ceci permet d'éviter la connaissance *a priori* de l'identité du sujet à croiser ainsi que du côté par lequel chaque sujet arrive. L'aire pour laquelle les sujets se voient est appelée "aire de visibilité". Par ailleurs, ces panneaux permettent aux sujets d'atteindre leur vitesse de confort avant d'interagir entre eux. Des essais à vide, où seulement un sujet se déplace permet de renforcer cette incertitude, mais aussi de modifier les couples de sujets qui se croisent.

Aucune consigne concernant la stratégie locomotrice à adopter n'a été donnée aux sujets. Les départs des sujets sont gérés automatiquement par un ordinateur principal qui coordonne quatre ordinateurs secondaires disposés à chaque coin de l'espace de capture. Les ordinateurs secondaires, placés à la droite des sujets, véhiculent deux types d'informations : en premier plan, les numéros des sujets présents dans le coin de l'ordinateur concerné sont affichés en respectant l'ordre de passage des sujets. L'arrière plan représente un rectangle de couleur qui indique le moment où le premier sujet, indiqué au premier plan, doit partir. Le code couleur, illustré par la figure 4.3 est le suivant : lorsque l'arrière plan est bleu, le sujet doit attendre, lorsqu'il est rouge, il doit se préparer et lorsqu'il passe au vert, il doit partir. Lorsque le sujet arrive au coin opposé, il doit appuyer sur la touche correspondant à son numéro sur le clavier de l'ordinateur présent dans ce coin, afin de spécifier à l'ordinateur principal son arrivée. Ceci permet de déclencher une nouvelle procédure de départ. Chaque session de capture pour un groupe de six sujets durait une heure, ce qui permettait d'acquérir une centaine d'essais.

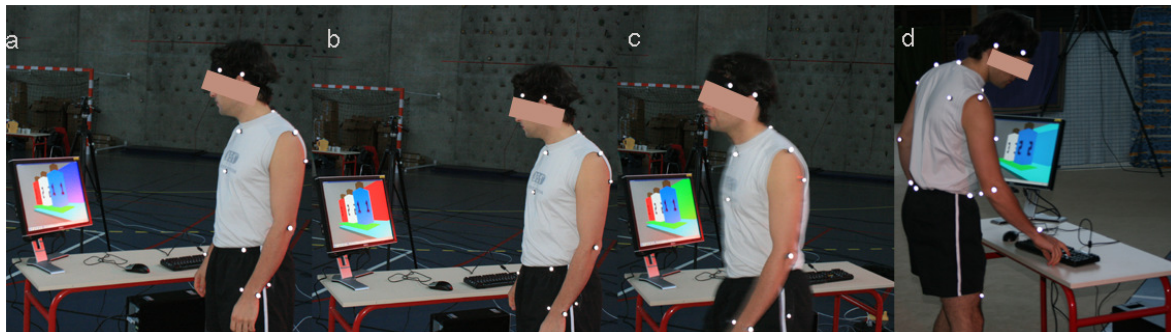


Fig. 4.3 - Procédure de départ et d'arrivée lors d'un croisement entre deux sujets. Lorsque le fond de l'écran est bleu, le sujet doit attendre (a) ; lorsqu'il est rouge, il doit se préparer (b) ; lorsqu'il est vert, il doit partir (c). Lorsque le sujet arrive au coin opposé, il doit appuyer sur le clavier de l'ordinateur pour signifier à l'ordinateur principal son arrivée.

4.2.2 Traitement de données cinématiques

Les calculs effectués sur la trajectoire des sujets reposent sur le point de référence "milieu des hanches", vu comme le milieu des deux marqueurs situés sur les épines iliaques antéro-supérieures. La trajectoire du milieu des hanches de chaque sujet est discrétisée de la même façon que pour la première étude au moyen d'arcs de cercle pour chaque pas des sujets (cf. section 2.1.1). L'ensemble des courbes concernant les variables cinématiques des sujets seront représentées dans ce chapitre pour l'intervalle temporel associé de l'instant à partir duquel les sujets se voient jusqu'à l'instant où un des sujets sort du champ de capture. L'instant où les sujets se voient est identifié lorsque le milieu du segment reliant le milieu des hanches de chaque sujet entre dans l'aire de visibilité, correspondant à un carré de 9 mètres de côté.

4.2.2.1 Distance réelle et distance minimale prédite

Un critère nous paraissant fondamental lors d'un croisement entre piétons est la notion développée dans la section 1.3.2 de la revue de la littérature qui fait référence à l'espace personnel. Nous avons vu que lorsqu'un sujet croise un obstacle, il veille à conserver une distance constante entre lui et l'obstacle. Nous nous sommes inspirés de cette notion pour développer un critère permettant de caractériser les essais observés en fonction de la distance séparant les sujets. Tout d'abord, nous pouvons calculer à chaque instant la distance séparant les deux sujets. De ce fait nous pouvons associer à chaque essai la distance minimale séparant les deux sujets lors d'un croisement. L'instant correspondant à cette distance minimale est appelé "instant de croisement".

De plus, nous développons cette notion en effectuant une prédiction tout au long de l'essai de la distance minimale qui séparera les sujets si ces derniers ne modifient pas la cinématique de leur mouvement, que ce soit en orientation ou en vitesse de déplacement. Nous appelons cette distance la "distance minimale prédite". À chaque instant, la trajectoire de chaque marcheur est caractérisée par une position dans l'espace associée au vecteur vitesse moyen pendant le pas correspondant. Nous effectuons pour chaque instant une extrapolation linéaire des futures positions de chaque sujet (figure 4.4). Cette extrapolation est la trajectoire qu'aurait chaque sujet s'il ne modifiait pas son vecteur vitesse, c'est-à-dire si la courbure et la vitesse moyennes des pas suivants restaient les mêmes que celles du pas en cours.

Nous pouvons de ce fait prédire la distance minimale séparant ces deux trajectoires extrapolées à chaque pas des sujets (figure 4.5). Nous pouvons noter qu'en théorie, avant l'instant de croisement, cette distance minimale prédite dans le futur est inférieure à la distance réelle puisque lors de cette phase les sujets se rapprochent l'un de l'autre. À l'inverse, ces deux distances sont identiques après l'instant de croisement, puisqu'alors les deux sujets s'éloignent l'un de l'autre.

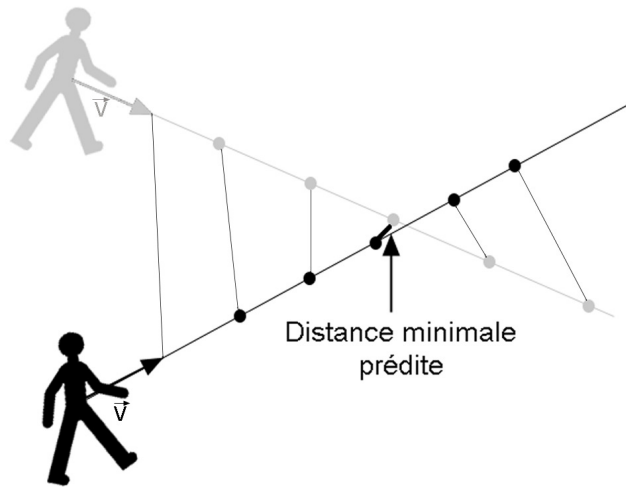


Fig. 4.4 - Prédiction de la distance minimale séparant les deux sujets à un instant donné grâce à une extrapolation linéaire de leur trajectoire s'appuyant sur leur position et leur vecteur vitesse.

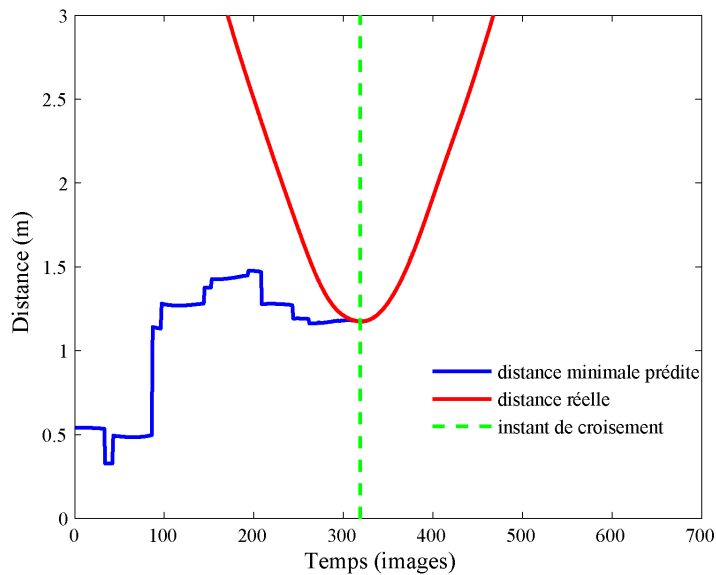


Fig. 4.5 - Évolution de la distance réelle séparant les sujets et de la distance minimale prédite. La courbe de la distance minimale prédite est confondue avec celle de la distance réelle séparant les sujets lorsque cette dernière atteint son minimum.

4.2.2.2 Identification de l'ordre de passage des sujets

Afin d'identifier l'ordre de passage des deux sujets lors du croisement, nous définissons le point de croisement comme étant l'intersection géométrique des deux trajectoires, indépendamment de l'instant où chaque sujet atteint ce point. Le premier sujet est alors défini comme celui qui atteint en premier ce point de croisement. La figure 4.6 illustre ainsi la trajectoire des deux sujets lors d'un croisement. Le sujet qui rejoint le point de croisement en premier est représenté en bleu et celui qui passe en second est représenté en rouge. Pour chaque sujet, nous calculons l'instant auquel il passe par le point de croisement.

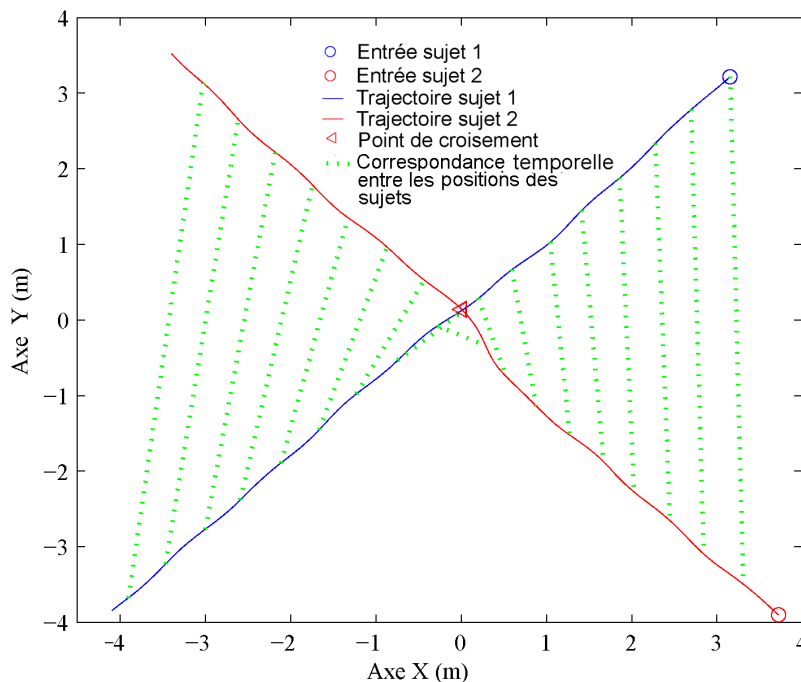


Fig. 4.6 - Point de croisement et ordre de passage des deux marcheurs qui se croisent.

L'identification du point de croisement, associé ainsi à un instant de passage pour chaque sujet, nous permet de distinguer quatre phases pour chaque essai, illustrées par la figure 4.7 :

1. la phase pré-interaction, allant de l'instant où les sujets apparaissent dans l'espace de capture jusqu'à l'instant où les sujets se voient (étant donnée la distance entre le point de départ et la zone de capture, les sujets sont censés avoir atteint leur vitesse de confort),
2. la première phase d'interaction allant de l'instant où les sujets se voient jusqu'à l'instant du passage au point de croisement du sujet 1,
3. la seconde phase d'interaction allant de l'instant du passage au point de croisement du sujet 1 jusqu'à l'instant du passage au point de croisement du sujet 2,
4. la phase post-interaction allant de l'instant du passage au point de croisement du sujet 2 à l'instant où le sujet sort de la zone de capture.

D'un point de vue temporel, on peut ainsi mettre en relation chaque variable cinématique mesurée lors d'un croisement entre deux marcheurs avec les instants correspondant à chacune de ces phases. La figure 4.8 illustre l'évolution de la courbure au cours de l'essai pour un des sujets en relation avec ces quatre phases.

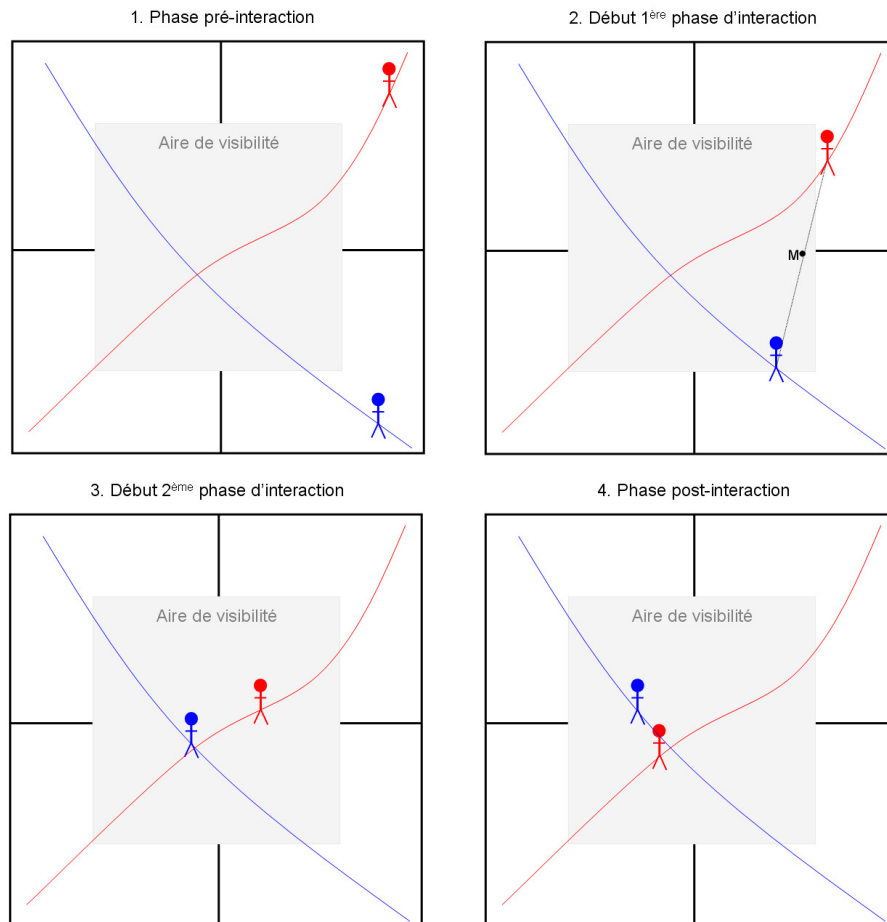


Fig. 4.7 - Identification des quatre phases lors d'un croisement entre deux marcheurs. 1) la phase de pré-interaction correspond à la phase où les sujets ne se voient pas, 2) la première phase d'interaction est initiée lorsque le milieu M du segment reliant les deux sujets franchit l'aire de visibilité, 3) la seconde phase d'interaction débute à l'instant de passage du premier sujet et 4) la phase post-interaction débute avec l'instant de passage du second sujet.

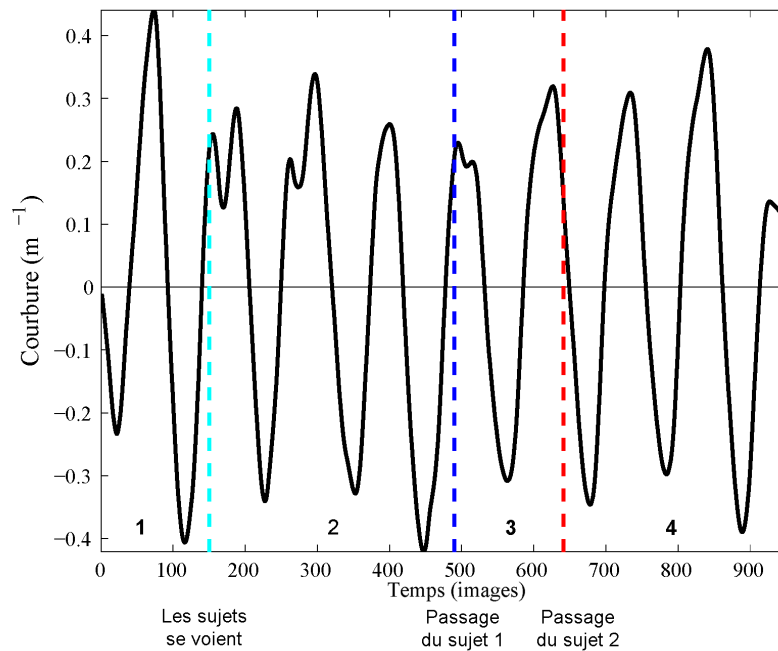


Fig. 4.8 - Illustration des quatre phases lors d'un croisement entre deux marcheurs avec pour exemple la donnée cinématique de courbure d'un sujet : 1) la phase pré-interaction, 2) la première phase d'interaction, 3) la seconde phase d'interaction et 4) la phase post-interaction.

Dans le cadre de cette étude, nous nous concentrerons sur les phases 2 et 3 qui correspondent aux phases d'interaction propre entre les piétons.

4.2.2.3 Quantification des effets de changement de direction et de vitesse

Afin de caractériser de façon globale le comportement locomoteur des deux marcheurs au cours des phases d'interaction, nous proposons de quantifier l'effet cumulé des adaptations en courbure et en vitesse réalisées par les deux marcheurs au cours de l'essai. L'effet des adaptations en courbure et en vitesse est exprimé en mètres. Cet effet est calculé pour chaque couple de pas successifs. Le principe général est de comparer l'effet en vitesse et en courbure d'un pas $n+1$ par rapport au pas précédent n . Les variables de vitesse et de courbure considérées pour les calculs suivants correspondent à la courbure moyenne et la vitesse moyenne par pas pour l'intervalle temporel correspondant aux phases d'interaction.

L'étape préliminaire consiste à effectuer une approximation de la trajectoire du milieu des hanches entre deux poses de pieds par un arc de cercle (figure 4.9). La longueur L_n de cet arc de cercle lors du pas n est égale au produit de la vitesse moyenne de marche V_n par la durée t_n lors de ce pas. Le rayon de courbure R_n est égal à l'inverse de la courbure moyenne C_n . On peut ainsi calculer ces paramètres pour chaque pas du sujet compris dans l'intervalle d'intérêt.

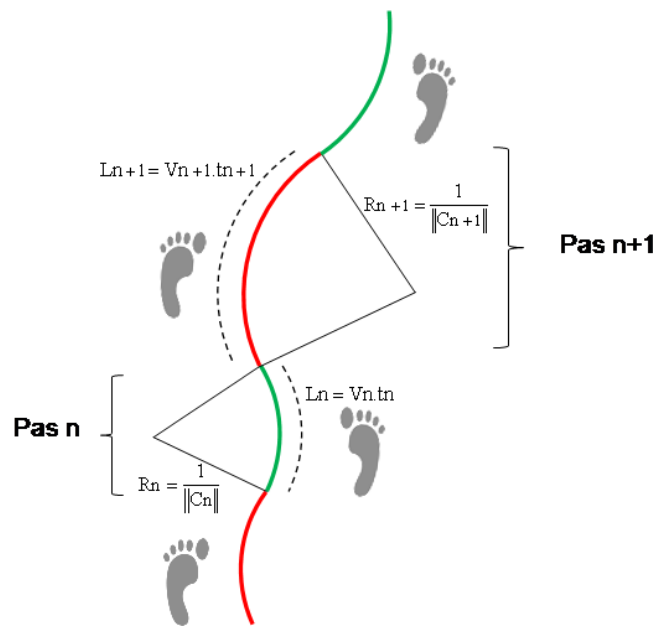


Fig. 4.9 - Approximation par un arc de cercle de la trajectoire du milieu des hanches pour chaque pas.

La première étape de la comparaison des effets entre deux pas consiste à définir le pas de référence et ses caractéristiques. La comparaison des effets s'effectue entre le pas n et le pas n+1. Nous émettons l'hypothèse que, lors d'une marche en ligne droite, les courbures de deux pas successifs sont complètement symétriques. Cela signifie que les courbures moyennes pour chacun des pas possèdent la même valeur absolue mais sont de signe opposé. Par ailleurs, les vitesses moyennes pour deux pas successifs doivent être identiques. Ainsi, pour évaluer l'effet d'un pas n+1 il faut le comparer avec le pas qui aurait dû suivre le pas n. Ce pas est appelé le pas de référence. Le pas de référence correspond ainsi au symétrique du pas n (4.10).

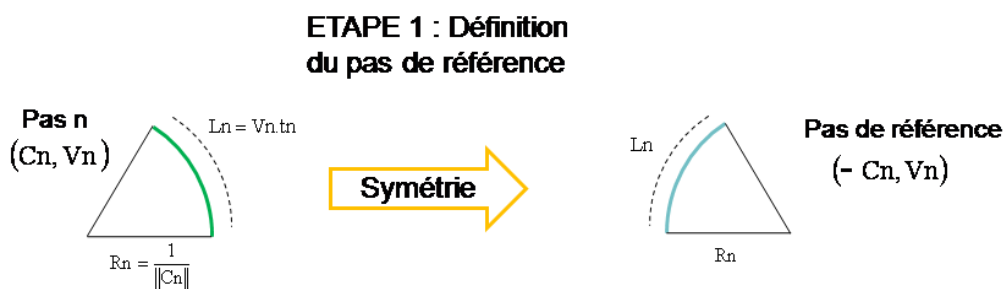


Fig. 4.10 - Définition du pas de référence : pour évaluer l'effet du pas n+1 par rapport au pas n, on définit un pas de référence qui correspond au symétrique du pas n. L'hypothèse est que lors d'une marche en ligne droite, les courbures moyennes sont symétriques, c'est-à-dire qu'elles possèdent la même valeur absolue mais sont de signe opposé. La vitesse moyenne de marche est identique entre les deux pas. On compare ainsi le pas n+1 avec le pas attendu, c'est-à-dire le pas de référence.

Nous pouvons ainsi calculer l'effet en courbure et en vitesse pour un couple de pas donné. De façon générale, l'effet correspond à la différence en mètres entre la position attendue du milieu des hanches si le sujet avait produit un pas de référence et la position réelle après le pas $n+1$ (figure 4.11). Nous procédons selon deux approches afin d'évaluer l'effet de la courbure et celui de la vitesse. Afin de calculer l'effet lié uniquement à une modification de la courbure de la trajectoire du sujet, nous admettons que la vitesse moyenne du pas $n+1$ est égale à la vitesse moyenne du pas de référence. Ainsi, l'effet mesuré est lié uniquement au fait que la courbure soit modifiée entre les deux pas. À l'inverse, le calcul de l'effet en vitesse assume que la courbure moyenne est constante entre les deux pas.

ETAPE 2 : Comparaison du pas de référence et du pas $n+1$

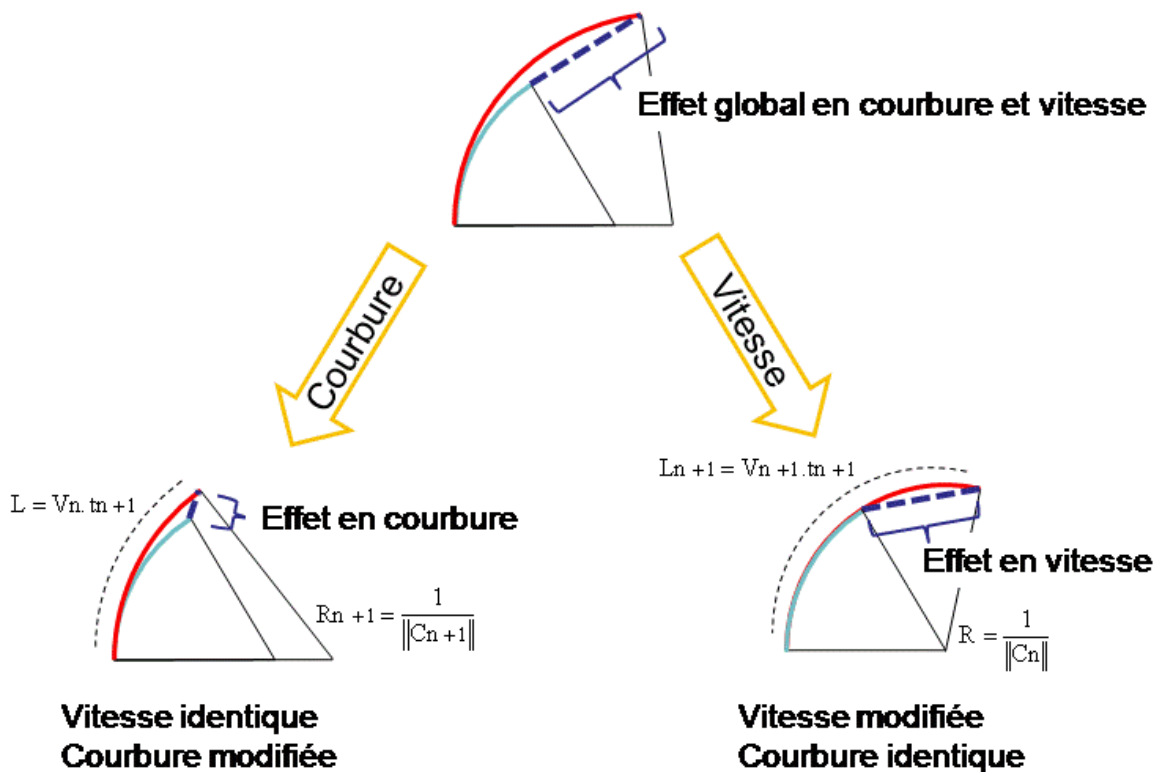


Fig. 4.11 - Quantification de l'effet en courbure et en vitesse entre deux pas. L'effet global correspond à la différence entre la position du milieu des hanches à la fin du pas de référence (en bleu) et sa position réelle à la fin du pas $n+1$ (en rouge). L'effet lié à la courbure est calculé en formulant l'hypothèse d'une vitesse moyenne de marche par pas constante. L'effet lié à la vitesse est calculé en formulant l'hypothèse d'une courbure moyenne de marche par pas constante.

Nous pouvons noter que la méthode proposée permet de calculer l'effet en courbure dans le cas où le signe de la courbure moyenne du pas $n+1$ est le même que celui du pas n (figure 4.12), c'est-à-dire quand la courbure C_{n+1} est de signe opposé à celle du pas de référence.

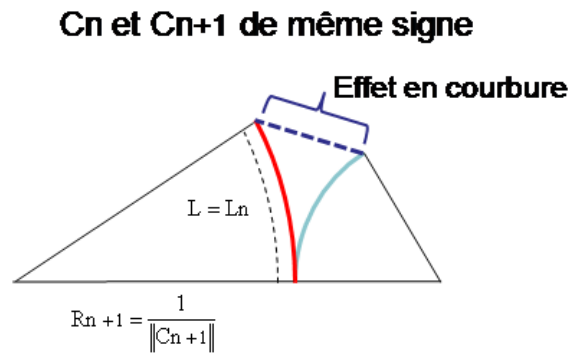


Fig. 4.12 - Quantification de l'effet en courbure lorsque la courbure moyenne du pas n+1 possède le même signe que le pas n.

L'ensemble des calculs effectués entre les pas n et n+1 est ensuite répété entre les pas n+1 et n+2 et ainsi de suite.

La troisième étape de la quantification consiste à attribuer un signe à la valeur des effets mesurés en courbure et en vitesse. Pour chaque couple de pas, l'effet exprimé en mètres est signé selon que la stratégie utilisée soit adaptée ou non à la situation de croisement. Le signe de l'effet sera positif si ce dernier permet d'augmenter la distance qui séparera les sujets au moment du croisement. Dans le cas où l'effet n'est pas adapté à la situation de croisement, son signe sera négatif.

Nous obtenons alors pour le pas n un effet signé pour la courbure (noté $E_{courbure}^n$) et un effet signé pour la vitesse (noté $E_{vitesse}^n$). L'effet total de chaque stratégie sur l'ensemble d'une des phases d'interaction dépend non seulement de chacun de ces effets à chaque pas mais aussi de l'enchaînement de ces effets locaux. A titre d'exemple, nous exposons sur la figure 4.13 quatre cas qui montrent l'intérêt de cumuler les effets au cours du temps pour une stratégie en orientation plutôt que de considérer uniquement la suite des effets locaux.

Ce calcul est effectué pour l'effet cumulé en courbure et l'effet cumulé en vitesse pour chacune des deux phases d'interaction en utilisant les équations suivantes :

$$E_{courbure}^{Total} = \sum_{n=1}^{nbPas} \left(\sum_{i=1}^n E_{courbure}^i \right) \quad (4.1)$$

$$E_{vitesse}^{Total} = \sum_{n=1}^{nbPas} \left(\sum_{i=1}^n E_{vitesse}^i \right) \quad (4.2)$$

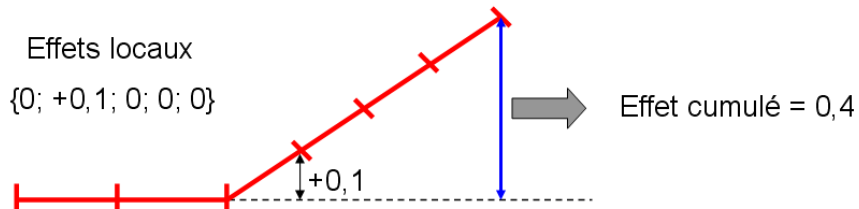
où $E_{courbure}^{Total}$ et $E_{vitesse}^{Total}$ désignent respectivement les effets cumulés en courbure et en vitesse et $nbPas$ représente le nombre de pas lors de la phase d'interaction étudiée.

Nous nous intéresserons au lien entre les effets cumulés en courbure et en vitesse avec deux valeurs particulières de la distance minimale prédite :

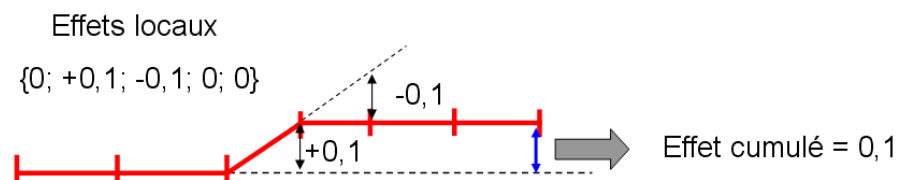
- la distance minimale prédite à l'instant où les sujets se voient, c'est-à-dire au début de la première phase d'interaction,
- le minimum de la distance minimale prédite, qui représente le moment où le besoin d'interaction est *a priori* le plus fort.

Pour chacune de ces distances, nous pouvons calculer le pourcentage de stratégies adaptées. Pour chaque valeur atteinte par la distance considérée, ce pourcentage est calculé sur les 20

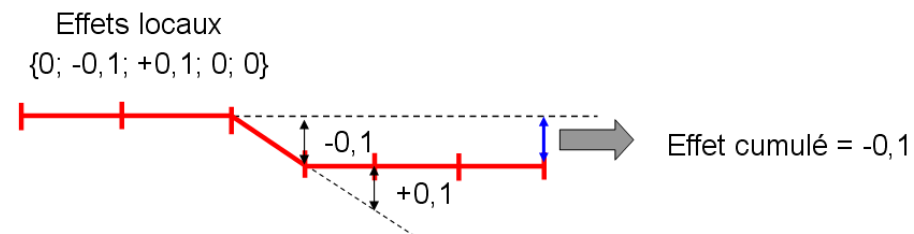
a) Effet cumulé d'un seul effet local non nul



b) Effet cumulé de deux effets locaux opposés



c) Influence de l'ordre des effets locaux opposés



d) Influence du délai entre deux effets locaux opposés

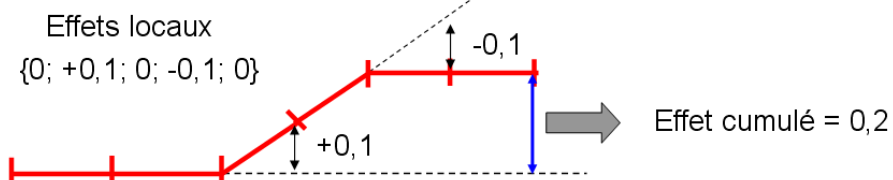


Fig. 4.13 - Effet cumulé d'une stratégie en orientation au cours du temps pour des trajectoires composées de 6 pas, soit 5 effets locaux en courbure entre deux pas successifs. Dans ces exemples, on considère que la déviation est adaptée pour ce sujet s'il dévie vers le haut.

essais dont la valeur de distance est la plus proche (c'est-à-dire les 10 immédiatement inférieurs et les 10 immédiatement supérieurs). Pour ces 20 essais, on calcule le pourcentage d'effets cumulés strictement positifs en courbure et en vitesse. Les effets nuls sont considérés comme non adaptés. S'il n'y a pas de stratégie préférentielle, ce pourcentage sera proche de 50%. Cela correspond à un choix au hasard entre les deux possibilités offertes (déviation à gauche ou à droite, accélération ou décélération). Une stratégie sera jugée préférentielle et adaptée si le pourcentage est supérieur à 69,4% et inversement, sera jugée préférentielle quoique non adaptée si le pourcentage est inférieur à 30,6%. En effet, lorsqu'on réalise 20 tirages aléatoires entre deux possibilités supposées équiprobables (jeu du "pile ou face"), dans 95% des cas, le pourcentage d'apparition de l'une de ces deux possibilités est compris entre ces deux seuils. La probabilité d'obtenir par le hasard plus de 69,4% de l'une des possibilités (c'est-à-dire moins de 30,6% pour l'autre) est donc inférieure à 5%.

4.2.2.4 Détection d'un changement de direction ou de vitesse par rapport à la ligne droite

Afin d'appliquer la méthodologie développée dans le chapitre 2 et détaillée dans la section 2.2.3, nous utilisons pour chaque essai ces données de courbure et de vitesse moyennes associées à chaque pas des sujets (figures 4.14 et 4.15) précédemment calculées pour quantifier les effets cumulés en courbure et en vitesse. L'ensemble \mathcal{E} des couples $[V_{moy}, C_{moy}]$ caractéristiques de la ligne droite utilisé pour identifier un changement d'orientation de la part des sujets est celui défini dans la première étude de la thèse.

Il faut souligner que la méthodologie décrite ci-dessus permet uniquement de détecter un changement d'orientation. Dans le cas du croisement entre deux marcheurs, il faut tenir compte d'une adaptation possible de la vitesse de marche. Nous proposons d'utiliser les résultats issus de la première étude concernant le coefficient de variabilité intra-individuelle de la vitesse moyenne par pas lors de la marche en ligne droite. Ce coefficient est très faible dans la mesure où il était inférieur à 3% lors d'une vitesse de marche de confort. Ainsi, pour chaque sujet, nous calculons la moyenne de la vitesse par pas lors de la phase de pré-interaction. Pendant cette phase les sujets ne se voient pas et n'ont donc pas de raison de modifier leur vitesse de marche. Ensuite, nous définissons un intervalle autour de cette moyenne de la vitesse moyenne par pas correspondant à une variabilité intra-individuelle de 3% (figure 4.15). La stratégie d'adaptation de la vitesse de marche est alors identifiée lorsque la vitesse moyenne pour un pas sort de cet intervalle. On conclura à une décélération si cette valeur se situe en dessous de l'intervalle et à une accélération si cette valeur se situe au-dessus.

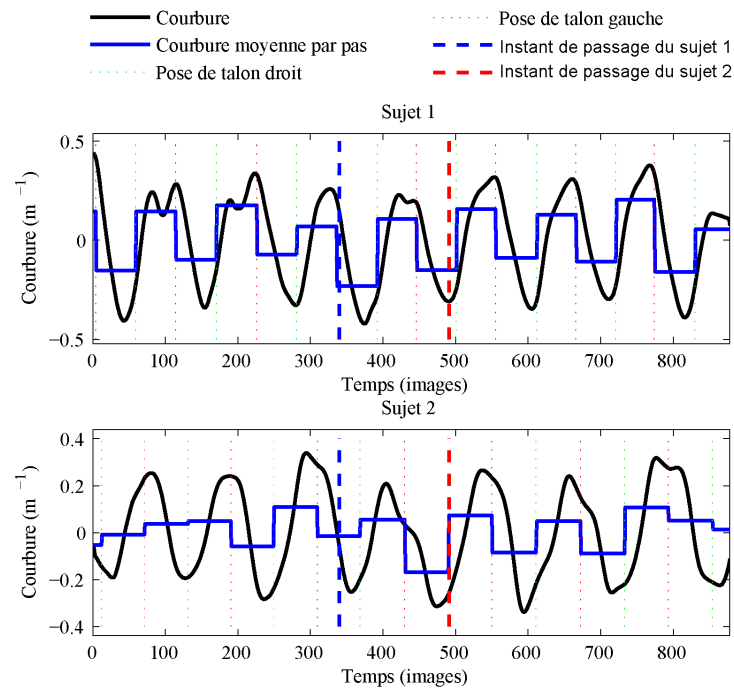


Fig. 4.14 - Courbure et courbure moyenne par pas des deux marcheurs.

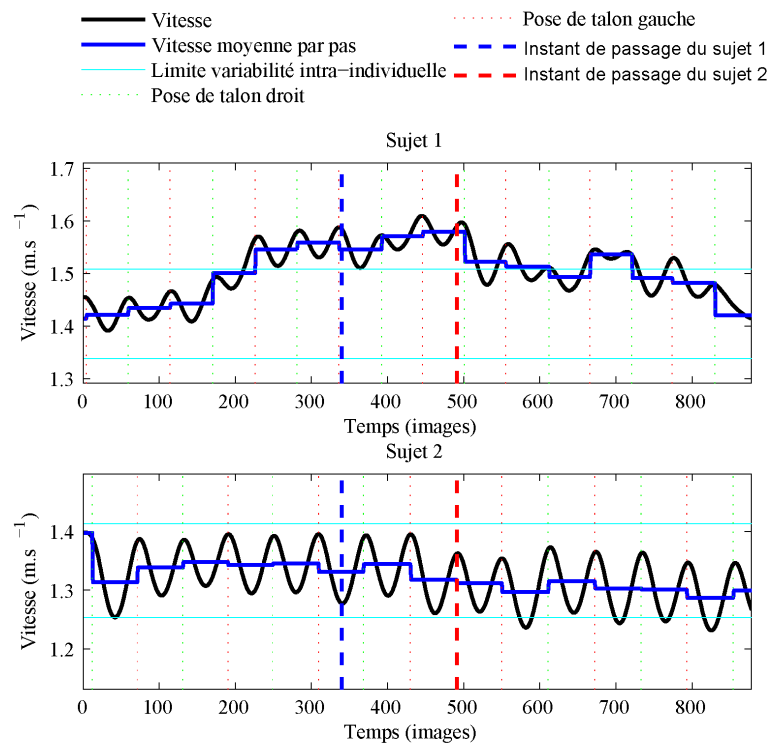


Fig. 4.15 - Vitesse et vitesse moyenne par pas des deux marcheurs. La stratégie d'adaptation de la vitesse de marche est détectée si une valeur de la vitesse moyenne par pas sort de l'intervalle caractérisant une variabilité intra-individuelle fixée à 3%.

4.3 Résultats

Pour cette première approche du croisement entre deux piétons, nous nous sommes focalisés sur 100 croisements pris de façon aléatoire dans l'ensemble des groupes.

4.3.1 Distance réelle et distance prédite

Attachons nous dans un premier temps aux caractéristiques globales des croisements observés. La distance minimale séparant les sujets au cours des différents essais est égale à $0,98\text{m} \pm 0,36$ sur une gamme de valeurs allant de $0,48\text{m}$ à $2,46\text{m}$. Ce large intervalle témoigne de croisements très différents où les sujets peuvent passer très près ou assez éloignés l'un de l'autre. Un résultat intéressant concerne la relation existant entre la distance réelle et le minimum de la distance minimale prédite ainsi qu'entre la distance réelle et la distance minimale prédite à l'instant où les sujets se voient. On observe une relation linéaire entre ces variables (figure 4.16a et b) avec un coefficient de détermination supérieur à $0,70$ ($p < 0,001$). L'ordonnée à l'origine de la régression linéaire est proche de $0,5\text{m}$ pour les deux relations. Cette valeur peut représenter un seuil minimum de tolérance en distance pour le croisement entre deux piétons.

On peut par ailleurs noter que les sujets ne semblent pas modifier plus que nécessaire leur trajectoire. En effet, pour des distances de croisement assez élevées (au-delà de 1m), le minimum de distance minimale prédite est quasi égal à la distance minimale réelle.

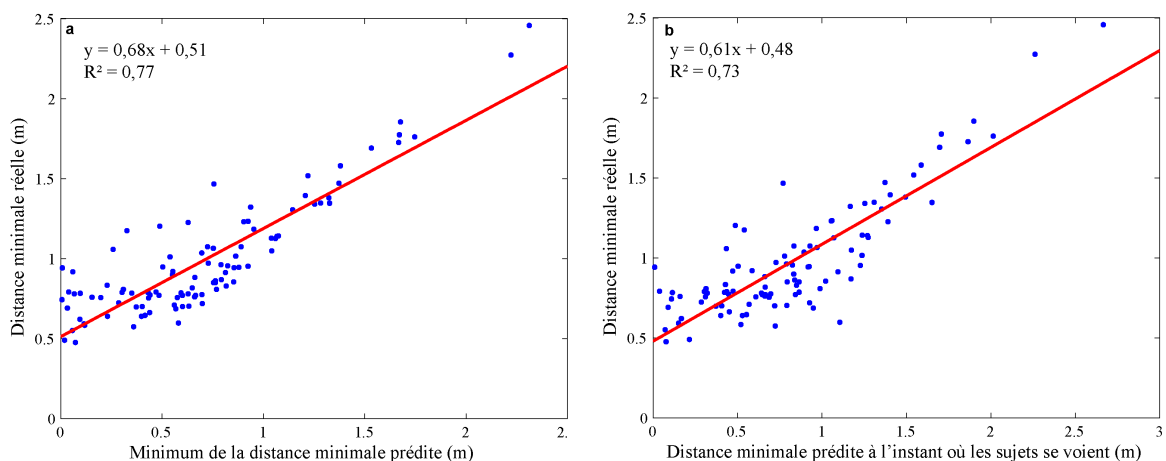


Fig. 4.16 - Relations entre la distance réelle minimale séparant les sujets et la distance minimale prédite a) pour l'instant où elle atteint un minimum et b) pour l'instant où les sujets se voient.

4.3.2 Quantification des effets de changement de direction et de vitesse

La quantification globale des effets en courbure et en vitesse nous permet dans un premier temps d'avoir une vue générale des stratégies utilisées par les sujets lors du croisement. Il est alors possible de déterminer si la stratégie utilisée par les sujets est adaptée ou non à la situation de croisement (figure 4.17). Notons que pour la seconde partie d'interaction, 32% des essais pour le sujet 1 et 35% des essais pour le sujet 2 présentent un effet considéré comme nul dans la mesure où cet effet n'a pas pu être calculé. Ceci est lié au fait que la seconde phase d'interaction était parfois trop courte pour autoriser l'analyse de deux pas successifs. On peut noter que si on observe un effet positif en courbure lors de la première phase d'interaction, on observe en général une inversion lors de la seconde phase. Ceci semble indiquer un retour à la trajectoire initiale précoce après la déviation ayant permis l'évitement. Les effets non adaptés en vitesse ont tendance à être également plus importants lors de la seconde phase d'interaction.

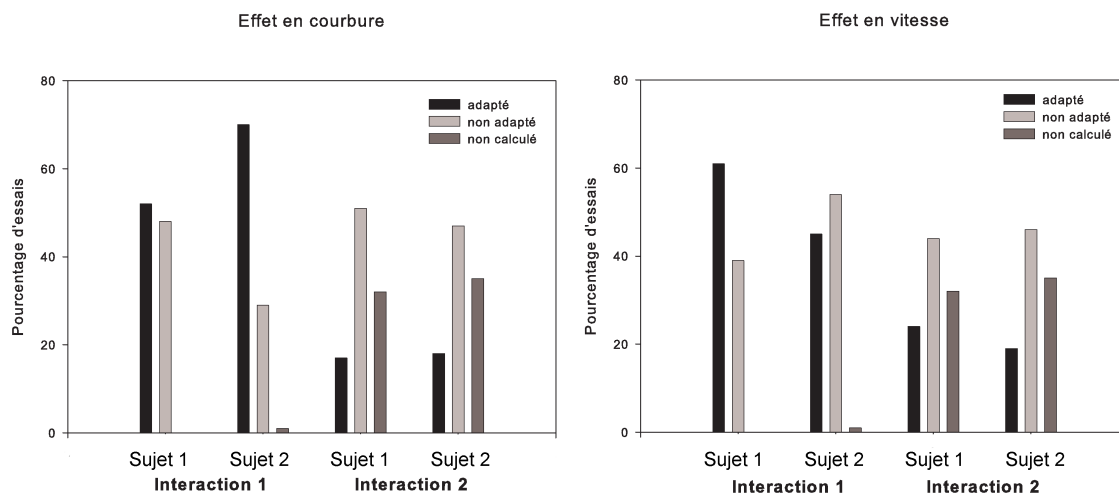


Fig. 4.17 - Pourcentage de stratégies adaptées en courbure et en vitesse sur l'ensemble des essais pour chacun des sujets dans les deux zones d'interaction.

La figure 4.18 concerne le pourcentage de stratégies adaptées en fonction de la distance minimale prédite à l'instant où les sujets se voient. On remarque que lorsque cette distance est inférieure à 0,44m, le premier sujet privilégie une stratégie adaptée en courbure durant la première phase d'interaction. Ce comportement est largement plus important pour le second sujet, et ceci jusqu'à une distance de 0,92m. Pour des distances supérieures à chacun de ces seuils, le pourcentage de stratégie en courbure des sujets se situe autour de 50%, signifiant qu'il n'y a pas de stratégie préférentiellement utilisée en courbure. En ce qui concerne la vitesse lors de la première phase d'interaction, c'est le premier sujet qui privilégie une stratégie adaptée, en accélérant, et ce pour une distance minimale prédite au début de la première phase d'interaction allant jusqu'à 0,46m. De façon générale, la seconde phase d'interaction est caractérisée pour les deux effets et les deux sujets par une stratégie dite non adaptée. Cela semble indiquer un retour à la trajectoire initiale après l'effet total en courbure ou en vitesse subi lors de la première phase d'interaction. Plus la distance est faible, plus le nombre de stratégies adaptées est faible. L'ensemble des seuils de distance en deçà desquels on observe une stratégie préférentielle est

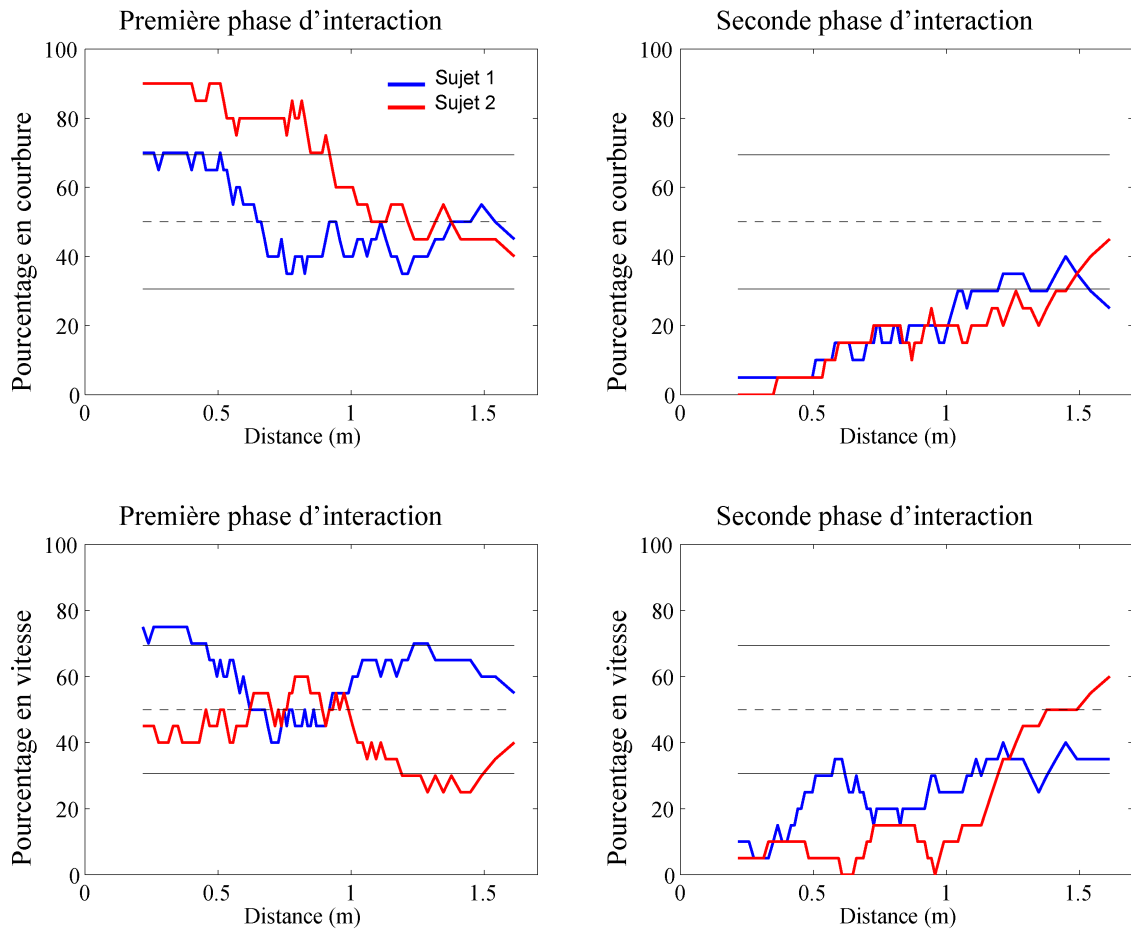


Fig. 4.18 - Pourcentage de stratégie adaptée en courbure et en vitesse pour les sujets en fonction de la distance minimale prédite au premier instant où les sujets se voient pour les deux phases d'interaction. L'intervalle en pointillés correspond au seuil en deçà et au-delà duquel un sujet utilise une stratégie préférentielle.

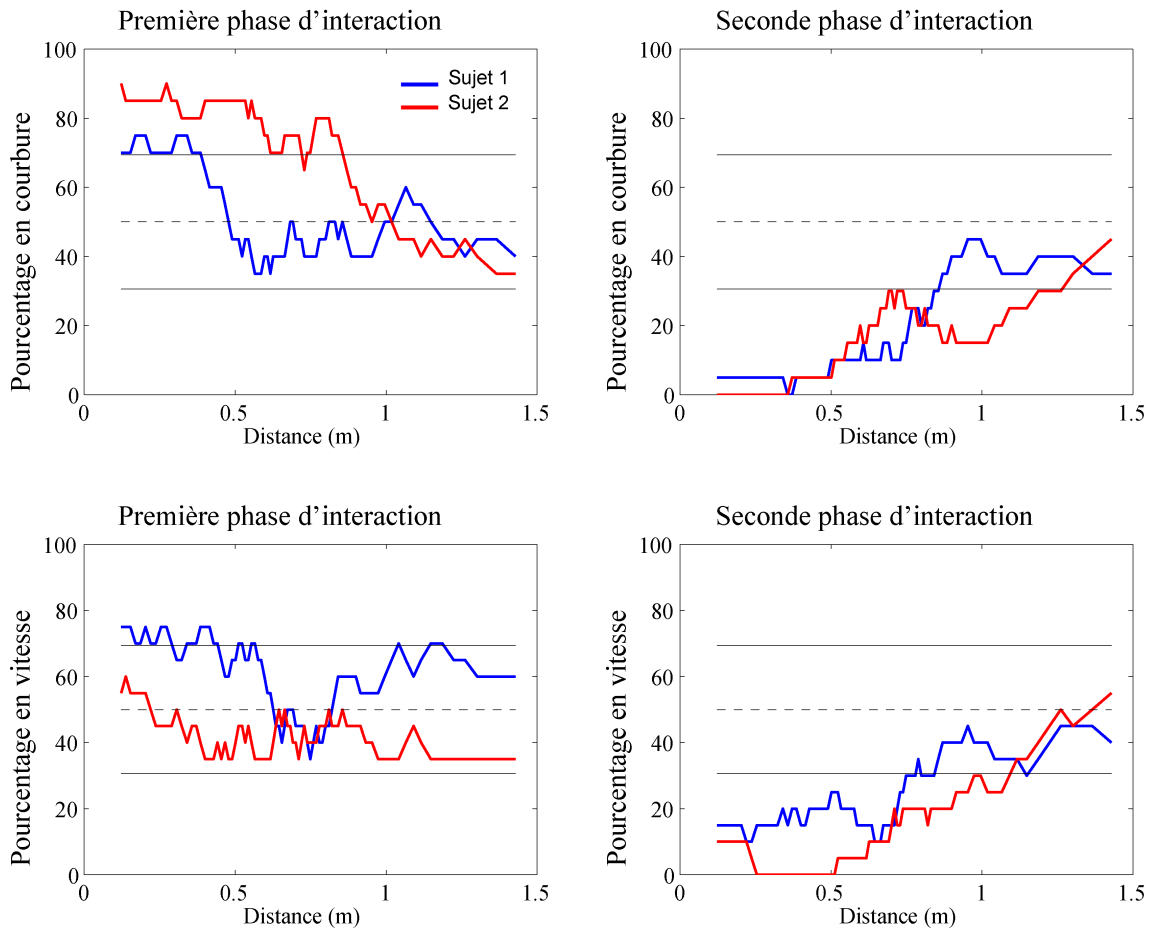


Fig. 4.19 - Pourcentage de stratégie adaptée en courbure et en vitesse pour les sujets en fonction du minimum de la distance minimale prédite pour les deux phases d'interaction. L'intervalle en pointillés correspond au seuil en deçà et au-delà duquel un sujet utilise une stratégie préférentielle.

Seuil	Sujet 1	Sujet 2
Stratégie Courbure Interaction 1 (m)	0,44	0,92
Stratégie Vitesse Interaction 1 (m)	0,46	-
Stratégie Courbure Interaction 2 (m)	1,19	1,45
Stratégie Vitesse Interaction 2 (m)	1,13	1,19

Tab. 4.1 - Seuil de distance minimale prédite à l'instant où les sujets se voient en dessous duquel on observe une stratégie préférentielle en déviation et en vitesse en fonction des sujets et de la phase d'interaction.

présenté dans le tableau 4.1.

On observe le même type de résultats en ce qui concerne le minimum de la distance minimale prédite (figure 4.19 et tableau 4.2).

Seuil	Sujet 1	Sujet 2
Stratégie Courbure Interaction 1 (m)	0,39	0,86
Stratégie Vitesse Interaction 1 (m)	0,45	-
Stratégie Courbure Interaction 2 (m)	0,86	1,26
Stratégie Vitesse Interaction 2 (m)	0,84	1,09

Tab. 4.2 - Seuil du minimum de distance minimale prédite en dessous duquel on observe une stratégie préférentielle en déviation et en vitesse en fonction des sujets et de la phase d'interaction.

Ces résultats sont confortés par une analyse statistique de comparaison quantitative entre les effets cumulés en courbure et en vitesse. Le test de comparaison utilisé est le test de Mann-Whitney apparié avec un seuil de significativité à $p=0,05$. Les moyennes des effets cumulés positifs et négatifs en courbure et en vitesse pour les deux sujets selon la phase d'interaction sont exposées dans le tableau 4.3. On remarque ainsi que le sujet 2 utilise de façon plus importante que le sujet 1 une stratégie en courbure durant la première phase d'interaction ($W=1370$, $p<0,02$). L'effet en vitesse lors de la première phase d'interaction ne présente pas de différence significative selon le sujet considéré ($p=0,08$). Les effets en courbure et en vitesse mis en place lors de la seconde phase d'interaction ne sont pas influencés par l'ordre de passage des sujets (respectivement $p=0,59$ et $p=0,21$).

De plus, si on compare les effets cumulés en vitesse à ceux en courbure pour chaque sujet, il apparaît, pour le sujet 2, un effet en courbure significativement plus important que celui en vitesse lors de la première phase d'interaction ($W=-1992$, $p<0,001$). À l'inverse, il n'y a pas de différence significative entre ces deux effets lors de la même phase pour le sujet 1 ($p=0,13$). Lors de la seconde phase d'interaction, l'effet en courbure est significativement supérieur (en valeur absolue) à celui en vitesse pour le sujet 1 ($W=1166$, $p<0,001$) mais ne l'est pas pour le sujet 2 ($p=0,09$).

	Sujet 1	Sujet 2
Effet Courbure Interaction 1 (m)	0,02±0,19	0,07±0,19
Effet Vitesse Interaction 1 (m)	0,07±0,25	0,01±0,15
Effet Courbure Interaction 2 (m)	-0,05±0,11	-0,04±0,11
Effet Vitesse Interaction 2 (m)	-0,01±0,08	-0,02±0,06

Tab. 4.3 - Moyenne des effets cumulés des adaptations en courbure et en vitesse pour chacun des sujets dans les deux zones d'interaction.

4.3.3 Identification d'un changement de direction et d'un changement de vitesse

Nous venons de caractériser le comportement global en courbure et en vitesse des sujets lors d'un croisement. En nous appuyant sur la méthodologie développée dans la première étude, il est possible d'identifier les trajectoires de marche qui diffèrent du comportement moyen de marche en ligne droite et le pas à partir duquel elles diffèrent. Un exemple d'identification des stratégies mises en place par les sujets lors d'un croisement est illustré sur la figure 4.20. On peut suivre ainsi l'évolution de la courbure (figure 4.20a) et de la vitesse (figure 4.20b) en lien avec les phases d'interaction et les instants où une stratégie est initiée. La méthodologie décrite dans la première étude pour la détection des pas qui entraînent une orientation différente de la ligne droite est représentée sur la figure 4.20c. Pour rappel, cette détection repose sur la sortie d'un couple $[V_{moy}, C_{moy\text{Signe}}]$ associé à un pas de l'intervalle de confiance à 95% caractéristique de la ligne droite. Pour cet essai, on conclura alors à la mise en place d'une stratégie complexe en orientation pour le sujet 1 combinée à une accélération et une stratégie de type step turn combinée à une décélération pour le sujet 2 lors de la première phase d'interaction. Pour la seconde phase d'interaction, on conclura à une stratégie complexe en orientation pour le sujet 1 et une stratégie complexe en orientation pour le sujet 2 combinée à une accélération.

Pour l'ensemble des essais où la méthode identifie des stratégies différentes de la ligne droite, il est intéressant d'analyser les instant auxquels ces stratégies surviennent. Ces instants peuvent être exprimés pour chaque sujet en nombre de pas avant la fin de la phase d'interaction considérée. Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 4.4.

Détection	Sujet 1	Sujet 2
Stratégie Courbure Interaction 1 (pas)	-2,08±1,60	-1,89±1,50
Stratégie Vitesse Interaction 1 (pas)	-1,44±1,05	-1,18±1,00
Stratégie Courbure Interaction 2 (pas)	-1,16±0,99	-1,10±0,77
Stratégie Vitesse Interaction 2 (pas)	-1,45±0,91	-0,98±0,94

Tab. 4.4 - Différence entre le pas pour lequel une stratégie de modification de la direction ou de la vitesse de marche est détectée et le pas pour lequel le premier sujet atteint son point de passage.

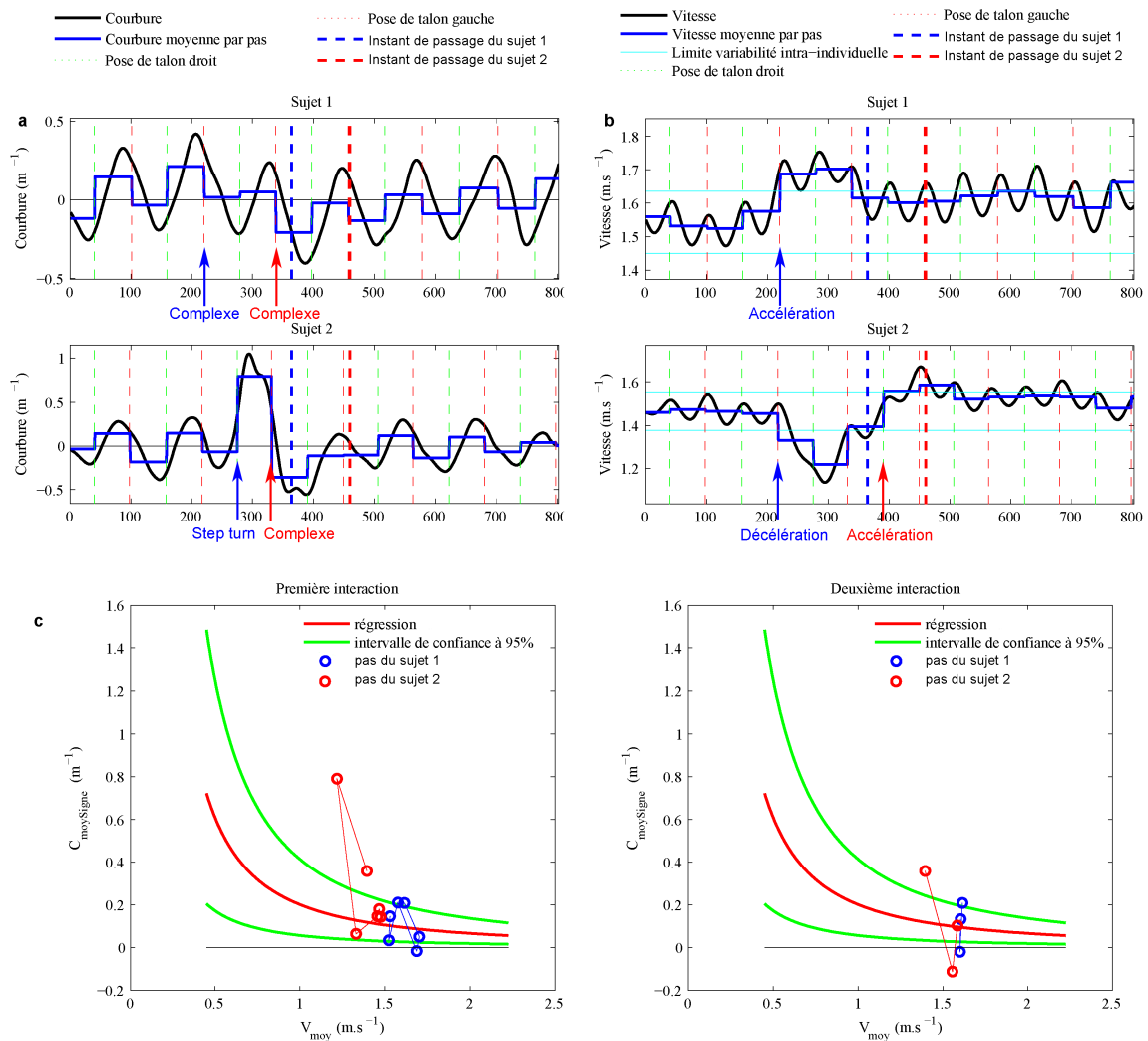


Fig. 4.20 - Identification des stratégies en courbure et en vitesse : pour chaque marcheur, la méthode de détection permet de déterminer si une stratégie différente de la ligne droite est utilisée, en terme de modification de la courbure (a,c) ou de la vitesse (b) mais également de déterminer à quel instant elle intervient (a,b).

On remarque que les stratégies détectées lors de la première et de la seconde phase d'interaction sont initiées entre un et deux pas avant le passage du premier sujet et le passage du second sujet. Le test de Mann-Whitney ne révèle aucune différence significative concernant l'instant d'initiation de la stratégie selon le sujet, le type de stratégie détectée ou la phase d'interaction considérée.

4.4 Discussion

L'analyse de l'évitement de collision entre deux piétons développée dans cette dernière étude s'inscrit dans l'objectif plus général lié à la compréhension de la production d'une trajectoire locomotrice. Cette analyse se place dans le cas complexe d'interaction entre deux sujets. Les stratégies d'évitement de collision ont été envisagées sous la forme d'une modification de l'orientation des sujets et/ou de leur vitesse.

La tâche de croisement a été caractérisée sous forme d'une distance minimale séparant les sujets durant l'essai. L'instant où la distance entre les sujets était minimale a été appelé instant de croisement. Nous avons pu définir pour chaque sujet un instant de passage au point de croisement. Les instants de passage nous ont permis de définir l'ordre de passage des sujets. Le paradigme d'étude lié au protocole expérimental segmente alors le croisement en quatre phases définies comme la phase pré-interaction pendant laquelle les sujets ne se voient pas et ne peuvent donc pas anticiper, la première phase d'interaction délimitée par l'instant où les sujets se voient et l'instant de passage du premier sujet au point de croisement, la seconde phase d'interaction qui s'étend jusqu'au point de passage du second sujet au point de croisement et la phase post-interaction. Les stratégies d'évitement de collision ont été définies comme adaptées lorsque le comportement des sujets visait à augmenter la distance qui les séparait à l'instant de croisement. Cette définition dépend de l'ordre de passage des sujets. Les stratégies adaptées du premier sujet étaient ainsi de modifier l'orientation de sa trajectoire afin de passer devant le deuxième sujet et/ou d'accélérer. Les stratégies adaptées pour le second sujet étaient de modifier l'orientation de sa trajectoire afin de passer derrière le premier sujet et/ou de décélérer.

Nous avons proposé deux méthodologies d'analyse. La première est basée sur la quantification globale des modifications en courbure et en vitesse à chaque pas pour les deux sujets. La seconde vise à identifier les stratégies en courbure et en vitesse en comparaison avec le comportement moyen défini en ligne droite grâce à la première étude de la thèse (cf. chapitre 2).

Nous avons pu mettre en évidence que la distance minimale réelle séparant les sujets se situe toujours au delà de 0,50m. La distance séparant les sujets dans le cadre d'une interaction est appelée proxémie [Hall1966]. Cette valeur minimale de proxémie est associée dans cette étude à une distance minimale prédite presque nulle lorsque les sujets se voient. Nous pouvons associer cette valeur de distance minimale réelle à la préservation d'un espace personnel décrit précédemment dans les tâches d'évitement de collision. Cet espace a été défini comme une zone de protection maintenue autour du piéton qui autorise un délai suffisant pour percevoir un imprévu, un obstacle et donc un risque, et de planifier et exécuter les adaptations locomotrices nécessaires [Templer1992]. Lors d'un croisement entre un sujet et un mannequin mobile sur un chemin de collision à 45°, il a été montré que cette distance, mesurée entre l'épaule du mannequin et le bras du sujet était égale à environ un tiers de la longueur du pas [Gérin-Lajoie2005]. Ceci correspond à une distance d'environ 0,25m. Dans une autre expérimentation où le mannequin arrivait face au sujet, il a été montré que la distance minimale entre le centre de masse du sujet et celui du mannequin était de 0,45m [Cinelli2007]. Ce résultat est très proche de celui mis en évidence dans notre étude qui considère la distance entre le milieu des hanches de chaque sujet.

On peut noter que pour une distance minimale prédite faible à l'instant où les sujets se voient, on observe des valeurs de distance minimale réelle comprises entre 0,50m et 1m. Il serait intéressant de combiner les données de distance minimale avec le genre des sujets et le fait que les sujets se connaissent ou non lors de l'expérimentation. En effet, on peut émettre l'hypothèse que la distance de sécurité laissée entre les sujets peut être différente entre un croisement où deux hommes se connaissent en comparaison avec un croisement mixte entre deux personnes qui ne se connaissent pas. Cette hypothèse peut être appuyée par une étude récente menée sur

l'univers virtuel "Second Life" [Yee2007]. Dans cet univers assimilable à un grand jeu de rôles, toute personne peut créer via internet un avatar qui interagit en temps réel avec d'autres avatars présents. Les auteurs de cette étude se sont intéressés aux comportements sociaux et notamment à la distance inter-personnelle entre les avatars dans cet espace virtuel. Cette distance inter-personnelle présenterait alors des caractéristiques différentes selon le genre des sujets : cette distance serait plus importante lorsqu'on considère l'interaction entre deux hommes en comparaison avec l'interaction entre deux femmes.

Les résultats de la quantification des adaptations en courbure et en vitesse au long de l'essai pour chaque sujet suggèrent que la phase réelle d'interaction entre les sujets correspond à la première phase d'interaction définie dans cette étude dans la mesure où on relève des stratégies adaptées uniquement lors de cette phase. Cette phase correspondrait à l'intervalle temporel entre l'instant où les sujets se voient et l'instant où le premier sujet atteint le point de croisement. Les phases suivantes peuvent alors correspondre à un retour à la trajectoire initiale afin de respecter le but de départ, c'est-à-dire regagner le coin opposé de la diagonale de chaque sujet. Ce retour est initié avant même que le second sujet n'ait atteint son point de croisement. Nous pouvons donc considérer que l'interaction visant effectivement à éviter la collision se produit uniquement lors de la première phase d'interaction.

Nous avons pu mettre en évidence une influence de l'ordre de passage réel ou prédit des sujets sur la stratégie utilisée. Lors de l'interaction, le second sujet favorise très fortement une stratégie en déviation alors que le premier favorise plutôt une combinaison des stratégies en vitesse et en déviation. Dès que la distance minimale prédite est supérieure à 0,45m, le premier sujet ne semble plus avoir de stratégie privilégiée pour éviter la collision. Nous avons vu précédemment que la distance de 0,45m correspond à une distance de sécurité. On peut donc penser que le premier sujet initie une stratégie d'évitement uniquement si le risque de collision est fort. À l'inverse jusqu'à une distance minimale prédite de 0,90m, le deuxième sujet possède une stratégie d'évitement en orientation. Il semble donc qu'entre ces deux distances les sujets définissent implicitement un statut de leader pour le premier sujet et de subordonné pour le second. Ainsi, le premier sujet ne s'occupe que de sa tâche principale de navigation vers le point d'arrivée sans plus se soucier de la tâche secondaire d'évitement laissant le second sujet remplir seul cette tâche secondaire commune. On peut également rapprocher cette dissymétrie entre les comportements des deux sujets à une éventuelle dissymétrie de l'espace personnel sur l'axe antéro-postérieur (figurer 4.21). On peut en effet penser que cet espace personnel est plus étendu à l'avant du sujet qu'à l'arrière. Or, dans notre protocole, le second sujet passe bien en arrière du premier. Par ailleurs, au moment où le sujet 1 passe par le point de croisement, ce qui représente la fin de l'interaction, le sujet 2 est placé de façon latérale alors que le sujet 1 est dans la direction antérieure du sujet 2. Or l'espace personnel est une ellipse plus allongée dans la direction antéro-postérieure que dans la direction latérale [Gérin-Lajoie2005]. Ainsi, une distance de sécurité de 0,45m peut être jugée suffisante pour le premier sujet derrière lui alors que pour le second, une distance de 0,90m semble nécessaire devant lui.

La quantification des adaptations en courbure et en vitesse au long de l'essai pour chaque sujet nous informe sur le résultat global de chaque stratégie mais ne permet pas d'identifier un instant d'initiation de ces stratégies. La phase d'identification des stratégies en orientation et en vitesse nous a permis de détecter les instants d'initiation des stratégies, rapportés au pas. Pour la phase réelle d'interaction, les stratégies en orientation et en vitesse surviennent entre un et deux pas avant le passage du premier sujet au point de croisement. Il a été relevé que face à un obstacle mobile "passif" dont la trajectoire était inconnue *a priori* et sur un chemin de collision à 45°, le sujet déviait sa trajectoire locomotrice de façon prononcée 1,50m avant le croisement de l'obstacle [Gérin-Lajoie2005], c'est-à-dire lors des deux pas précédant le

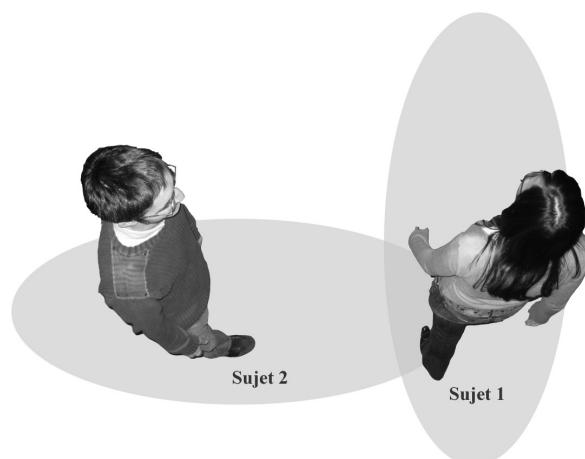


Fig. 4.21 - Dissymétrie de l'espace personnel sur l'axe antéro-postérieur lors d'un croisement entre deux marcheurs.

croisement. Ce résultat est en accord avec les résultats issus de la méthodologie d'identification des stratégies en orientation et pourrait être associé à une phase tardive de planification liée à une estimation finale de l'action de l'autre sujet et de sa position d'arrivée [Gérin-Lajoie2005]. L'adaptation de la démarche du marcheur viserait à gagner du temps pour évaluer la situation [Gérin-Lajoie2005].

En ce qui concerne la méthodologie utilisée, on peut noter que les essais étudiés n'étaient pas toujours associés à un risque réel de collision. En effet, on peut remarquer dans certains cas une distance minimale prédite supérieure à un mètre, laissant penser que l'intégrité des sujets n'était pas remise en cause. Ceci implique que les sujets n'avaient pas besoin de mettre en place des stratégies d'évitement adaptées. Pour preuve, on remarque que le second sujet produit une stratégie adaptée en courbure jusqu'à une distance minimale prédite de 0,86m. Afin de favoriser les interactions entre les sujets, la procédure de départ pourrait être ajustée en tenant compte de la vitesse de confort de chacun des sujets. Cette vitesse pourrait être mesurée en temps réel par le système vicon lors de la première phase de l'essai, c'est-à-dire lorsque les sujets ne se voient pas. Le système de contrôle des départs pourrait ainsi adapter au cours de la procédure expérimentale les délais entre les départs des sujets. Cela possède l'avantage de tenir compte de la situation de croisement en comparaison avec la mesure possible de cette vitesse lors d'un essai à vide.

Par ailleurs, l'analyse a été effectuée sur 100 essais sélectionnés de façon aléatoire parmi les 500 essais capturés. La raison repose sur une contrainte temporelle liée au traitement des données brutes issues du système de capture du mouvement. Le traitement de ces données supplémentaires permettra de renforcer les conclusions de l'étude.

Conclusion et perspectives

Les origines de ce travail de thèse reposent sur la compréhension de la façon dont l'être humain se déplace dans un environnement présentant des contraintes géométriques. L'objectif principal était de fournir des nouvelles connaissances sur la marche en courbe dans un virage simple et l'évitement d'une collision entre deux piétons. L'apport conceptuel principal est de proposer une analyse de la locomotion par des paramètres cinématiques très simples que sont la courbure et la vitesse.

La première étude a permis de définir un cadre méthodologique pour l'analyse d'un changement de direction. L'étape préliminaire essentielle a été de mettre en évidence un comportement caractéristique entre la courbure moyenne et la vitesse moyenne à chaque pas en ligne droite. Cette méthode est alors capable d'identifier les pas de chaque sujet qui diffèrent de ce comportement caractéristique en ligne droite mais également les instants, en relation avec les pas des sujets, auxquels une stratégie de modification de l'orientation de la trajectoire est initiée. Il est alors possible de définir pour une trajectoire donnée les instants associés aux pas qui appartiennent à la ligne droite et ceux qui appartiennent à un virage. En outre il est possible de déterminer la stratégie de changement de direction utilisée par les sujets en terme de spin turn ou de step turn, voire une combinaison des deux.

La seconde étude a exploré l'existence ou non d'un lien de type loi de puissance entre la courbure et la vitesse lors d'un virage. Bien qu'une telle relation de puissance ait été démontrée entre l'évolution continue de la géométrie de la trajectoire et celle de la vitesse de marche dans l'espace logarithmique lors de la répétition d'une trajectoire prédéfinie au sol [Vieilledent2001, Hicheur2005c], une telle loi n'existe plus lorsqu'on considère un seul virage peu contraint. En revanche, nous avons pu mettre en évidence une relation de puissance inter-individuelle entre la courbure maximale de la trajectoire et la vitesse associée à cet instant dans l'espace logarithmique. Cette loi de puissance inter-individuelle est influencée par l'angulation du virage. Les résultats de cette étude suggèrent que la trajectoire courbe dirigée vers un but pourrait être planifiée au moins en partie de façon globale, ce qui est en accord avec les données récentes de la littérature [Hicheur2007]. La courbure maximale serait ainsi un paramètre important de la trajectoire qui pourrait être assimilé à un point de passage dans le plan courbure-vitesse. Ce point de passage pourrait représenter une façon intéressante de contrôler la trajectoire afin de simplifier la tâche de changement de direction.

La troisième étude s'est intéressée à la tâche d'évitement de collision entre deux piétons. La question principale était de savoir quelles stratégies étaient mises en place par les piétons pour s'éviter. Une approche complémentaire à la première étude a été développée afin de quantifier l'effet global des stratégies en orientation ou en vitesse mises en place au cours de chaque croisement. Le risque de collision a été évalué par une prédiction à chaque instant de la distance minimale entre les sujets si ces derniers ne modifiaient pas leur vecteur vitesse courant. Les résultats de cette étude mettent en avant la préservation d'une distance de sécurité supérieure à 0,50m, distance que l'on peut assimiler au concept d'espace personnel. La phase d'interaction entre les sujets a été identifiée comme allant de l'instant à partir duquel les sujets se voient jusqu'à l'instant auquel le premier sujet passe le point de croisement. Les stratégies mises en place dépendent de l'ordre de passage des sujets : le second sujet favorise très fortement une stratégie en déviation jusqu'à une distance minimale prédite de 0,90m alors que le premier favorise plutôt une combinaison des stratégies en vitesse et en déviation pour une distance minimale prédite inférieure à 0,45m. Le premier sujet initierait ainsi une stratégie d'évitement uniquement si le risque de collision est fort alors que le second semble vouloir privilégier une distance de sécurité plus importante. Il semblerait alors qu'entre ces deux distances, les sujets définissent implicitement un statut de leader pour le premier sujet et de subordonné pour le second.

Les résultats de cette thèse peuvent s'inscrire dans un cadre beaucoup plus large que la biomécanique et les neurosciences. En effet, la robotique et l'animation graphique sont deux champs d'étude intéressés par le mouvement humain. Les animations utilisées en réalité virtuelle, par exemple dans des simulations manufacturières (usines numériques), ainsi que certains robots sont destinés à des interactions avec l'homme. Il est donc important de produire des mouvements naturels afin que l'homme puisse interpréter les intentions des personnages synthétiques ou des robots. Notons que la notion de réalisme ne présente pas les mêmes contraintes pour ces deux domaines. La robotique devra tenir compte obligatoirement des propriétés dynamiques du robot dans la conception des modèles alors que l'animation se contentera de produire un mouvement cinématique visuellement crédible. Dans ce dernier cas, c'est le critère de performance qui sera important afin de réduire les temps de calcul pour faciliter l'interaction.

Une façon de répondre à l'exigence du réalisme est d'intégrer les connaissances des sciences biologiques telles que les neurosciences ou la biomécanique [Duysens2002, Azevedo2007]. En effet, ces champs de recherche sont capables d'étudier de façon détaillée le mouvement de l'Homme et son comportement afin de mettre en évidence des invariants moteurs et des modèles computationnels. En ce sens, dans le cadre de la robotique, Azevedo et al. [Azevedo2007] soulignent que "le cadre théorique de la robotique peut aider notre compréhension du contrôle postural [...] et inversement les connaissances biologiques sur la posture et la façon dont un Homme marche peuvent inspirer la conception des robots bipèdes ainsi que leur contrôle".

Ainsi, sur la base de ce concept très intéressant de la complémentarité pluridisciplinaire, Manoonpong et al. [Manoonpong2007] ont proposé un robot bipède dont la conception s'appuie sur les travaux de Bernstein. Ce robot peut marcher à vitesse rapide (3 longueurs de jambe par seconde) tout en adaptant sa démarche aux différents terrains rencontrés. La partie fondamentale de ce travail repose sur un contrôle à trois niveaux : le niveau biomécanique qui utilise les principes des marcheurs passifs afin d'assurer la stabilité, le niveau du réflexe spinal qui autorise la stabilisation dynamique et la robustesse et enfin le niveau du réflexe postural qui permet au robot de s'adapter aux perturbations ou aux changements de terrain grâce à des capteurs périphériques. De la même façon, les caractéristiques du mouvement humain peuvent être intégrées dans le cadre de l'interaction homme-machine pour mettre en place un système d'assistance au handicap [Rybarczyk2004] ou la modélisation dynamique de changement de direction et d'évitements d'obstacles lors de la locomotion humaine [Fajen2003] (constituée d'un

ensemble d'équations différentielles avec des attracteurs et répulseurs associés à des buts et obstacles) peut être utilisée dans l'élaboration de modèles de navigation pour des robots mobiles [Huang2006].

Par ailleurs, les connaissances acquises sur le mouvement humain peuvent être utilisées dans le domaine de l'animation graphique à plusieurs niveaux. Tout d'abord, les résultats issus des chapitres 2 et 3 concernant les relations entre la courbure et la vitesse de la trajectoire locomotrice peuvent être intégrés dans des modèles mathématiques d'asservissement du déplacement global ("steering methods" [Boulic2008]) ou pour le choix d'itinéraires qui se base sur des fonctions de coût à minimiser [Paris2007]. Ces résultats permettent aussi d'obtenir une trajectoire humainement réaliste autour d'un chemin géométrique préalablement défini, ce qui s'avère difficile sans connaissance *a priori* [Lamiriaux1998]. Dans le cadre des techniques de mélange de mouvements ("motion blending") [Rose1998, Ménardais2004b, Pettré2006], il est fondamental de connaître de façon précise les caractéristiques des mouvements de référence. Nos résultats apportent une meilleure identification de ces caractéristiques, ce qui peut améliorer de façon sensible les mouvements produits par de telles méthodes. Nous pouvons aussi combiner les connaissances concernant les trajectoires locomotrices et celles concernant les poses de pieds au sol afin de résoudre des problèmes récurrents des méthodes de mélange de mouvements tels que le glissement des pieds au sol [Ménardais2004a] ou l'adaptation à des terrains irréguliers [Choi2003, Kulpa2005]. Enfin, les connaissances concernant les stratégies d'évitement de collision entre deux sujets, décrites dans le chapitre 4, peuvent être intégrées dans un modèle de navigation réactive, comme détaillé ci-après. L'ensemble des résultats permettent de garantir le réalisme du modèle. Par exemple, en fonction de l'ordre de passage des sujets, il est possible de pondérer les paramètres d'un tel modèle pour obtenir une interaction réaliste. Pour cela, une étape préliminaire consiste à calibrer le modèle avec nos données réelles et une étape *a posteriori* permet de valider ce modèle avec de nouvelles données réelles.

Dans le sens d'une approche complémentaire des différentes communautés scientifiques, une grande partie de ces travaux de thèse est intégrée au sein du projet ANR Locanthrope. Ce projet réunit des équipes de recherche multi-disciplinaires en biomécanique (laboratoire M2S, Armel Crétaul), en neurosciences (LPPA, Alain Berthoz), en animation graphique (équipe Bunraku de l'IRISA, Julien Pettré) et en robotique (LAAS, Jean-Paul Laumond). L'objectif majeur est d'identifier les fondements calculatoires de la locomotion humaine afin de générer des modèles de locomotion humaine pour simuler et planifier des actions et des interactions naturelles pour des robots ou des acteurs digitaux. Les résultats issus des analyses de la marche en courbe et de l'évitement de collision sont en cours d'intégration dans des modèles de locomotion humaine par l'équipe Bunraku (figure 4.22). Le croisement entre deux sujets n'est plus envisagé dans un référentiel exocentré (figure 4.22a) comme nous l'avons fait dans le chapitre 4 de cette thèse, mais dans le référentiel égocentré d'un des sujets (figure 4.22b). Afin de tenir compte de la distance de sécurité entre les sujets lors du croisement, un espace personnel est déterminé autour du sujet référent en rouge (figure 4.22c). On peut alors définir une zone de collision (figure 4.22d), qui correspond à un cône ayant pour sommet la position du sujet dépendant (en vert) dont les génératrices sont tangentes à l'espace personnel du sujet référent. Si la vitesse relative du sujet dépendant se situe dans cette zone, alors il y a un risque de collision. L'objectif sera alors de faire sortir le vecteur vitesse relative de la zone de collision. Les figures 4.22e, f et g illustrent les stratégies possibles pour le sujet référent respectivement en vitesse (il accélère dans cet exemple), en orientation (il dévie vers la gauche dans cet exemple), ou en combinant ces deux stratégies (il accélère et dévie vers la gauche dans cet exemple). Les stratégies identifiées dans le chapitre 4 permettront ainsi d'affiner les pondérations des paramètres du modèle en vitesse et en orientation afin de trouver le vecteur vitesse le mieux adapté à la situation. Les développements associés au modèle tiendront compte de l'influence de la forme de l'espace personnel sur les stratégies modélisées (figure 4.22h) ainsi que de l'incertitude de l'estimation

du mouvement de l'autre sujet représentée sous la forme d'une erreur ε (figure 4.22h).

L'analyse de l'évitement de collision pourra par ailleurs être développée non pas dans le cas de l'interaction complexe entre deux sujets qui se déplacent mais entre un sujet et un robot mobile. De cette façon, il sera possible d'étudier le comportement d'un seul sujet puisque la trajectoire du robot mobile est parfaitement contrôlable et reproductible.

Les techniques développées au cours de ce travail de thèse permettront également d'étudier la coopération entre deux individus. La coopération sera envisagée dans une tâche de rencontre. Plusieurs situations pourront être mises en place. Dans un premier temps, les sujets marchant face à face devront se rencontrer, ce qui permettra d'identifier la façon dont le point de rencontre est planifié ainsi que la façon dont la vitesse de chacun des sujets est modulée. Dans un second temps, nous pourrions envisager la tâche de rencontre comme une tâche secondaire à une tâche de navigation entre un point de départ et un point d'arrivée. Il s'agira alors de savoir si la tâche de navigation et de rencontre sont indépendantes ou sont combinées. La dernière situation pourra être assimilée à une tâche d'interception : il sera demandé à un sujet de produire une trajectoire de marche d'un point A à un point B alors que le second sujet devra le rencontrer. Cette tâche, dont les applications sont principalement destinées à la robotique de service, permettra de répondre à la question suivante : la rencontre du sujet se fait-elle grâce à une stratégie basée sur le suivi du mouvement de ce dernier ou grâce à une stratégie prédictive ?

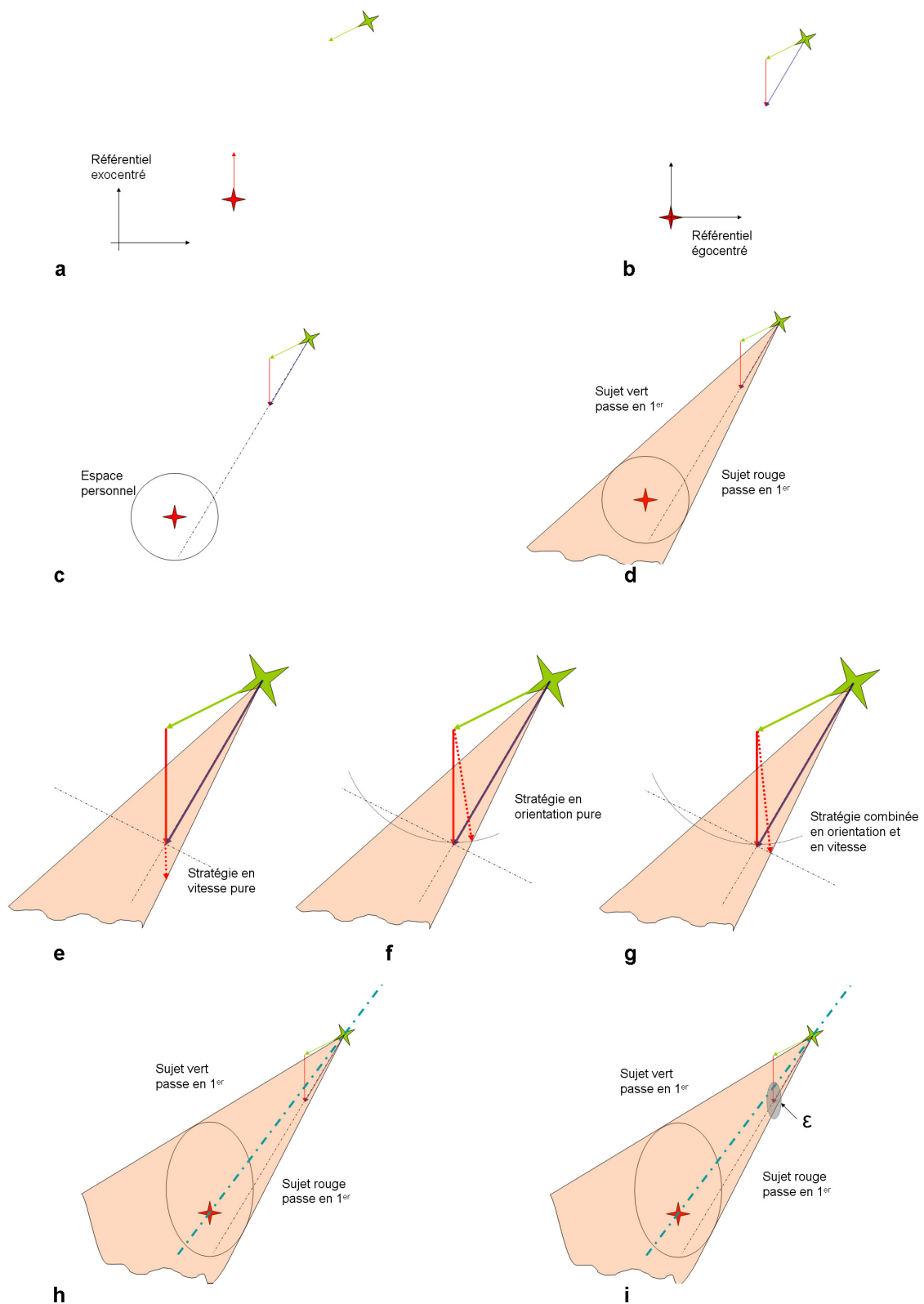


Fig. 4.22 - Modèle de locomotion pour l'évitement de collision entre deux sujets : a) représentation exocentrée des deux sujets, b) représentation du sujet dépendant en vert ainsi que de sa vitesse dans le référentiel égocentré du sujet référent en rouge, c) définition d'un espace personnel autour du sujet référent, d) définition d'une zone de collision, e) stratégie en vitesse du sujet référent, f) stratégie en orientation du sujet référent, g) stratégie combinée vitesse et en orientation du sujet référent, h) influence de la forme de l'espace personnel, i) influence de l'incertitude de perception du mouvement du sujet dépendant.

Apport au domaine

Nous avons pu mettre en évidence l'intérêt de l'analyse des trajectoires courbes pour la compréhension du mouvement humain ainsi que pour la génération de modèles de marche. Il faut alors ajouter que l'analyse des trajectoires courbes relève d'un intérêt particulier dans le domaine des STAPS lorsqu'on prend en compte l'essence même de ce domaine qui repose sur la composante sportive du mouvement. Les études développées dans le cadre de cette thèse permettent d'identifier un virage et de caractériser des stratégies d'évitement de collision entre deux piétons. L'évitement de collision est une problématique récurrente dans les sports collectifs. Prenons l'exemple d'une situation de duel au rugby. Lorsque l'attaquant se déplace vers la ligne d'en-but, il doit faire face à la défense adverse (figure 4.23). L'objectif de l'attaquant est alors d'éviter la collision avec le défenseur alors que l'objectif du défenseur est de provoquer la collision afin de récupérer le ballon ou au moins de bloquer l'attaquant. La situation décrite est de ce fait différente de celle abordée lors de la troisième étude de la thèse dans la mesure où les deux piétons avaient pour objectif de s'éviter alors que la tâche est dissymétrique dans le cas du duel attaquant/défenseur. Des phénomènes complexes liés aux stratégies de feinte entrent en jeu dans l'interaction entre les deux joueurs.

Le rugby est une thématique initiée récemment par l'équipe de biomécanique du laboratoire M2S (Benoit Bideau, Richard Kulpa, Sébastien Brault) en collaboration avec Cathy Craig de la Queen's University de Belfast. L'objectif est d'identifier les critères cinématiques pertinents qui permettent au joueur défenseur de prendre la bonne décision pour arrêter un joueur attaquant. La première étape consiste à capturer les mouvements d'un attaquant face à un défenseur en situation réelle. Le mouvement capturé est ensuite découpé à différents instants. Ces nouvelles séquences de mouvement sont alors présentées plusieurs fois et en ordre aléatoire à un joueur défenseur dans une salle de réalité virtuelle. L'intérêt majeur de la réalité virtuelle est de pouvoir standardiser et contrôler l'ensemble des paramètres d'étude. Par exemple, il est possible de reproduire un mouvement identique autant de fois que nécessaire alors qu'un être humain en est incapable. De plus, l'influence d'un paramètre dans une situation donnée peut être évaluée dans la mesure où les paramètres du mouvement joué peuvent être modifiés individuellement. Il est ainsi possible de mettre en relation les instants de découpe du mouvement avec la mise en place ou non d'une stratégie adaptée de la part du défenseur. Dans ce cadre, il est possible de mettre en relation ces instants avec les caractéristiques des paramètres cinématiques du joueur

attaquant. Ceci permettra d'identifier les indices cinématiques pertinents disponibles au joueur défenseur pour prendre la bonne décision. Une application de la méthodologie développée dans le chapitre 2 peut être envisagée dans l'analyse décrite. Il faudrait définir dans un premier temps un comportement global entre la courbure et la vitesse moyennes par pas pour la course en ligne droite. À partir de ce comportement global, nous pourrions détecter les appuis qui diffèrent du comportement moyen en ligne droite. L'intérêt serait alors de comparer l'instant lié à l'appui qui diffère de la ligne droite avec les découpes du mouvement réels. Cela permettrait d'affiner le choix des découpes réalisées et ainsi d'augmenter la pertinence des résultats sur les paramètres cinématiques.

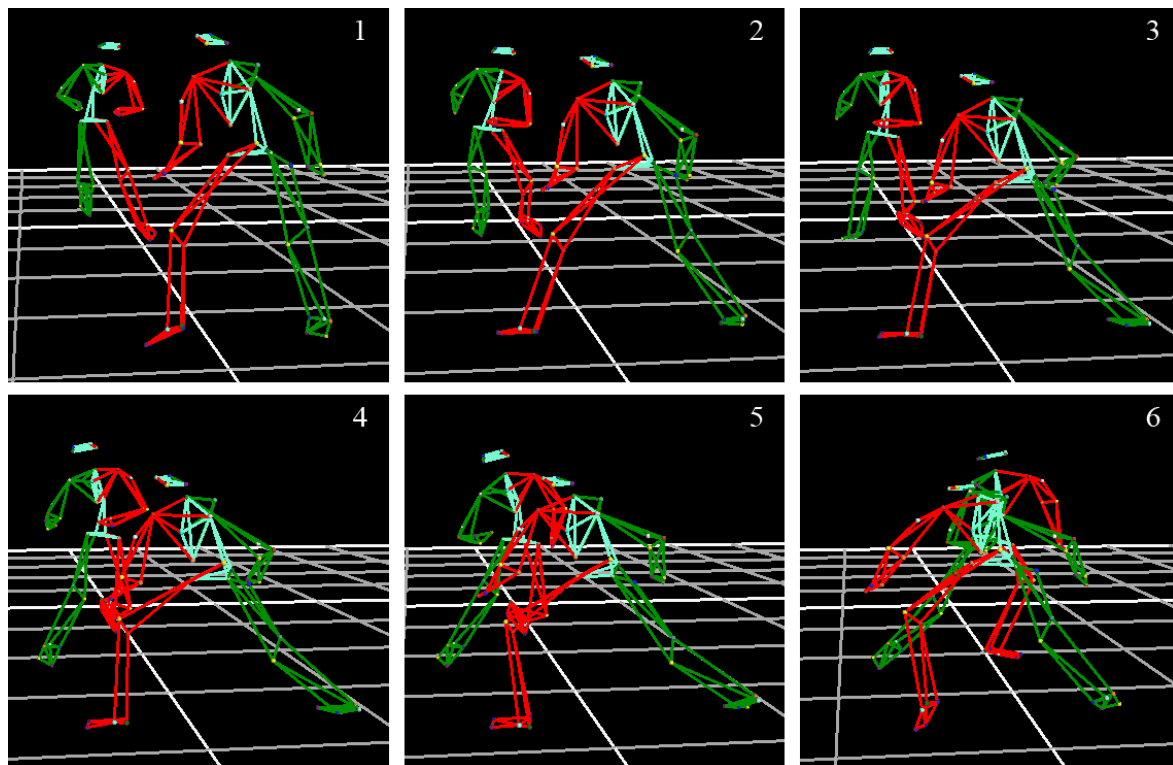


Fig. 4.23 - Stratégie d'évitement de collision au rugby pour un joueur attaquant contre un joueur défenseur.

L'utilisation des résultats de cette thèse peut être envisagée dans le cadre des sports collectifs en général grâce à une intégration des caractéristiques du mouvement en courbe et du comportement d'évitement de collision dans des modèles de génération de trajectoires. Les trajectoires générées permettent de contrôler de manière réaliste les déplacements de personnages de synthèse sur un terrain de sport. Les stratégies d'évitement assurent alors qu'aucun joueur n'entre en collision avec un autre. Ces modèles de mouvement peuvent alors être utilisés afin de développer un outil pour l'entraîneur ou pour l'entraîné. L'outil pour l'entraîneur viserait à expliquer aux joueurs les stratégies de l'entraîneur. Pour cela, ce dernier spécifie les objectifs de chaque joueur et le modèle se charge de générer les trajectoires adaptées. Il est alors possible d'immerger les joueurs réels de l'équipe dans un environnement virtuel afin de mieux appréhender les consignes de jeu proposées. D'un autre côté, appliquer ces techniques sur les stratégies de jeu de l'équipe adverse permettrait au joueur immergé de s'entraîner face à des situations nouvelles de jeu. De plus, la reproductibilité des gestes et des trajectoires générées permet de répéter les exercices autant que nécessaire.

Bibliographie

- [Alexander1989] Alexander, R. *Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates*. Physiological Reviews, vol. 69, n° 4, pages 1199–1227, 1989.
- [Andersen1999] Andersen, G., Cisneros, J., Atchley, P. et Saidpour, A. *Speed, size, and edge-rate information for the detection of collision events*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, vol. 25, n° 1, pages 256–269, 1999.
- [Andriacchi1977] Andriacchi, T., Ogle, J. et Galante, J. *Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements*. Journal of Biomechanics, vol. 10, n° 4, pages 261–8, 1977.
- [Aoi2004] Aoi, S., Tsuchiya, K. et Tsujita, K. *Turning control of a biped robot using non linear oscillators*. Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3043–3048, 2004.
- [Arechavaleta2006a] Arechavaleta, G., Laumond, J., Hicheur, H. et Berthoz, A. *The nonholonomic nature of human locomotion : a modeling study*. IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pages 158–163, 2006.
- [Arechavaleta2006b] Arechavaleta, G., Laumond, J., Hicheur, H. et Berthoz, A. *Optimizing principles underlying the shape of trajectories in goal oriented locomotion for humans*. 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pages 131–136, 2006.
- [Ashkenazy2002] Ashkenazy, Y., M. Hausdorff, J., Ch. Ivanov, P. et Eugene Stanley, H. *A stochastic model of human gait dynamics*. Physica A : Statistical Mechanics and its Applications, vol. 316, n° 1-4, pages 662–670, 2002.
- [Astur1998] Astur, R., Ortiz, M. et Sutherland, R. *A characterization of performance by men and women in a virtual Morris water task : a large and reliable sex difference*. Behavioural Brain Research, vol. 93, n° 1-2, pages 185–190, 1998.
- [Austin1999] Austin, G., Garrett, G. et Bohannon, R. *Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion*. Gait & Posture, vol. 10, n° 2, pages 109–120, 1999.
- [Azevedo2007] Azevedo, C., Espiau, B., Amblard, B. et Assaiante, C. *Bipedal locomotion : toward unified concepts in robotics and neuroscience*. Biological Cybernetics, vol. 35, n° 2, pages 209–228, 2007.
- [Baker2007] Baker, R. *The history of gait analysis before the advent of modern computers*. Gait & Posture, vol. 26, n° 3, pages 331–342, 2007.

- [Barbeau1987] Barbeau, H. et Rossignol, S. *Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat*. Brain Research, vol. 412, n° 1, pages 84–95, 1987.
- [Bastin2005] Bastin, J. et Montagne, G. *The perceptual support of goal-directed displacement is context-dependent*. Neuroscience Letters, vol. 376, n° 2, pages 121–126, 2005.
- [Bauby2000] Bauby, C. et Kuo, A. *Active control of lateral balance in human walking*. Journal of biomechanics, vol. 33, pages 1433–1440, 2000.
- [Benguigui2003] Benguigui, N., Ripoll, H. et Broderick, M. *Time-to-contact estimation of accelerated stimuli is based on first-order information*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 29, n° 6, pages 1083–1101, 2003.
- [Bernstein1967] Bernstein, N. *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press London, 1967.
- [Berthoz1985] Berthoz, A. et Melvill-Jones, G. *Adaptative mechanisms in gaze control*. Elsevier, Amsterdam, 1985.
- [Berthoz1995] Berthoz, A., Israël, I., Georges-François, P., Grasso, R. et Tsuzuku, T. *Spatial memory of body linear displacement : what is being stored*. Science, vol. 269, pages 95–98, 1995.
- [Berthoz1997] Berthoz, A. *Le sens du mouvement*. Odile Jacob, Paris, 1997.
- [Berthoz1999] Berthoz, A. et Viaud-Delmon, I. *Multisensory integration in spatial orientation*. Current Opinion in Neurobiology, vol. 9, n° 6, pages 708–712, 1999.
- [Berti2002] Berti, A. and Frassinetti, F. *When far becomes near : re-mapping of space by tool use*. Journal of Cognitive Neuroscience, vol. 12, pages 415–420, 2002.
- [Bertin2004] Bertin, R. et Berthoz, A. *Visuo-vestibular interaction in the reconstruction of travelled trajectories*. Experimental Brain Research, vol. 154, n° 1, pages 11–21, 2004.
- [Bianchi1998] Bianchi, L., Angelini, D., Orani, G. et Lacquaniti, F. *Kinematic coordination in human gait : relation to mechanical energy cost*. Journal of Neurophysiology, vol. 79, n° 4, pages 2155–2170, 1998.
- [Biguer1982] Biguer, B., Jeannerod, M. et Prablanc, C. *The coordination of eye, head and arm movements during reaching at a single visual target*. Experimental Brain Research, vol. 46, n° 2, pages 301–304, 1982.
- [Blake2007] Blake, R. et Shiffrar, M. *Perception of Human Motion*. Annual Review of Psychology, vol. 58, pages 47–73, 2007.
- [Bonnard1993] Bonnard, M. et Pailhous, J. *Intentionality in human gait control : modifying the frequency-to-amplitude relationship*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 19, n° 2, pages 429–43, 1993.
- [Borghese1996] Borghese, N., Bianchi, L. et Lacquaniti, F. *Kinematic determinants of human locomotion*. The Journal of Physiology, vol. 494, n° 3, pages 863–879, 1996.
- [Boulic2008] Boulic, R. *Relaxed steering towards oriented region goals*. Lecture Notes in Computer Science, Motion in Games 2008, vol. 5277, pages 176–187, 2008.

- [Brain1941] Brain, W. *Visual disorientation with special reference to lesions of the right hemisphere*. *Brain*, vol. 64, pages 244–272, 1941.
- [Bredin2005] Bredin, J., Kerlirzin, Y. et Israël, I. *Path integration : is there a difference between athletes and non-athletes ?* *Experimental Brain Research*, vol. 167, n° 4, pages 670–674, 2005.
- [Bruggeman2007] Bruggeman, H., Zosh, W. et Warren, W. *Optic flow drives visuo-locomotor adaptation*. *Current Biology*, vol. 17, n° 23, pages 2035–2040, 2007.
- [Burgess2006] Burgess, N. *Spatial memory : How egocentric and allocentric combine*. *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 10, n° 12, pages 551–557, 2006.
- [Bussel1996] Bussel, B., Roby-Brami, A., Neris, O. et Yakovleff, A. *Evidence for a spinal stepping generator in man*. *Paraplegia*, vol. 34, pages 91–92, 1996.
- [Calancie1994] Calancie, B., Needham-Shropshire, B., Jacobs, P., Willer, K., Zych, G. et Green, B. *Involuntary stepping after chronic spinal cord injury. Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man*. *Brain*, vol. 117, n° 5, pages 1143–1159, 1994.
- [Caljouw2004] Caljouw, S., van der Kamp, J. et Salvendy, G. *Time to collision estimation in a simulated driving task*. *Experimental Brain Research*, vol. 155, pages 427–438, 2004.
- [Capaday2002] Capaday, C. *The special nature of human walking and its neural control*. *Trends in Neurosciences*, vol. 25, n° 7, pages 370–376, 2002.
- [Casasanto2008] Casasanto, D. et Boroditsky, L. *Time in the mind : Using space to think about time*. *Cognition*, vol. 106, n° 2, pages 579–593, 2008.
- [Cavagna1966a] Cavagna, G. A., F.P., S. et Margaria, R. *Mechanics of walking*. *Journal of Applied Physiology*, vol. 21, n° 1, pages 271–278, 1966.
- [Cavagna1966b] Cavagna, G. A. et Margaria, R. *External work in walking*. *Journal of Applied Physiology*, vol. 18, n° 1, pages 1–9, 1966.
- [Cavagna1976] Cavagna, G., Thys, H. et Zamboni, A. *The sources of external work in level walking and running*. *The Journal of Physiology*, vol. 262, n° 3, pages 639–657, 1976.
- [Cavagna1986] Cavagna, G. et Franzetti, P. *The determinants of the step frequency in walking in humans*. *The Journal of Physiology*, vol. 373, page 235, 1986.
- [Choi2003] Choi, M., Lee, J. et Shin, S. *Planning biped locomotion using motion capture data and probabilistic roadmaps*. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 22, n° 2, pages 182–203, 2003.
- [Chou1998] Chou, L. et Draganich, L. *Placing the trailing foot closer to an obstacle reduces flexion of the hip, knee, and ankle to increase the risk of tripping*. *Journal of Biomechanics*, vol. 31, n° 8, pages 685–691, 1998.
- [Chou2003] Chou, L., Kaufman, K., Hahn, M. et Bray, R. *Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance*. *Gait & Posture*, vol. 18, pages 125–133, 2003.
- [Chéron1999] Chéron, G., Draye, J., Bengoetxea, A. et Dan, B. *Kinematics invariance in multi-directional complex movements in free space : effect of changing initial direction*. *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, n° 4, pages 757–764, 1999.

- [Chéron2001] Chéron, G., Bengoetxea, A., Bouillot, E., Lacquaniti, F. et Dan, B. *Early emergence of temporal co-ordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion*. *Neuroscience Letters*, vol. 308, n° 2, pages 123–127, 2001.
- [Cinelli2007] Cinelli, M. et Patla, A. *Travel path conditions dictate the manner in which individuals avoid collisions*. *Gait & Posture*, vol. 26, n° 2, pages 186–193, 2007.
- [Cinelli2008a] Cinelli, M. et Patla, A. *Task-specific modulations of locomotor action parameters based on on-line visual information during collision avoidance with moving objects*. *Human Movement Science*, vol. 27, n° 3, pages 513–531, 2008.
- [Cinelli2008b] Cinelli, M., Patla, A. et Allard, F. *Strategies used to walk through a moving aperture*. *Gait Posture*, vol. 27, n° 4, pages 595–602, 2008.
- [Collins2005] Collins, S., Ruina, A., Tedrake, R. et Wisse, M. *Efficient bipedal robots based on passive-dynamic walkers*. *Science*, vol. 307, pages 1082–1083, 2005.
- [Coluccia2004] Coluccia, E. et Louse, G. *Gender differences in spatial orientation : A review*. *Journal of Environmental Psychology*, vol. 24, n° 3, pages 329–340, 2004.
- [Coren1982] Coren, S. et Porac, C. *Monocular asymmetries in visual latency as a function of sighting dominance*. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, vol. 59, pages 987–990, 1982.
- [Cotes1960] Cotes, J. et Meade, F. *The energy expenditure and mechanical energy demand in walking*. *Ergonomics*, vol. 3, n° 2, pages 97–119, 1960.
- [Courtine2002] Courtine, G., Papaxanthis, C. et Pozzo, T. *Prolonged exposure to microgravity modifies limb endpoint kinematics during the swing phase of human walking*. *Neuroscience Letters*, vol. 332, n° 1, pages 70–74, 2002.
- [Courtine2003a] Courtine, G. et Schieppati, M. *Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision*. *European Journal of Neuroscience*, vol. 18, n° 1, pages 177–190, 2003.
- [Courtine2003b] Courtine, G. et Schieppati, M. *Human walking along a curved path. II. Gait features and EMG patterns*. *European Journal of Neuroscience*, vol. 18, n° 1, pages 191–205, 2003.
- [Courtine2004] Courtine, G. et Schieppati, M. *Tuning of a Basic Coordination Pattern Constructs Straight-Ahead and Curved Walking in Humans*. *Journal of Neurophysiology*, vol. 91, n° 4, pages 1524–1535, 2004.
- [Courtine2006] Courtine, G., Papaxanthis, C. et Schieppati, M. *Coordinated modulation of locomotor muscle synergies constructs straight-ahead and curvilinear walking in humans*. *Experimental Brain Research*, vol. 170, n° 3, pages 320–335, 2006.
- [Crenna2007] Crenna, P., Carpinella, I., Rabuffetti, M., Calabrese, E., Mazzoleni, P., Nemni, R. et Ferrarin, M. *The association between impaired turning and normal straight walking in Parkinson's disease*. *Gait & Posture*, vol. 26, n° 2, pages 172–178, 2007.
- [Cromwell2001] Cromwell, R., Aadland-Monahan, T., Nelson, A., Stern-Sylvestre, S. et Seder, B. *Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion*. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, vol. 31, n° 5, pages 255–62, 2001.

- [Cromwell2002] Cromwell, R., Newton, R. et Forrest, G. *Influence of vision on head stabilization strategies in older adults during walking*. Journals of Gerontology Series A : Biological and Medical Sciences, vol. 57, n° 7, pages 442–448, 2002.
- [Cutting1992] Cutting, J., Springer, K., Braren, P. et Johnson, S. *Wayfinding on foot from information in retinal, not optical, flow*. Journal of Experimental Psychology : General, vol. 121, n° 1, pages 41–72, 1992.
- [Cutting1995a] Cutting, J. et Vishton, P. *Perceiving layout and knowing distances : The integration, relative potency, and contextual use of different information about depth*. In Rogers, W. E. . S., éditeur, Handbook of perception and cognition, Vol 5 ; Perception of space and motion, pages 69–117. San Diego, CA : Academic Press, 1995.
- [Cutting1995b] Cutting, J., Vishton, P. et Braren, P. *How we avoid collisions with stationary and moving obstacles*. Psychological review, vol. 102, n° 4, pages 627–651, 1995.
- [Cutting2002] Cutting, J., W.O., R. et R.F., W. *Walking, looking to the side, and taking curved paths*. Perception & Psychophysics, vol. 64, n° 3, pages 415–425, 2002.
- [Damasio1995] Damasio, A. *L'erreur de descartes : la raison des émotions*. Odile Jacob, Paris, 1995.
- [Danion2003] Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M. et Pailhous, J. *Stride variability in human gait : The effect of stride frequency and stride length*. Gait & Posture, vol. 18, n° 1, pages 69–77, 2003.
- [Dayan2007] Dayan, E., Casile, A., Levit-Binnun, N., Giese, M., Hendler, T. et Flash, T. *Neural representations of kinematic laws of motion : Evidence for action-perception coupling*. Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 104, n° 51, pages 20582–20587, 2007.
- [de Leva1996] de Leva, P. *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters*. Journal of Biomechanics, vol. 29, n° 9, pages 1223–1230, 1996.
- [DeLucia1994] DeLucia, P. et Warren, R. *Pictorial and motion-based depth information during active control of self-motion : Size-arrival effects on collision avoidance*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 20, n° 4, pages 783–798, 1994.
- [de'Sperati1997] de'Sperati, C. et Viviani, P. *The Relationship between Curvature and Velocity in Two-Dimensional Smooth Pursuit Eye Movements*. Journal of Neuroscience, vol. 17, n° 10, pages 3932–3945, 1997.
- [Dimitijevic1998] Dimitijevic, M., Gerasimienko, Y. et Pinter, M. *Evidence for a Spinal Central Pattern Generator in Humans*. Annals of the New York Academy of Sciences, vol. 860, n° 1 Neuronal mechanisms for generating locomotor activity, pages 360–376, 1998.
- [Dingwell1999] Dingwell, J. B., Ulbrecht, J., Becker, M., O'Gorman, J. et Cavanagh, P. R. *Neuropathic gait shows only towards increased variability of sagittal plane kinematics during treadmill locomotion*. Gait & Posture, vol. 10, n° 1, pages 21–29, 1999.
- [Dingwell2001] Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Sternad, D. et Cavanagh, P. R. *Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground*

and treadmill walking. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 123, n° 1, pages 27–32, 2001.

- [Dingwell2006] Dingwell, J. et Marin, L. *Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds.* Journal of Biomechanics, vol. 39, n° 3, pages 444–452, 2006.
- [Dite2002] Dite, W. et Temple, V. *Development of a clinical measure of turning for older adults.* American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 81, n° 11, pages 857–866, 2002.
- [Dobkin1995] Dobkin, B., Harkema, S., Requejo, P. et Edgerton, V. *Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury.* Journal of Neurologic Rehabilitation, vol. 9, n° 4, pages 183–90, 1995.
- [Dominici2007] Dominici, N., Ivanenko, Y. et Lacquaniti, F. *Control of Foot Trajectory in Walking Toddlers : Adaptation to Load Changes.* Journal of Neurophysiology, vol. 97, n° 4, pages 2790–2801, 2007.
- [Donelan2002] Donelan, J. M., Kram, R. et Kuo, A. D. *Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking.* Journal of Experimental Biology, vol. 295, pages 3717–3727, 2002.
- [Draganich2004] Draganich, L. et Kuo, C. *The effects of walking speed on obstacle crossing in healthy young and healthy older adults.* Journal of Biomechanics, vol. 37, n° 6, pages 889–896, 2004.
- [Duchon2002] Duchon, A. et Warren, W. *A visual equalization strategy for locomotor control : Of honey bees, robots and humans.* Psychological Science, vol. 13, n° 3, pages 272–278, 2002.
- [Ducourant2005] Ducourant, T., Vieilledent, S., Kerlirzin, Y. et Berthoz, A. *Timing and distance characteristics of interpersonal coordination during locomotion.* Neuroscience Letters, vol. 389, n° 1, pages 6–11, 2005.
- [Ducroquet1965] Ducroquet, R., Ducroquet, J. et Ducroquet, P. *La marche et les boiteries, étude des marches normales et pathologiques.* Masson, Paris, 1965.
- [Duysens1998] Duysens, J. et Van de Crommert, H. *Neural control of locomotion ; Part 1 : The central pattern generator from cats to humans.* Gait & Posture, vol. 7, n° 2, pages 131–141, 1998.
- [Duysens2002] Duysens, J., Van de Crommert, H., Smits-Engelsman, B. et Van der Helm, F. *A walking robot called human : lessons to be learned from neural control of locomotion.* Journal of Biomechanics, vol. 35, n° 4, pages 447–453, 2002.
- [Earhart2001] Earhart, G., Melvill Jones, G., Horak, F., Block, E., Weber, K. et Fletcher, W. *Forward versus backward walking : transfer of podokinetic adaptation.* Journal of Neurophysiology, vol. 86, n° 4, pages 1666–1670, 2001.
- [Earhart2002] Earhart, G., Melvill-Jones, G., Horak, F., Block, E., Weber, K. et Fletcher, W. *Transfer of podokinetic adaptation from stepping to hopping,* 2002.
- [Earhart2004a] Earhart, G. et Horak, F. *Effects of cadence on the acquisition and expression of podokinetic after-rotation.* Human Movement Science, vol. 23, n° 6, pages 823–836, 2004.

- [Earhart2004b] Earhart, G., Sibley, K. et Horak, F. *Effects of bilateral vestibular loss on podokinetic after-rotation*. *Experimental Brain Research*, vol. 155, n° 2, pages 251–256, 2004.
- [Earhart2006a] Earhart, G. *Walking and running on the circular treadmill : transition speed and podokinetic aftereffects*. *Journal of Motor Behavior*, vol. 38, n° 5, pages 349–356, 2006.
- [Earhart2006b] Earhart, G. et M., H. *Kinematic of podokinetic after-rotation : similarities to voluntary turning and potential clinical implications*. *Brain Research Bulletin*, vol. 70, n° 1, pages 15–21, 2006.
- [England2007] England, S. et Granata, K. *The influence of gait speed on local dynamic stability of walking*. *Gait & Posture*, vol. 25, n° 2, pages 172–178, 2007.
- [Evans2007] Evans, G. et R.E., W. *Crowding and personal space invasion in the train : Please don't make me sit in the middle*. *Journal of Environmental Psychology*, vol. 27, pages 90–94, 2007.
- [Fajen2003] Fajen, B., Warren, W., Temizer, S. et Kaelbling, L. *A Dynamical Model of Visually-Guided Steering, Obstacle Avoidance, and Route Selection*. *International Journal of Computer Vision*, vol. 54, n° 1, pages 13–34, 2003.
- [Fajen2005] Fajen, B. *Calibration, information, and control strategies for braking to avoid a collision*. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, vol. 31, n° 3, pages 480–501, 2005.
- [Flanagan1999] Flanagan, J., Nakano, E., Imamizu, H., Osu, R., Yoshioka, T. et Kawato, M. *Composition and decomposition of internal models in motor learning under altered kinematic and dynamic environments*. *Journal of Neuroscience*, vol. 19, n° 20, page 34, 1999.
- [Flash1985] Flash, T. et Hogan, N. *The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model*. *Journal of Neuroscience*, vol. 5, n° 7, pages 1688–1703, 1985.
- [Flash2007] Flash, T. et Handzel, A. *Affine differential geometry analysis of human arm movements*. *Biological Cybernetics*, vol. 96, n° 6, pages 577–601, 2007.
- [Frigon2006] Frigon, A. et Rossignol, S. *Experiments and models of sensorimotor interactions during locomotion*. *Biological Cybernetics*, vol. 95, n° 6, pages 607–627, 2006.
- [Fruin1970] Fruin, J. *Designing for pedestrians : A level of service concept*. Dissertation, Polytechnic Institute of Brooklyn, New York, 1970.
- [Fuller2007] Fuller, J., Adkin, A. et Vallis, L. *Strategies used by older adults to change travel direction*. *Gait & Posture*, vol. 25, n° 3, pages 393–400, 2007.
- [Fusco2008] Fusco, N. et Crétual, A. *Instantaneous treadmill speed determination using subject's kinematic data*. *Gait & Posture*, vol. 28, n° 4, pages 663–667, 2008.
- [Gage1990] Gage, J. *An overview of normal walking*. *American Academy of Orthopaedic Surgeons, Instructional Course Lectures*, vol. 39, pages 291–303, 1990.
- [Gérin-Lajoie2005] Gérin-Lajoie, M., Richards, C. et McFadyen, B. *The negotiation of stationary and moving obstructions during walking : anticipatory locomotor adaptations and preservation of personal space*. *Motor Control*, vol. 9, pages 242–269, 2005.

- [Gérin-Lajoie2006] Gérin-Lajoie, M., Richards, C. et McFadyen, B. *The circumvention of obstacles during walking in different environmental contexts : A comparison between older and younger adults*. *Gait & Posture*, vol. 24, pages 364–369, 2006.
- [Gérin-Lajoie2007] Gérin-Lajoie, M., Ronsky, J., Loitz-Ramage, B., Robu, I., Richards, C. et McFadyen, B. *Navigational strategies during fast walking : A comparison between trained athletes and non-athletes*. *Gait & Posture*, vol. 26, n° 4, pages 539–545, 2007.
- [Gérin-Lajoie2008] Gérin-Lajoie, M., Richards, C., Fung, J. et McFadyen, B. *Characteristics of personal space during obstacle circumvention in physical and virtual environments*. *Gait & Posture*, vol. 27, n° 2, pages 239–247, 2008.
- [Gibson1950] Gibson, J. *The perception of the visual world*. Houghton Mifflin, Boston, 1950.
- [Gibson1986] Gibson, J. *The Ecological Approach to Visual Perception*. Lawrence Erlbaum Associates Inc, US, 1986.
- [Glaister2007] Glaister, B., Bernatz, G., Klute, G. et Orendurff, M. *Video task analysis of turning during activities of daily living*. *Gait & Posture*, vol. 25, n° 2, pages 289–294, 2007.
- [Glardon2004] Glardon, P., Boulic, R. et Thalmann, D. *PCA-based walking engine using motion capture data*. *Computer Graphics International*, 2004. Proceedings, pages 292–298, 2004.
- [Glasauer1994] Glasauer, S., Amorim, M., Vitte, E. et Berthoz, A. *Goal-directed linear locomotion in normal and labyrinthine-defective subjects*. *Experimental Brain Research*, vol. 98, n° 2, pages 323–335, 1994.
- [Glasauer2002] Glasauer, S., Amorim, M., Viaud-Delmon, I. et Berthoz, A. *Differential effects of labyrinthine dysfunction on distance and direction during blindfolded walking of a triangular path*. *Experimental Brain Research*, vol. 145, n° 4, pages 489–497, 2002.
- [Goffman1971] Goffman, E. *Relations in public : microstudies of the public order*. Basic books, 1971.
- [Gordon1995] Gordon, C., Fletcher, W., Melvill Jones, G. et Block, E. *Adaptive plasticity in the control of locomotor trajectory*. *Experimental Brain Research*, vol. 102, n° 3, pages 540–545, 1995.
- [Goswami1996] Goswami, A., Espiau, B. et Keramane, A. *Limit cycles in passive compass gait biped and passivity-mimicking control laws*. *Autonomous Robot*, vol. 4, n° 3, pages 273–286, 1996.
- [Granata2006] Granata, K. et Lockhart, T. *Group differences among fall-prone individuals and healthy old and younger counterparts utilizing nonlinear stability measures*. *Journal of Biomechanics*, vol. 39 (Supl. 1, page 89, 2006.
- [Granata2008] Granata, K. et Lockhart, T. *Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, pages 172–178, 2008.
- [Grasso1996] Grasso, R., Glasauer, S., Takei, Y. et Berthoz, A. *The predictive brain : anticipatory control of head direction for the steering of locomotion*. *Neuroreport*, vol. 7, n° 6, pages 1170–1174, 1996.

- [Grasso1998a] Grasso, R., Assaiant, P., Prévost, P. et Berthoz, A. *Development of anticipatory orienting strategies during locomotor tasks in children*. Neuroscience and Biobehavioral Reviews, vol. 22, n° 4, pages 533–539, 1998.
- [Grasso1998b] Grasso, R., Bianchi, L. et Lacquaniti, F. *Motor patterns for human gait : backward versus forward locomotion*. Journal of Neurophysiology, vol. 80, n° 4, pages 1868–1885, 1998.
- [Grasso1998c] Grasso, R., Prévost, P., Ivanenko, Y. et Berthoz, A. *Eye-head coordination for the steering of locomotion in humans : an anticipatory synergy*. Neuroscience Letters, vol. 253, n° 2, pages 115–118, 1998.
- [Grasso1999] Grasso, R., Peppe, A., Stratta, F., Angelini, D., Zago, M., Stanzione, P. et Lacquaniti, F. *Basal ganglia and gait control : apomorphine administration and internal pallidum stimulation in Parkinson's disease*. Experimental Brain Research, vol. 126, n° 2, pages 139–148, 1999.
- [Grasso2000a] Grasso, G., Ivanenko, Y., McIntyre, J., Viaud-Delmon, I. et Berthoz, A. *Spatial, not temporal cues drive predictive orienting movements during navigation : a virtual reality study*. Neuroreport, vol. 11, n° 4, pages 775–778, 2000.
- [Grasso2000b] Grasso, G., Zago, M. et Lacquaniti, F. *Interactions between posture and locomotion : motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture*. Journal of Neurophysiology, vol. 83, n° 1, pages 288–300, 2000.
- [Grasso2004] Grasso, R., Ivanenko, Y., Zago, M., Molinari, M., Scivoletto, G., Castellano, V., Macellari, V. et Lacquaniti, F. *Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients*. Brain, vol. 127, n° 5, pages 1019–1034, 2004.
- [Gray1998] Gray, R. et Regan, D. *Accuracy of estimating time to collision using binocular and monocular information*. Vision Research, vol. 38, pages 499–512, 1998.
- [Graziano1994] Graziano, M., Yap, G. et Gross, C. *Coding of visual space by premotor neurons*. Science, vol. 266, page 1054, 1994.
- [Graziano1998] Graziano, M. et Gross, S. *Spatial maps for the control of movement*. Current Opinion in Neurobiology, vol. 8, pages 195–201, 1998.
- [Graziano2006] Graziano, M. et Cooke, D. *Parieto-frontal interactions, personal space, and defensive behavior*. Neuropsychologica, vol. 44, pages 845–849, 2006.
- [Gribble1996] Gribble, P. et Ostry, D. *Origins of the power law relation between movement velocity and curvature : modeling the effects of muscle mechanics and limb dynamics*. Journal of Neurophysiology, vol. 76, n° 5, pages 2853–2860, 1996.
- [Grieve1966] Grieve, D. et Gear, R. *The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults*. Ergonomics, vol. 9, n° 5, pages 379–399, 1966.
- [Grillner1984] Grillner, S. et Zangger, P. *The effect of dorsal root transection on the efferent motor pattern in the cat's hindlimb during locomotion*. Acta Physiologica Scandinavica, vol. 120, n° 3, pages 393–405, 1984.
- [Grillner2008] Grillner, S., Wallén, P., Saitoh, K., Kozlov, A. et Robertson, B. *Neural bases of goal-directed locomotion in vertebrates - An overview*. Brain Research Reviews, vol. 57, n° 1, pages 2–12, 2008.

- [Gross1995] Gross, C. et Graziano, M. *Multiple representations of space in the brain*. The Neuroscientist, vol. 1, n° 1, pages 43–50, 1995.
- [Hahn2004] Hahn, M. et Chou, L. *Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing*. Journal of Biomechanics, vol. 37, n° 6, pages 837–844, 2004.
- [Hall1966] Hall, E. *The hidden dimension*. Anchor Books, 1966.
- [Halligan2003] Halligan, P., Fink, G., Marshall, J. et Vallar, G. *Spatial cognition :evidence for visual neglect*. Trends in Cognitive Science, vol. 7, pages 127–133, 2003.
- [Harris2000] Harris, M. et Giachritsis, C. *Coarse-grained information dominates fine-grained information in judgements of time-to-contact from retinal flow*. Vision Research, vol. 40, pages 601–611, 2000.
- [Harris2001] Harris, M. et Carre, G. *Is optic flow used to guide walking while wearing a displacing prism ?* Perception, vol. 30, pages 811–811, 2001.
- [Harris2002] Harris, J. et Bonas, W. *Optic flow and scene structure do not always contribute to the control of human walking*. Vision Research, vol. 42, pages 1619–1626, 2002.
- [Hase1999] Hase, K. et Stein, R. *Turning Strategies During Human Walking*. Journal of Neurophysiology, vol. 81, n° 6, pages 2914–2922, 1999.
- [Hausdorff2001] Hausdorff, J., Rios, D. et Edelberg, H. *Gait variability and fall risk in community-living older adults : A 1-year prospective study*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 82, n° 8, pages 1050–1056, 2001.
- [Hausdorff2007] Hausdorff, J. *Gait dynamics, fractals and falls : Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking*. Human Movement Science, vol. 26, n° 4, pages 555–589, 2007.
- [Hediger1954] Hediger, H. *Studies of the psychology and behavior of captive animals in zoos and circuses*. Criterion Books, 1954.
- [Herr2008] Herr, H. et Popovic, M. *Angular momentum in human walking*. Journal of Experimental Biology, vol. 211, pages 467–481, 2008.
- [Hicheur2005a] Hicheur, H. et Berthoz, A. *How do humans turn ? Head and body movements for the steering of locomotion*. 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pages 265–270, 2005.
- [Hicheur2005b] Hicheur, H., Vieilledent, S. et Berthoz, A. *Head motion in humans alternating between straight and curved walking path : Combination of stabilizing and anticipatory orienting mechanisms*. Neuroscience Letters, vol. 383, n° 1-2, pages 87–92, 2005.
- [Hicheur2005c] Hicheur, H., Vieilledent, S., Richardson, M., Flash, T. et Berthoz, A. *Velocity and curvature in human locomotion along complex curved paths : a comparison with hand movements*. Experimental Brain Research, vol. 162, pages 145–154, 2005.
- [Hicheur2006] Hicheur, H., Terekhov, A. et Berthoz, A. *Intersegmental Coordination During Human Locomotion : Does Planar Covariation of Elevation Angles Reflect Central Constraints ?* Journal of Neurophysiology, vol. 96, n° 3, page 1406, 2006.

- [Hicheur2007] Hicheur, H., Pham, Q., Arechavaleta, G., Laumond, J. et Berthoz, A. *The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. I. A stereotyped behaviour.* European Journal of Neuroscience, vol. 26, n° 8, pages 2376–2390, 2007.
- [Hof2005] Hof, A., Gazendam, M. et Sinke, W. *The conditions for dynamic stability.* Journal of Biomechanics, vol. 38, pages 1–8, 2005.
- [Hof2008] Hof, A. *The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking.* Human Movement Science, vol. 27, pages 112–125, 2008.
- [Hollands2001] Hollands, M., Sorensen, K. et Patla, A. *Effects of head immobilization on the coordination and control of head and body reorientation and translation during steering.* Experimental Brain Research, vol. 140, n° 2, pages 223–233, 2001.
- [Hollands2002] Hollands, M., Patla, A. et Vickers, J. *Look where you're going! : gaze behaviour associated with maintaining and changing the direction of locomotion.* Experimental Brain Research, vol. 143, n° 2, pages 221–230, 2002.
- [Hollands2004] Hollands, M. et Zivara N. a, d. B. A. *A new paradigm to investigate the roles of head and eye movements in the coordination of whole-body movements.* Experimental Brain Research, vol. 154, n° 2, pages 261–266, 2004.
- [Holt1991] Holt, K., Hamill, J. et Andres, R. *Predicting the minimal energy costs of human walking.* Medicine and Science in Sports and Exercice, vol. 24, n° 3, pages 491–498, 1991.
- [Horak1986] Horak, F. et Nashner, L. *Central programming of postural movements : adaptation to altered support-surface configurations.* Journal of Neurophysiology, vol. 55, n° 6, pages 1369–1381, 1986.
- [Horn1986] Horn, B. Robot vision. MIT Press, 1986.
- [Hoyle1957] Hoyle, F. The black cloud. London : Heineman, 1957.
- [Huang2006] Huang, W., Fajen, B., Fink, J. et Warren, W. *Visual navigation and obstacle avoidance using a steering potential function.* Robotics and Autonomous Systems, vol. 54, n° 4, pages 288–299, 2006.
- [Huxham2006] Huxham, F., Gong, J., Baker, R., Morris, M. et Iansek, R. *Defining spatial parameters for non-linear walking.* Gait & Posture, vol. 23, n° 2, pages 159–63, 2006.
- [Ienaga2006] Ienaga, Y., Mitoma, H., Kubota, K., Morita, S. et Mizusawa, H. *Dynamic imbalance in gait ataxia. Characteristics of plantar pressure measurements.* Journal of the Neurological Sciences, vol. 246, n° 1-2, pages 53–57, 2006.
- [Imai2001] Imai, T., Moore, S., Raphan, T. et Cohen, B. *Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning.* Experimental Brain Research, vol. 136, n° 1, pages 1–18, 2001.
- [Ivanenko1997] Ivanenko, Y., Grasso, R., Israel, I. et Berthoz, A. *The contribution of otoliths and semicircular canals to the perception of two-dimensional passive whole-body motion in humans.* Journal of Physiology London, vol. 502 Pt1, pages 223–233, 1997.

- [Ivanenko2000] Ivanenko, Y., Grasso, R. et Lacquaniti, F. *Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze*. Journal of Physiology, vol. 525 Pt3, pages 803–814, 2000.
- [Ivanenko2002] Ivanenko, Y., Grasso, R., Macellari, V. et Lacquaniti, F. *Control of foot trajectory in human locomotion : role of ground contact forces in simulated reduced gravity*. Journal of Neurophysiology, vol. 87, n° 6, pages 3070–3089, 2002.
- [Ivanenko2004] Ivanenko, Y., Dominici, N., Cappellini, G., Dan, B., Chéron, G. et Lacquaniti, F. *Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers*. Journal of Experimental Biology, vol. 207, n° 21, pages 3797–3810, 2004.
- [Ivanenko2007] Ivanenko, Y., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. et Lacquaniti, F. *Modular control of limb movements during human locomotion*. Journal of Neuroscience, vol. 27, n° 41, pages 11149–11161, 2007.
- [Ivanenko2008] Ivanenko, Y., d'Avella, A., Poppele, R. et Lacquaniti, F. *On the Origin of Planar Covariation of Elevation Angles During Human Locomotion*. Journal of Neurophysiology, vol. 99, n° 4, pages 1890–1898, 2008.
- [Jeannerod1977] Jeannerod, M. *Les deux mécanismes de la vision*. La Recherche en Neurobiologie, pages 61–90, 1977.
- [Johansson1973] Johansson, G. *Visual perception of biological motion and a model for its analysis*. Perception and Psychophysics, vol. 14, pages 201–211, 1973.
- [Jürgens1999] Jürgens, R., Boß, T. et Becker, W. *Podokinetic after-rotation does not depend on sensory conflict*. Experimental Brain Research, vol. 128, n° 4, pages 563–567, 1999.
- [Kaiser1993] Kaiser, M. et Mowafi, L. *Optical specification of time-to-passage : Observer's sensitivity to global tau*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 19, n° 5, pages 1028–1040, 1993.
- [Kant1781] Kant, E. *Critique de la raison pure, trad.* Traduit par A. Tremesaygues et B. Pacaud, Paris, PUF [1944], 1781.
- [Kavanagh2005] Kavanagh, J., Barrett, R. et Morrison, R. *Age-related differences in head and trunk coordination during walking*. Human Movement Science, vol. 24, pages 574–587, 2005.
- [Kawato1999] Kawato, M. *Internal models for motor control and trajectory planning*. Current Opinion in Neurobiology, vol. 9, n° 6, pages 718–727, 1999.
- [Kim1993] Kim, N., Turvey, M. et Carello, V. *Optical information about the severity of upcoming contacts*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 19, pages 179–193, 1993.
- [Kim2006] Kim, N. et Grocki, M. *Multiple sources of information and time-to-contact judgements*. Vision Research, vol. 46, pages 1946–1958, 2006.
- [Kito2006] Kito, T. et Yoneda, T. *Dominance of gait cycle duration in casual walking*. Human Movement Science, vol. 25, n° 3, pages 383–392, 2006.
- [Klatzky1998] Klatzky, R. *Allocentric and Egocentric Spatial Representations : Definitions, Distinctions, and Interconnections*. Spatial Cognition : An Interdisciplinary Approach to Representing and Processing Spatial Knowledge (Lecture Notes in Artificial Intelligence 1404), pages 1–17, 1998.

- [Kramer2008] Kramer, P. et Sarton-Miller, I. *The energetics of human walking : Is Froude number (Fr) useful for metabolic comparisons?* Gait & Posture, vol. 27, n° 2, pages 209–215, 2008.
- [Krebs2002] Krebs, D., Goldvasser, D., Lockert, J., Portney, L. et Gill-Body, K. *Is base of support greater in unsteady gait?* Physical Therapy, vol. 82, n° 2, pages 138–147, 2002.
- [Kulpa2005] Kulpa, R., Multon, F. et Arnaldi, B. *Morphology-independent representation of motions for interactive human-like animation.* Computer Graphics Forum, Eurographics 2005 special issue, vol. 24, n° 3, pages 343–352, 2005.
- [Kuo2001] Kuo, A. *A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed–step length relationship.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 123, pages 264–269, 2001.
- [Kuo2002] Kuo, A. D. *Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model.* Journal of Biomechanical Engineering, vol. 124, pages 113–120, 2002.
- [Kuo2007] Kuo, A. *The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : A dynamic walking perspective.* Human Movement Science, vol. 26, n° 4, pages 617–656, 2007.
- [Lacquaniti1983] Lacquaniti, F., Terzuolo, C. et Viviani, P. *The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements.* Acta Psychol, vol. 54, n° 1-3, pages 115–130, 1983.
- [Lacquaniti1984] Lacquaniti, F., Terzuolo, C. et Viviani, P. Preparatory states and processes, chapitre Global metric properties and preparatory processes in drawing movements, pages 357–370. Hillsdale, kornblum s. & requin j. édition, 1984.
- [Lacquaniti1999] Lacquaniti, F., Grasso, R. et Zago, M. *Mottor patterns in walking.* News in Physiological Sciences, vol. 14, pages 168–174, 1999.
- [Lamarche2004] Lamarche, F. et Donikian, S. *Crowd of virtual humans : a new approach for real time navigation in complex and structured environments.* Eurographics, vol. 23, n° 3, pages 509–518, 2004.
- [Lamiriaux1998] Lamiriaux, F. et Laumond, J. *From paths to trajectories for multi-body mobile robots.* Lecture Notes in Control and Information Sciences, pages 301–309, 1998.
- [Land1994] Land, M. et D.N., L. *Where we look when we steer.* Nature, vol. 369, pages 742–744, 1994.
- [Lappe1999] Lappe, M., Bremmer, F. et van den Berg, A. *Perception of self-motion from visual flow.* Trends in Cognitive Sciences, vol. 3, n° 9, pages 329–336, 1999.
- [Laroche2007] Laroche, D., Ornetti, P., Thomas, E., Ballay, Y., Maillefert, J. et Pozzo, T. *Kinematic adaptation of locomotor pattern in rheumatoid arthritis patients with forefoot impairment.* Experimental Brain Research, vol. 176, n° 1, pages 85–97, 2007.
- [Latombe1991] Latombe, J. Robot motion planning. Kluwer Academic Publishers, 1991.
- [Latt2008] Latt, M. D., Menz, H., Fung, V. et Lord, S. *Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations.* Experimental Brain Research, vol. 184, pages 201–209, 2008.

- [Laurent1986] Laurent, M. et Pailhous, J. *A note on modulation of gait in man : effects of constraining stride length and frequency*. Human movement science, vol. 5, n° 4, pages 333–343, 1986.
- [Lawton1999] Lawton, C. et Morrin, K. *Gender differences in pointing accuracy in computer-simulated 3D mazes*. Sex Roles, vol. 40, n° 1, pages 73–92, 1999.
- [Leardini1999] Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G. et Giannini, S. *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*. Journal of Biomechanics, vol. 32, n° 1, pages 99–103, 1999.
- [Lee1976] Lee, D. *A theory of visual control of braking based on information about time-to-collision*. Perception, vol. 5, n° 4, pages 437–459, 1976.
- [Lee1980] Lee, D. *Visuo-motor coordination in space-time*. In *Tutorials in Motor Behaviour*, pages 281–295. Stelmach, G. E. & Requin, J., 1980.
- [Lee1981] Lee, D. et Reddish, P. *Plumeting gannets : a paradigm of ecological optics*. Nature, vol. 293, pages 293–294, 1981.
- [Lee1982] Lee, D. *Regulation of gait in long jumping*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 8, n° 3, pages 448–59, 1982.
- [Lee1983] Lee, D., Young, D., Reddish, P., Lough, S. et Clayton, T. *Visual timing in hitting an accelerating ball*. Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A, vol. 35, n° 2, pages 333–346, 1983.
- [Lee1985] Lee, D. et Young, D. *Visual timing of interceptive action*. In *Brain Mechanisms and Spatial Vision*, pages 1–30. Martinus Nijhoff, Dordrecht, Netherlands, 1985.
- [Lee1997] Lee, D., Port, N. et Georgopoulos, A. *Manual interception of moving targets : On-line control of overlapping submovements*. Experimental Brain Research, vol. 116, n° 3, pages 421–433, 1997.
- [Levit-Binnun2006] Levit-Binnun, N., Schechtman, E. et Flash, T. *On the similarities between the perception and production of elliptical trajectories*. Experimental Brain Research, vol. 172, n° 4, pages 533–555, 2006.
- [Lindemann2008] Lindemann, U., Najafi, B., Zijlstra, W., Hauer, K., Mucche, R., Becker, C. et Aminian, K. *Distance to achieve steady state walking speed in frail elderly persons*. Gait & Posture, vol. 27, n° 1, pages 91–96, 2008.
- [Linn1985] Linn, M. et Petersen, A. *Emergence and characterization of sex differences in spatial ability : a meta-analysis*. Child Development, vol. 56, n° 6, pages 1479–1498, 1985.
- [Longo2006] Longo, M. et Lourenco, S. *Space perception and body morphology : extent of near space scales with arm length*. Neuropsychologica, vol. 44, pages 977–981, 2006.
- [Longo2007] Longo, M. et Lourenco, S. *Space perception and body morphology : extent of near space scales with arm length*. Experimental Brain Research, vol. 177, pages 285–290, 2007.
- [Loomis1998] Loomis, J. et Beall, A. *Visually controlled locomotion : Its dependance on optic flow, three-dimensional space perception and cognition*. Ecological Psychology, vol. 10, n° 3-4, pages 271–285, 1998.

- [Loomis2006] Loomis, J., Beall, A., Macuga, K. et Smith, R. *Visual control of action without retinal optic flow*. *Psychological Science*, vol. 17, n° 3, pages 214–221, 2006.
- [Lowrey2007] Lowrey, C., Watson, A. et Vallis, L. *Age-related changes in avoidance strategies when negotiating single and multiple obstacles*. *Experimental Brain Research*, vol. 182, n° 3, pages 289–299, 2007.
- [MacKay-Lyons2002] MacKay-Lyons, M. *Central Pattern Generation of Locomotion : A Review of the Evidence*. *Physical Therapy*, vol. 82, n° 1, pages 69–83, 2002.
- [Maki1997] Maki, B. *Gait changes in older adults : predictors of falls or indicators of fear*. *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 45, n° 3, pages 313–20, 1997.
- [Makin2008] Makin, T., N.P., H. et Ehrsson, H. *On the other hand : Dummy hands and peripersonal space*. *Behavioral Brain Research*, vol. 191, pages 1–10, 2008.
- [Manoonpong2007] Manoonpong, P., Geng, T., Kulvicius, T., Porr, B. et Wörgötter, F. *Adaptive, fast walking in a biped robot under neuronal control and learning*. *PLoS Comput Biol*, vol. 3, n° 7, page e134, 2007.
- [Maoz2006] Maoz, U., Portugaly, E., Flash, T. et Weiss, Y. *Noise and the two-thirds power law*. In Weiss, Y., Schölkopf, B. et Platt, J., éditeurs, *Advances in Neural Information Processing Systems 18*, pages 851–858. MIT Press, Cambridge, MA, 2006.
- [Marigold2007] Marigold, D. et Patla, A. *Gaze fixation patterns for negotiating complex ground terrain*. *Neuroscience*, vol. 144, n° 1, pages 302–313, 2007.
- [Marple-Horvat2005] Marple-Horvat, D., Chattington, M., Anglesea, M., Ashford, D., Wilson, M. et Keil, D. *Prevention of coordinated eye movements and steering impairs driving performance*. *Experimental Brain Research*, vol. 163, n° 4, pages 411–420, 2005.
- [Marshall2001] Marshall, J. et Fink, G. *Spatial cognition : Where we were and where we are*. *NeuroImage*, vol. 14, pages S2–S7, 2001.
- [Massey1992] Massey, J., Lurito, J., Pellizzer, G. et Georgopoulos, A. *Three-dimensional drawings in isometric conditions : relation between geometry and kinematics*. *Experimental Brain Research*, vol. 88, n° 3, pages 685–690, 1992.
- [McFadyen2001] McFadyen, B., Malouin, F. et Dumas, F. *Anticipatory locomotor control for obstacle avoidance in mid-childhood aged children*. *Gait & Posture*, vol. 13, n° 1, pages 7–16, 2001.
- [McGeer1990] McGeer, T. *Passive dynamic walking*. *International Journal of Robotics Research*, vol. 9, pages 62–82, 1990.
- [McIntyre1998] McIntyre, J., Berthoz, A. et Lacquaniti, F. *Reference frames and internal models for visuo-manual coordination : what can we learn from micro-gravity experiments?* *Brain Research Reviews*, vol. 28, n° 1-2, pages 143–154, 1998.
- [McIntyre2001] McIntyre, J., Zago, M., Berthoz, A. et Lacquaniti, F. *Does the brain model Newton's laws?* *Nature Neuroscience*, vol. 4, pages 693–694, 2001.
- [McIntyre2003] McIntyre, J., Senot, P., Prevost, P., Zago, M., Lacquaniti, F. et Berthoz, A. *The use of on-line perceptual invariants versus cognitive internal*

- models for the predictive control of movement and action*. Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings. First International IEEE EMBS Conference on, pages 438–441, 2003.
- [McNaughton1996] McNaughton, B. *Deciphering the hippocampal polyglot : the hippocampus as a path integration system*, 1996.
- [Melvill-Jones2005] Melvill-Jones, G., Fletcher, W., Weber, K. et Block, E. *Adaptive plasticity in the control of locomotor trajectory*. Experimental Brain Research, vol. 167, pages 649–653, 2005.
- [Ménardais2004a] Ménardais, S., Kulpa, R., Multon, F. et Arnaldi, B. *Synchronization for dynamic blending of motions*. 2004 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation, pages 325–335, 2004.
- [Ménardais2004b] Ménardais, S., Multon, F., Kulpa, R. et Arnaldi, B. *Motion blending for real-time animation while accounting for the environment*. Computer Graphics International, pages 156–159, 2004.
- [Menz2003] Menz, H., Lord, S. et Fitzpatrick, R. *Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces*. Gait & Posture, vol. 18, n° 1, pages 35–46, 2003.
- [Mergner1993] Mergner, T., Hlavacka, F. et Schweigart, G. *Interaction of vestibular and proprioceptive inputs*. Journal of Vestibular Research, vol. 3, n° 1, pages 41–57, 1993.
- [Mergner1997] Mergner, T., Huber, W. et Becker, W. *Vestibular-neck interaction and transformation of sensory coordinates*. Journal of Vestibular Research, vol. 7, pages 347–367, 1997.
- [Mergner2002] Mergner, T., Huber, W. et Becker, W. *Visual object localization in space ; interaction of retinal, eye position, vestibular and neck proprioceptive information*. Experimental Brain Research, vol. 141, pages 33–51, 2002.
- [Merory2007] Merory, J., Wittwer, J., Rowe, C. et Webster, K. *Quantitative gait analysis in patients with dementia with Lewy bodies and Alzheimer's disease*. Gait & Posture, vol. 26, n° 3, pages 414–419, 2007.
- [Minassian2004] Minassian, K., Jilge, B., Rattay, F., Pinter, M., Binder, H., Gerstenbrand, F. et Dimitrijevic, M. *Stepping-like movements in humans with complete spinal cord injury induced by epidural stimulation of the lumbar cord : electromyographic study of compound muscle action potentials*. Spinal Cord, vol. 42, pages 401–416, 2004.
- [Mitteldstaedt2001] Mitteldstaedt, M. et Mitteldstaedt, H. *Idiothetic navigation in humans : estimation of path length*. Experimental Brain Research, vol. 139, pages 318–332, 2001.
- [Mohagheghi2004] Mohagheghi, A., Moraes, R. et Patla, A. *The effects of distant and on-line visual information on the control of approach phase and step over an obstacle during locomotion*. Experimental Brain Research, vol. 155, n° 4, pages 459–468, 2004.
- [Morris1990] Morris, G. Hunt seat equitation. New-York : Doubleday, 1990.
- [Nayfeh1995] Nayfeh, A. et Balachandran, B. Applied non-linear dynamics : Analytical, computational, and experimental methods. Wiley, New-York, 1995.
- [Neptune2008] Neptune, R., Sasaki, K. et S.A., K. *The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics*. Gait & Posture, vol. 28, pages 135–143, 2008.

- [Newell1986] Newell, K. Motor development in children : Aspects of coordination and control, chapitre Constraints on the development of coordination, pages 341–360. Dordrecht : Nijhoff, Wade MG & Whiting HTA, 1986.
- [Nicolas2004] Nicolas, G., Multon, F. et Berillon, G. *Inverse kinematics for the calculation of plausible bipedal locomotion using anthropological knowledge*. Proceedings of CASA, Geneva, Switzerland, pages 103–110, 2004.
- [Orendurff2006] Orendurff, M., Segal, A., Berge, J., Flick, K., Spanier, D. et Klute, G. *The kinematics and kinetics of turning : limb asymmetries associated with walking a circular path*. Gait & Posture, vol. 23, n° 1, pages 106–111, 2006.
- [Owings2004] Owings, T. et Grabiner, M. *Variability of step kinematics in young and older adults*. Gait Posture, vol. 20, n° 1, pages 26–29, 2004.
- [Papaxanthis1998a] Papaxanthis, C., Pozzo, T., Popov, K. et McIntyre, J. *Hand trajectories of vertical arm movements in one-G and zero-G environments*. Experimental Brain Research, vol. 120, n° 4, pages 496–502, 1998.
- [Papaxanthis1998b] Papaxanthis, C., Pozzo, T. et Stapley, P. *Effects of movement direction upon kinematic characteristics of vertical arm pointing movements in man*. Neuroscience Letters, vol. 253, n° 2, pages 103–106, 1998.
- [Papaxanthis1998c] Papaxanthis, C., Pozzo, T., Vinter, A. et Grishin, A. *The representation of gravitational force during drawing movements of the arm*. Experimental Brain Research, vol. 120, n° 2, pages 233–242, 1998.
- [Papaxanthis2003] Papaxanthis, C., Dubost, V. et Pozzo, T. *Similar planning strategies for whole-body and arm movements performed in the sagittal plane*. Neuroscience, vol. 117, n° 4, pages 779–783, 2003.
- [Papaxanthis2005] Papaxanthis, C., Pozzo, T. et McIntyre, J. *Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity*. Neuroscience, vol. 135, n° 2, pages 371–383, 2005.
- [Paquette2008] Paquette, M., Fuller, J., Adkin, A. et Vallis, L. *Age-related modifications in steering behaviour : effects of base-of-support constraints at the turn point*. Experimental Brain Research, vol. 190, n° 1, pages 1–9, 2008.
- [Paris2007] Paris, S., Pettré, J. et Donikian, S. *Pedestrian reactive navigation for crowd simulation : a predictive approach*. EUROGRAPHICS, vol. 26, n° 3, pages 665–674, 2007.
- [Patla1989] Patla, A., Robinson, C., Samways, M. et Armstrong, C. *Visual control of step length during overground locomotion : task-specific modulation of the locomotor synergy*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 15, n° 3, pages 603–617, 1989.
- [Patla1991] Patla, A., Prentice, S., Robinson, C. et Neufeld, J. *Visual control of locomotion : strategies for changing direction and for going over obstacles*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, vol. 17, n° 3, pages 603–634, 1991.
- [Patla1993] Patla, A. et Rietdyk, S. *Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion : effect of obstacle height and width*. Gait Posture, vol. 1, n° 1, pages 45–60, 1993.
- [Patla1996] Patla, A., Rietdyk, S., Martin, C. et Prentice, S. *Locomotor patterns of the leading and the trailing limbs as solid and fragile obstacles are stepped*

- over : some insights into the role of vision during locomotion.* Journal of Motor Behaviour, vol. 28, n° 1, pages 35–47, 1996.
- [Patla1997] Patla, A. *Understanding the roles of vision in the control of human locomotion.* Gait & Posture, vol. 5, n° 1, pages 54–69, 1997.
- [Patla1999a] Patla, A., Adkin, A. et Ballard, T. *Online steering : coordination and control of body center of mass, head and body reorientation.* Experimental Brain Research, vol. 129, n° 4, pages 629–634, 1999.
- [Patla1999b] Patla, A., Prentice, S., Rietdyk, S., Allard, F. et Martin, C. *What guides the selection of alternate foot placement during locomotion in humans.* Experimental Brain Research, vol. 128, pages 441–450, 1999.
- [Patla2004] Patla, A., Tomescu, S. et Ishac, M. *What visual information is used for navigation around obstacles in a cluttered environment.* Canadian Journal of Physiology and Pharmacology, vol. 82, n° 8-9, pages 682–92, 2004.
- [Patla2006] Patla, A. et Greig, M. *Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase.* Neuroscience Letters, vol. 397, n° 1-2, pages 110–114, 2006.
- [Peper1994] Peper, L., Bootsma, R., Mestre, D. et Bakker, F. *Catching balls : How to get the hand to the right place at the right time.* Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 20, n° 3, pages 591–612, 1994.
- [Perrier2008] Perrier, P. et Fuchs, S. *Speed-curvature relations in speech production challenge the one-third power law.* Journal of Neurophysiology, vol. 100, n° 3, pages 1171–1183, 2008.
- [Perry1992] Perry, J. *Gait Analysis : Normal and Pathological Function.* Slack Incorporated, 1992.
- [Petrarca2006] Petrarca, M., Di Rosa, G., Cappa, P. et Patanè, F. *Stepping over obstacles of different heights : Kinematic and kinetic strategies of leading limb in hemiplegic children.* Gait & Posture, vol. 24, n° 3, pages 331–341, 2006.
- [Pettré2003a] Pettré, J., Laumond, J. et Simeon, T. *3d collision avoidance for digital actors locomotion.* Intelligent Robots and Systems, 2003.(IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on, vol. 1, 2003.
- [Pettré2003b] Pettré, J., Laumond, J. et Siméon, T. *A 2-stages locomotion planner for digital actors.* Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation, pages 258–264, 2003.
- [Pettré2006] Pettré, J. et Laumond, J. *A motion capture-based control-space approach for walking mannequins.* Computer Animation and Virtual Worlds, vol. 17, n° 2, pages 109–126, 2006.
- [Pham2007] Pham, Q., Hicheur, H., Arechavaleta, G., Laumond, J. et Berthoz, A. *The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. II. A maximum smoothness model.* European Journal of Neuroscience, vol. 26, n° 8, pages 2391–2403, 2007.
- [Plamondon1998] Plamondon, R. et Guerfali, W. *The 2/3 power law : When and why?* Acta Psychologica, vol. 100, n° 1-2, pages 85–96, 1998.

- [Port1997] Port, N., Lee, D., Dassonville, P. et Georgopoulos, A. *Manual interception of moving targets : Performance and movements initiation*. Experimental Brain Research, vol. 116, n° 3, pages 406–420, 1997.
- [Pozzo1990] Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. et Vitte, E. *Head stabilization during various tasks in humans. I. Normal subjects*. Experimental Brain Research, vol. 82, n° 1, pages 97–106, 1990.
- [Pozzo1991] Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. et Vitte, E. *Head stabilization during various tasks in humans. II. Patients with bilateral vestibular deficits*. Experimental Brain Research, vol. 85, n° 1, pages 208–217, 1991.
- [Prévost2003] Prévost, P., Yuri, I., Renato, G. et Berthoz, A. *Spatial invariance in anticipatory orienting behaviour during human navigation*. Neuroscience Letters, vol. 339, n° 3, pages 243–247, 2003.
- [Ralston1958] Ralston, H. *Energy-speed relation and optimal speed during level walking*. European Journal of Applied Physiology, vol. 17, n° 4, pages 277–283, 1958.
- [Reed1999] Reed, M., Manary, M. et Schneider, L. *Methods for Measuring and Representing Automobile Occupant Posture*. Proc. International Congress and Exposition, Detroit, Michigan, March 1-4, 1999.
- [Regan1978] Regan, D. et Beverley, K. *Looming detectors in the human visual pathway*. Vision Research, vol. 18, pages 415–421, 1978.
- [Regan1982] Regan, D. et Beverley, K. *How do we avoid confounding the direction we are looking and the direction we are moving*. Science, vol. 215, pages 194–196, 1982.
- [Regan2000] Regan, D. et Gray, R. *Visually guided collision avoidance and collision achievement*. Trends in Cognitive Sciences, vol. 4, n° 3, pages 99–107, 2000.
- [Regan2002] Regan, D. *Binocular information about time-to-collision and time-to-passage*. Vision Research, vol. 42, pages 2479–2484, 2002.
- [Rhea2007] Rhea, C. et Rietdyk, S. *Visual exteroceptive information provided during obstacle crossing did not modify the lower limb trajectory*. Neuroscience Letters, vol. 418, n° 1, pages 60–65, 2007.
- [Richardson2002] Richardson, M. et Flash, T. *Comparing smooth arm movements with the two-thirds power law and the related segmented-control hypothesis*. Journal of Neuroscience, vol. 22, n° 18, pages 8201–8211, 2002.
- [Riley1990] Riley, P., Mann, R. et Hodge, W. *Modelling the biomechanics of posture and balance*. Journal of Biomechanics, vol. 23, n° 5, pages 502–506, 1990.
- [Rizzolatti1993] Rizzolatti, G., Matelli, M. et Pavesi, G. *Deficits in attention and movement following the removal of postarcuate (area 6) and prearcuate (area 8) cortex in macaque monkeys*. Brain, vol. 106, pages 655–673, 1993.
- [Robbins1998] Robbins, S. *Organisational behaviour. concepts, controversies and application*. Prentice Hall International, 1998.
- [Robertshaw2008] Robertshaw, K. et Wilkie, R. *Does gaze influence steering around a bend ?* Journal of Vision, vol. 8, n° 4, page 18, 2008.
- [Robertson1999] Robertson, R., Rolls, E., Georges-François, P. et Panzeri, S. *Head direction cells in the primate pre-subiculum*. Hippocampus, vol. 9, pages 206–219, 1999.

- [Rock2006] Rock, P. et Harris, M. *t* as a potential control variable for visually guided braking. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, vol. 32, n° 2, pages 251–267, 2006.
- [Rose1998] Rose, C., Cohen, M. et Bodenheimer, B. *Verbs and adverbs : multidimensional motion interpolation*. *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 18, n° 5, pages 32–40, 1998.
- [Rossignol2006] Rossignol, S., Dubuc, R. et Gossard, J. *Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion*. *Physiological Reviews*, vol. 86, n° 1, pages 89–154, 2006.
- [Rothkopf2004] Rothkopf, C., Ballard, D. et Hayhoe, M. *Task and context determine where you look*. *Journal of Vision*, vol. 7(14), n° 16, pages 1–20, 2004.
- [Rushton1998] Rushton, S., Harris, J., Lloyd, M. et Wann, J. *Guidance of locomotion on foot uses perceived target location rather than optic flow*. *Current Biology*, vol. 8, pages 1191–1194, 1998.
- [Rushton1999] Rushton, S. *Weighted combination of size and disparity : a computational model for timing a ball catch*. *Nature Neuroscience*, vol. 2, n° 2, pages 186–190, 1999.
- [Rybarczyk2004] Rybarczyk, Y., Mestre, D., Hoppenot, P. et Colle, E. *Evaluation de l'adaptation homme-machine basée sur un modèle biologique*. Handicap, Paris, 2004.
- [Rymill2005] Rymill, S. et Dodgson, N. *A Psychologically-Based Simulation of Human Behaviour*. *Theory and Practice of Computer Graphics*, pages 35–42, 2005.
- [Said2001] Said, C., Goldie, P., Patla, A. et Sparrow, W. *Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, n° 12, pages 1712–1719, 2001.
- [Sakuma2005] Sakuma, T., Mukai, T. et Kuriyama, S. *Psychological model for animating crowded pedestrians*. *Computer Animation and Virtual Worlds*, vol. 16, pages 343–351, 2005.
- [Sarre2008] Sarre, G., Berard, J., Fung, J. et Lamontagne, A. *Steering behavior can be modulated by different optic flows during walking*. *Neuroscience Letters*, vol. 436, n° 2, pages 96–101, 2008.
- [Saunders1953] Saunders, J. B., Inman, V. T. et Eberhart, H. D. *The major determinants in normal and pathological gait*. *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 35, n° 3, pages 543–558, 1953.
- [Schaal2001] Schaal, S. et Sternad, D. *Origins and violations of the 2/3 power law in rhythmic three-dimensional arm movements*. *Experimental Brain Research*, vol. 136, n° 1, pages 60–72, 2001.
- [Schmit2006] Schmit, J., Riley, M., Dalvi, A., Sahay, A., Shear, P., Shockley, K. et Pun, R. *Deterministic center of pressure patterns characterize postural instability in Parkinson's disease*. *Experimental Brain Research*, vol. 168, n° 3, pages 357–367, 2006.
- [Schwartz2000] Schwartz, A. et Moran, D. *Arm trajectory and representation of movement processing in motor cortical activity*. *European Journal of Neuroscience*, vol. 12, n° 6, pages 1851–1856, 2000.

- [Sedgeman1994] Sedgeman, R., Goldie, P. et Iansek, R. *Development of a measure of turning during walking*. In *Advancing rehabilitation : Proceedings of the inaugural conference of the faculty of health sciences*. La Trobe University, 1994.
- [Segal2008] Segal, A., Orendurff, M., Czerniecki, J., Shofer, J. et Klute, G. *Local dynamic stability in turning and straight-line gait*. *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 7, pages 1486–1493, 2008.
- [Sekiya1998] Sekiya, N. et Nagasaki, H. *Reproducibility of the walking patterns of normal young adults : test-retest reliability of the walk ratio (step-length/step-rate)*. *Gait & Posture*, vol. 7, n° 3, pages 225–227, 1998.
- [Shik1966] Shik, M., F.V., S. et Orlovsky, G. *Control of walking and running by means of electrical stimulation of the mid-brain*. *Biophysics*, vol. 11, pages 756–765, 1966.
- [Shkuratova2004] Shkuratova, N., Morris, M. et Huxham, F. *Effects of age on balance control during walking*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 85, n° 4, pages 582–588, 2004.
- [Sideway1996] Sideway, B., Fairweather, M., Sekiya, H. et McNitt-Gray, J. *Time to collision estimation in a simulated driving task*. *Human Factors*, vol. 38, pages 110–113, 1996.
- [Siegler2002] Siegler, I. et Israël, I. *The importance of head-free gaze control in humans performing a spatial orientation task*. *Neuroscience Letters*, vol. 333, n° 2, pages 99–102, 2002.
- [Smith2001] Smith, M., Flach, J., Dietzman, S. et Stanard, T. *Monocular collisions constraints on collision control*. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, vol. 27, n° 2, pages 395–410, 2001.
- [Solomon2006] Solomon, D., Kumar, V., Jenkins, R. et Jewell, J. *Head control strategies during whole-body turns*. *Experimental Brain Research*, vol. 173, n° 3, pages 475–486, 2006.
- [Sommer1959] Sommer, R. *Studies in personal space*. *Sociometry*, vol. 22, pages 247–260, 1959.
- [Spaulding1991] Spaulding, S. et A.E., P. *Obstacle avoidance during locomotion : effect of obstacle shape on gait modifications*. *IBRO World Congress of Neuroscience*, vol. 3, 1991.
- [Sreenivasa2008] Sreenivasa, M., Frissen, I., Souman, J. et Ernst, M. *Walking along curved paths of different angles : the relationship between head and trunk turning*. *Experimental Brain Research*, vol. 191, n° 3, pages 313–320, 2008.
- [Su2007] Su, J. et Dingwell, J. *Dynamic Stability of Passive Dynamic Walking on an Irregular Surface*. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 129, pages 802–812, 2007.
- [Sudarsky1990] Sudarsky, L. *Geriatrics : gait disorders in the elderly*. *The new England Journal of Medicine*, vol. 322, n° 20, pages 1441–1446, 1990.
- [Sutherland1984] Sutherland, D. *Gait disorders during childhood and adolescence*. Williams and Wilkins, 1984.
- [Sutherland1988] Sutherland, D., Olshen, R., Biden, E. et Wyatt, M. *The development of mature walking*. Cambridge University, 1988.

- [Taylor2005] Taylor, M., Dabnichki, P. et Strike, S. *A three-dimensional biomechanical comparison between turning strategies during the stance phase of walking*. Human Movement Science, vol. 24, n° 4, pages 558–573, 2005.
- [Templer1992] Templer, J. The staircase : studies of hazards, falls and safer design, chapitre Human territoriality and space needs on stairs, pages 61–70. MIT Press, cambridge, mass édition, 1992.
- [Terrier2003] Terrier, P. et Schutz, Y. *Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS)*. European Journal of Applied Physiology, vol. 90, n° 5, pages 554–561, 2003.
- [Thigpen2000] Thigpen, M., Light, K., Creel, G. et Flynn, S. *Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older*. Physical Therapy, vol. 80, n° 12, pages 1174–1187, 2000.
- [Tinetti1986] Tinetti, M., Williams, T. et Mayewski, R. *Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities*. American Journal of Medicine, vol. 80, n° 3, pages 429–434, 1986.
- [Todorov1998] Todorov, E. et Jordan, M. *Smoothness maximization along a predefined path accurately predicts the speed profiles of complex arm movements*. Journal of Neurophysiology, vol. 80, n° 2, pages 696–714, 1998.
- [Trésilian1991] Trésilian, J. *Empirical and theoretical issues in the perception of time to contact*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, vol. 17, n° 3, pages 865–876, 1991.
- [Tresilian1994] Tresilian, J. *Visually timed action : time-out for 'tau' ?* Human Movement Science, vol. 13, pages 335–373, 1994.
- [Tresilian1999] Tresilian, J. *Visually timed action : time-out for 'tau' ?* Trends in Cognitive Sciences, vol. 3, n° 8, pages 301–310, 1999.
- [Turano2005] Turano, K., Yu, D., Hao, L. et Hicks, J. *Optical-flow and egocentric direction strategies in walking. Central vs peripheral visual field*. Vision Research, vol. 45, pages 3117–3132, 2005.
- [Tversky2005] Tversky, B. *Functional significance of visuospatial representations*. In Shah, P. et Miyake, A., éditeurs, The Cambridge Handbook of Visuospatial Thinking, pages 1–34. Cambridge University Press, 2005.
- [Vallis2001] Vallis, L., Patla, A. et Adkin, A. *Control of steering in the presence of unexpected head yaw movements*. Experimental Brain Research, vol. 138, n° 1, pages 128–134, 2001.
- [Vallis2003] Vallis, L. et McFadyen, B. *Locomotor adjustments for circumvention of an obstacle in the travel path*. Experimental Brain Research, vol. 152, n° 3, pages 409–414, 2003.
- [Vallis2004] Vallis, L. et Patla, A. *Expected and unexpected head yaw movements result in different modification of gait and whole body coordination strategies*. Experimental Brain Research, vol. 157, pages 94–110, 2004.
- [Vallis2005] Vallis, L. et McFadyen, B. *Children use different anticipatory control strategies than adults to circumvent an obstacle in the travel path*. Experimental Brain Research, vol. 167, n° 1, pages 119–127, 2005.
- [van Emmerik1996] van Emmerik, R. et Wagenaar, R. *Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking*. Journal of Biomechanics, vol. 29, n° 9, pages 1175–1184, 1996.

- [van Hedel2002] van Hedel, H., Biedermann, M., Erni, T. et Dietz, V. *Obstacle avoidance during human walking : transfer of motor skill from one leg to the other*. The Journal of Physiology, vol. 543, n° 2, pages 709–717, 2002.
- [Varraine2000] Varraine, E., Bonnard, M. et Pailhous, J. *Intentional on-line adaptation of stride length in human walking*. Experimental Brain Research, vol. 130, n° 2, pages 248–257, 2000.
- [Vieilledent2001] Vieilledent, S., Kerlirzin, Y., Dalbera, S. et Berthoz, A. *Relationship between velocity and curvature of a human locomotor trajectory*. Neuroscience Letters, vol. 305, n° 1, pages 65–69, 2001.
- [Viviani1982] Viviani, P. et Terzuolo, C. *Trajectory determines movement dynamics*. Neuroscience, vol. 7, pages 431–437, 1982.
- [Viviani1985] Viviani, P. et Cenzato, M. *Segmentation and coupling in complex movements*. Journal of Environmental Psychology, vol. 11, n° 6, pages 828–845, 1985.
- [Viviani1991] Viviani, P. et Schneider, R. *A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, vol. 17, n° 1, pages 198–218, 1991.
- [Viviani1995] Viviani, P. et Flash, T. *Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : converging approaches to movement planning*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, vol. 21, n° 1, pages 32–53, 1995.
- [Vogelstein2006] Vogelstein, R., Tenore, F., Etienne-Cummings, R., Lewis, M. et Cohen, A. *Dynamic control of the central pattern generator for locomotion*. Biological Cybernetics, vol. 95, n° 6, pages 555–566, 2006.
- [Wada2004] Wada, Y. et Kawato, M. *A via-point time optimization algorithm for complex sequential trajectory formation*. Neural Networks, vol. 17, n° 3, pages 353–364, 2004.
- [Wagner2008] Wagner, J., Stephan, T., Kalla, ., Brückmann, H., Strupp, M., Brandt, T. et Jahn, K. *Mind the bend : cerebral activations associated with mental imagery of walking along a curved path*. Experimental Brain Research, vol. 191, n° 2, pages 247–255, 2008.
- [Wann1993] Wann, J., Edgar, P. et Blair, D. *Time-to-contact judgements in the locomotion of adults and preschool children*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 19, n° 5, pages 1053–1065, 1993.
- [Wann1996] Wann, J. *Anticipating arrival : is the tau-margin a specious theory ?* Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 22, n° 4, pages 1031–1048, 1996.
- [Warren1984] Warren, W. *Perceiving affordances : visual guidance of stair climbing*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, vol. 10, n° 5, pages 683–703, 1984.
- [Warren1988] Warren, W., Morris, M. W. et Kalish, M. *Perception of translational heading from optical flow*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, vol. 14, pages 646–660, 1988.
- [Warren1990] Warren, W. et Hannon, D. *Eye movements and optical flow*. Journal of Optical Society of America A, vol. 7, n° 1, pages 160–169, 1990.

- [Warren1998] Warren, W. *Visually controlled locomotion : 40 years later*. Ecological Psychology, vol. 10, n° 3-4, pages 177–219, 1998.
- [Warren2001] Warren, W., Kay, B., Zosh, W., Duchon, A. et Sahuc, S. *Optic flow is used to control human walking*. Nature Neuroscience, vol. 4, n° 2, pages 213–216, 2001.
- [Warren2004] Warren, W. et Fajen, B. *Behavioral dynamics of human locomotion*. Ecological Psychology, vol. 16, n° 1, pages 61–66, 2004.
- [Weber1998] Weber, K., Fletcher, W., Gordon, C., Jones, G. et Block, E. *Motor learning in the "podokinetic" system and its role in spatial orientation during locomotion*. Experimental Brain Research, vol. 120, n° 3, pages 377–385, 1998.
- [Weerdesteyn2004] Weerdesteyn, V., Nienhuis, B., Hampsink, B. et Duysens, J. *Gait adjustments in response to an obstacle are faster than voluntary reactions*. Human Movement Science, vol. 23, n° 3-4, pages 351–363, 2004.
- [Weerdesteyn2005] Weerdesteyn, V., Nienhuis, B. et Duysens, J. *Advancing age progressively affects obstacle avoidance skills in the elderly*. Human Movement Science, vol. 24, n° 5-6, pages 865–880, 2005.
- [Weiss2000] Weiss, P., Marshall, J., Wunderlich, G., Tellmann, L., Halligan, P., Freund, H., Zilles, K. et Fink, G. *Are action and perception in near and far space additive or interactive factors?* Brain, vol. 123, pages 2531–2541, 2000.
- [Weiss2003] Weiss, P., Marshall, J., Zilles, K. et Fink, G. *Are action and perception in near and far space additive or interactive factors?* . Neurolmage, vol. 18, pages 837–846, 2003.
- [Wilkie2003] Wilkie, R. et J.P., W. *Eye movement aid the control of locomotion*. Journal of Vision, vol. 3, pages 677–684, 2003.
- [Winter1991] Winter, D. *The biomechanics and motor control of human gait : normal, elderly and pathological*. University of Waterloo Press, Waterloo, 1991.
- [Wolff1973] Wolff, M. *Notes on the behaviour of pedestrians*. In Birenbaum A., S. E., éditeur, *People in Places : The Sociology of the Familiar*, pages 35–48. New York : Praeger, 1973.
- [Woods2003] Woods, R., Shieh, J., Bobrow, L., Vora, A., Barabas, J., Goldstein, R. et Peli, E. *Perceived collision with an obstacle in a virtual environment*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, vol. 44, page Abstract 4321, 2003.
- [Woollacott1997] Woollacott, M. et Tang, P. *Balance control during walking in the older adult : research and its implications*. Physical Therapy, vol. 77, n° 6, pages 646–660, 1997.
- [Yee2007] Yee, N., Bailenson, J., Urbanek, M., Chang, F. et Merget, D. *The Unbearable Likeness of Being Digital : The Persistence of Nonverbal Social Norms in Online Virtual Environments*. CyberPsychology & Behavior, vol. 10, n° 1, pages 115–121, 2007.
- [Yilmaz1995] Yilmaz, E. et Warren, W. *Visual control of braking : A test of the $\dot{\theta}$ hypothesis*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 21, n° 5, pages 996–1014, 1995.
- [Zaehle2007] Zaehle, T., K., J., Wüstenberg, T., Baudewig, J., Dechent, P. et F.W., M. *The neural basis of the egocentric and allocentric spatial frame of reference*. Brain Research, vol. 1137, pages 92–103, 2007.

- [Zago2008] Zago, M., McIntyre, J., Senot, P. et Lacquaniti, F. *Internal models and prediction of visual gravitational motion*. *Vision Research*, vol. 48, pages 1532–1538, 2008.
- [Zarrugh1974] Zarrugh, M., Todd, F. et Ralston, H. *Optimization of energy expenditure during level walking*. *European Journal of Applied Physiology*, vol. 33, n° 4, pages 293–306, 1974.
- [Zatsiorsky1990] Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. et L.G., C. *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments*. In Regier, G. C. . S., éditeur, *Contemporary Problems of Biomechanics*, pages 272–291. CRC-Press, Massachusetts, 1990.

Table des figures

1.1	Paramètres spatiaux de la marche.	4
1.2	Paramètres spatiaux de la locomotion en courbe.	5
1.3	Les principales phases du cycle de marche.	6
1.4	Deux modèles de marche pour minimiser l'énergie.	8
1.5	Covariation planaire des angles d'élévations des membres inférieurs.	10
1.6	Stabilité dynamique de la marche.	11
1.7	Stabilité de la tête.	13
1.8	Systèmes majeurs de perception.	14
1.9	Flux optique pour un observateur en translation.	16
1.10	Référentiels égocentré et allocentré.	18
1.11	Lunettes prismatiques et direction égocentrée.	20
1.12	Classification des pas lors d'un déplacement dans une cafétéria.	23
1.13	Approche du virage grâce au suivi d'une trajectoire tracée au sol.	24
1.14	Stéréotypie de la trajectoire du centre de masse.	25
1.15	Loi de puissance lors de trajectoires locomotrices périodiques.	28
1.16	Protocole expérimental pour l'étude du système podocinétique.	35
1.17	Modification de la direction de locomotion par les pieds ou par les hanches.	38
1.18	Pattern de la trajectoire du centre de masse en ligne droite et en courbe.	39
1.19	Stratégies spin et step turn dans un virage à 90°.	40
1.20	Détermination du risque de collision grâce à l'angle entre la direction du regard et la direction de la marche.	44
1.21	Approche globale pour l'estimation du TTC.	47
1.22	Approche locale basée sur le taux de séparation de deux points pour l'estimation du TTC.	47
1.23	Approche locale basée sur la réciproque du taux de dilatation sur la rétine de l'ensemble de la surface de l'objet pour l'estimation du TTC.	48
1.24	Quantification de l'espace personnel durant la locomotion.	52
1.25	Stratégies de placement de pieds pour le contournement d'obstacle.	56

1.26	Trois types de collisions avec un obstacle mobile.	57
1.27	Obstacle mobile arrivant sur un chemin de collision frontale.	59
2.1	Trajectoire du centre de masse en ligne droite.	64
2.2	Modélisation de la trajectoire du centre de masse par arc de cercle.	64
2.3	Hypothèses méthodologiques pour qualifier un essai en ligne droite et un essai en virage.	65
2.4	Conditions expérimentales pour étudier la marche en ligne droite et la marche en courbe.	67
2.5	Système Vicon pour l'acquisition tridimensionnelle du mouvement.	68
2.6	Modèle de placement des marqueurs.	70
2.7	Approche discrète de la courbure et de la vitesse lors de la marche.	72
2.8	Trajectoires du centre de masse en ligne droite.	73
2.9	Évolution de la courbure du centre de masse en ligne droite.	74
2.10	Courbure moyenne en fonction de la vitesse moyenne pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite.	76
2.11	Courbure moyenne en fonction de la vitesse moyenne pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite dans l'espace logarithmique.	77
2.12	Intervalle de confiance du comportement entre la courbure moyenne en fonction de la vitesse moyenne pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite.	78
2.13	Évolution de la courbure du centre de masse en virage à vitesse lente.	80
2.14	Évolution de la courbure du centre de masse en virage à vitesse de confort.	81
2.15	Évolution de la courbure du centre de masse en virage à vitesse rapide.	82
2.16	Classification des essais en fonction des stratégies de pose de pieds.	83
2.17	Stratégies de pose de pieds selon la condition et la vitesse de marche.	84
2.18	Exemples de stratégies de poses de pieds rencontrées pour les différentes conditions de changement de direction.	85
2.19	Stratégie multi-pas : perspectives d'analyse.	88
2.20	Courbure moyenne en fonction de la vitesse moyenne pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite selon le point de référence.	89
2.21	Stratégies de poses de pieds selon le point de référence.	91
2.22	Courbure moyenne en fonction de la vitesse moyenne pour chaque pas de l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais en ligne droite selon le genre des sujets.	92
3.1	Deux approches de la loi puissance dans un virage.	98
3.2	Définition des instants du virage.	99
3.3	Relations logarithmiques intra-individuelles pour un virage à 90°.	100
3.4	Approche inter-individuelle.	101

3.5	Relations logarithmiques inter-individuelles pour un virage à 90°	102
3.6	Relation logarithmique intra-individuelle pour une trajectoire en régime continu.	104
3.7	Trajectoires du centre de masse pour des virages de 30° à 150°	109
3.8	Méthodologie de calcul des paramètres de la loi de puissance.	110
3.9	Valeurs de C_{max} et $V_{C_{max}}$ pour chaque angle.	111
3.10	Relations de puissance inter-individuelles pour chaque angle.	112
3.11	Paramètres intrinsèques de la loi de puissance inter-individuelle.	113
3.12	Représentation générale des relations de puissance inter-individuelles.	114
4.1	Stratégies possibles d'évitement lors d'un croisement entre deux marcheurs.	120
4.2	Dispositif expérimental pour étudier le croisement de piétons.	121
4.3	Procédure de départ et d'arrivée lors d'un croisement entre deux sujets.	122
4.4	Prédiction de la distance minimale séparant les deux sujets à un instant donné.	124
4.5	Évolution de la distance minimale prédite séparant les deux sujets.	124
4.6	Point de croisement et ordre de passage des deux marcheurs qui se croisent.	125
4.7	Identification de quatre phases lors d'un croisement entre deux marcheurs.	126
4.8	Illustration des quatre phases lors d'un croisement entre deux marcheurs pour le paramètre courbure.	127
4.9	Approximation de la trajectoire du milieu des hanches pour chaque pas.	128
4.10	Définition du pas de référence.	128
4.11	Quantification de l'effet en courbure et en vitesse entre deux pas.	129
4.12	Quantification de l'effet en courbure lorsque la courbure moyenne du pas n+1 possède le même signe que le pas n.	130
4.13	Effet cumulé d'une stratégie en orientation au cours du temps.	131
4.14	Courbure et courbure moyenne par pas des deux marcheurs.	133
4.15	Vitesse et vitesse moyenne par pas des deux marcheurs.	133
4.16	Relations entre la distance réelle minimale séparant les sujets et la distance minimale prédite pour l'instant où elle atteint un minimum et pour l'instant où les sujets se voient.	134
4.17	Stratégies adaptées en courbure et en vitesse sur l'ensemble des essais.	135
4.18	Pourcentage de stratégie adaptée en courbure et en vitesse pour les sujets en fonction de la distance minimale prédite au premier instant où les sujets se voient.	136
4.19	Pourcentage de stratégie adaptée en courbure et en vitesse pour les sujets en fonction du minimum de la distance minimale prédite.	137
4.20	Identification des stratégies en courbure et en vitesse.	140
4.21	Dissymétrie de l'espace personnel lors d'un croisement entre deux marcheurs.	143
4.22	Modèle de locomotion pour l'évitement de collision entre deux sujets.	149
4.23	Stratégie d'évitement de collision au rugby.	152

Liste des tableaux

1.1	Détection de collision sur la base des déplacements parallactiques différentiels.	45
1.2	Estimation du TTC selon le référentiel.	48
2.1	Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude pour étudier la marche en ligne droite et en courbe dans le plan courbure-vitesse.	66
2.2	Repères anatomiques pour le placement des marqueurs externes.	69
2.3	Courbure et vitesse moyennes selon les conditions expérimentales de vitesse de marche.	74
2.4	Coefficients de variation intra-individuelle de la durée des pas et de la vitesse moyenne par pas en ligne droite.	75
2.5	Ratio de $C_{moy\text{Signe}}$ négative par rapport à l'ensemble des pas et l'ensemble des essais.	78
2.6	Coefficients de variation intra-individuelle de la vitesse moyenne par pas et de la durée des pas en virage.	79
2.7	Ratios de faux négatifs selon la condition expérimentale et le point de référence.	90
2.8	Coefficients de variation inter-individuelle de la courbure moyenne au long de l'essai selon le genre du sujet pour la condition ligne droite.	93
3.1	Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude pour analyser la loi de puissance entre la vitesse et la courbure dans un virage à 90°.	97
3.2	Coefficients de détermination de la relation inter-individuelle entre la courbure et la vitesse en fonction de l'instant du cycle de marche encadrant l'instant de courbure maximale.	106
3.3	Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude pour analyser l'influence de la forme du virage sur la loi de puissance inter-individuelle.	107
4.1	Seuil de distance minimale prédite à l'instant où les sujets se voient en dessous duquel on observe une stratégie préférentielle.	138
4.2	Seuil du minimum de distance minimale prédite en dessous duquel on observe une stratégie préférentielle.	138
4.3	Moyenne des effets cumulés des adaptations en courbure et en vitesse.	139

4.4 Différence entre le pas pour lequel une stratégie de modification de la direction ou de la vitesse de marche est détectée et le pas pour lequel le premier sujet atteint son point de croisement. 139

Publications liées à la thèse

Les travaux liés à cette thèse ont donné lieu aux publications suivantes :

- Olivier, A.H. et Crétual, A. *Velocity/curvature relations along a single turn in human locomotion*. Neuroscience Letters, vol. 412, n° 2, pages 148-153, 2007.
- Olivier, A.H., Fusco, N. et Crétual, A. *Local kinematics of human walking along a turn*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 11, Suppl. 1, pages 178-179, 2008.
- Olivier, A.H., Crétual, A. et Berthoz, A. *The shape of a turn influences the relation between minimal radius of curvature and velocity in human walking*. Gait & Posture, soumis.

.....

Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche

.....

La marche est un moyen de locomotion essentiel pour l'être humain. La marche en courbe fait partie des synergies motrices fondamentales qui permettent de se déplacer en sécurité lorsqu'un sujet tourne dans un couloir ou évite un obstacle. Ce travail vise à approfondir l'étude de la marche en courbe afin de définir des invariants locomoteurs fondamentaux pour l'explication biomécanique et neuroscientifique du mouvement mais aussi pour la génération de trajectoires réalistes en animation et en robotique humanoïde. L'originalité de ce travail est de considérer la trajectoire locomotrice humaine dans l'espace défini par la courbure et la vitesse de la trajectoire. Dans un premier temps, nous proposons une définition objective du virage qui s'appuie sur la relation discrète entre la courbure moyenne et la vitesse moyenne de la trajectoire à chaque pas du sujet en comparaison avec ces mêmes paramètres en ligne droite. Puis, nous nous intéressons aux relations de type loi de puissance entre vitesse et courbure au cours d'un virage. Nous démontrons l'existence d'une relation inter-individuelle au maximum de courbure. Enfin, nous nous intéressons au cas plus complexe de l'évitement de collision entre deux marcheurs afin d'identifier les stratégies mises en place. Ces stratégies dépendent de l'ordre de passage des sujets.

Mots clés : locomotion, stratégies de changement de direction, loi de puissance, génération de trajectoire, invariant locomoteur, stratégies d'évitement de collision.

.....

Analysis in the curvature-velocity space of direction changing during human walking

.....

Walking is one of the most usual action that humans perform in everyday life. Curved walking is a fundamental motor synergy that allows humans to move efficiently in space maintaining security. The purpose of this work is to investigate curved walking to identify locomotor invariant not only to enhance our understanding of human motion in a biomechanical and neuroscientific point of view but also to provide a model for the generation of realistic trajectories in computer graphics and humanoid robotics. The proposed approach considers human walking in the curvature-velocity space. Firstly, we develop a discrete method to define a turn based on the relation between mean curvature and mean velocity for each step of a subject, comparing these parameters with those of straight forward walking. Secondly, we seek for power law relations between curvature and velocity in one single turn. We demonstrate that such an inter-individual relation exists at the maximal curvature. Finally, we take interest in the complex situation of collision avoidance between two subjects to identify locomotor strategies. These strategies depend on the order of subjects crossing.

Keywords : human walking, direction changing strategies, power law, trajectory generation, locomotor invariant, collision avoidance strategies.