HAL
open science

Quantification et modélisation des forces et des moments appliqués à l'intérieur des attaches orthodontiques placées sur une arcade dentaire dans les trois dimensions de l'espace

Delphine Wagner

▶ **To cite this version:**

Delphine Wagner. Quantification et modélisation des forces et des moments appliqués à l'intérieur des attaches orthodontiques placées sur une arcade dentaire dans les trois dimensions de l'espace. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Strasbourg, 2018. Français. NNT : 2018STRAD020 . tel-02159424

HAL Id: tel-02159424

https://theses.hal.science/tel-02159424

Submitted on 18 Jun 2019

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

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

ÉCOLE DOCTORALE MATHEMATIQUES SCIENCES DE L'INFORMATION

ET DE L'INGENIEUR

LABORATOIRE ICUBE – UMR CNRS 7357

THÈSE

Présentée par : Delphine WAGNER

En vue de la soutenance du : 03 juillet 2018

Pour l'obtention du grade de : Docteur de l'Université de Strasbourg

Spécialité : Biomécanique

QUANTIFICATION ET MODELISATION DES FORCES ET DES MOMENTS APPLIQUES A L'INTERIEUR DES ATTACHES ORTHODONTIQUES PLACEES SUR UNE ARCADE DENTAIRE DANS LES TROIS DIMENSIONS DE L'ESPACE.

THÈSE dirigée par :

Monsieur le Docteur Daniel GEORGE	MCF, HDR, Université de Strasbourg

THÈSE co-encadrée par :

Monsieur le Docteur Yves BOLENDER	MCU-PH, Université de Strasbourg

RAPPORTEURS :

Madame le Professeur Marie-José BOILEAU	PU-PH, HDR, Université de Bordeaux
Monsieur le Docteur Guillaume HAIAT	DR CNRS, HDR, Université Paris-Est Créteil Val de Marne

---

EXAMINATEURS :

Monsieur le Professeur Youssef HAIKEL	PU-PH, HDR, Université de Strasbourg
Madame le Professeur Armelle MANIERE-EZVAN	PU-PH, HDR, Université de Nice
Madame le Docteur Rachele ALLENA	MCF, HDR, ENSAM, Paris Tech

REMERCIEMENTS

Le présent travail de thèse n'aurait jamais pu aboutir sans le soutien et la participation, à différents niveaux, de nombreuses personnes.

A Monsieur le Docteur Daniel George, directeur de cette thèse,

Je vous remercie pour la confiance que vous m'avez accordée au cours de ces trois années. Vous n'avez jamais compté vos heures et avez souvent adapté votre programme à mes contraintes professionnelles annexes. Votre disponibilité et vos conseils avisés m'ont permis de vivre ce projet comme une expérience très enrichissante, aussi bien sur le plan scientifique qu'humain. Ce travail a ouvert des portes vers d'autres recherches, que j'espère poursuivre avec vous.

A Monsieur le Docteur Bolender, co-encadrant de cette thèse,

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de co-encadrer cette thèse, malgré le contexte parfois difficile et le temps qui n'est malheureusement pas extensible. Vous avez inspiré ce sujet de thèse et avez apporté votre aide lors des étapes successives de ce travail.

Depuis 2012, vous partagez avec bienveillance votre expertise professionnelle au sein du Service d'Orthopédie Dento-faciale de la Faculté de Strasbourg. A la tête du service maintenant, vous avez su apporter une autre dimension à l'enseignement qui y ait dispensé. Je suis sincèrement honorée de venir compléter votre équipe et d'être, à partir de septembre prochain, en mesure de m'associer à vos efforts.

Veuillez bien accepter mes plus respectueux remerciements.

A Monsieur le Professeur Yves Rémond, directeur-adjoint scientifique INSIS CNRS,

Malgré vos nombreuses activités, vous avez toujours trouvé du temps à accorder à ce travail de thèse. Vos conseils clairs, votre rigueur et votre ouverture d'esprit m'ont permis d'avancer étape après étape. Au cours de nos entretiens successifs, vous m'avez transmis votre curiosité scientifique et vous avez su partager votre goût pour la recherche. Grâce à votre expérience et à vos connaissances, nous avons pu achever sereinement cette aventure.

Veuillez trouver ici le témoignage de ma profonde admiration et de ma sincère gratitude.

A Monsieur le Professeur Youssef Haikel,

Avec le Dr Yves Bolender, vous nous avez encouragé avec bienveillance et compréhension dans notre entreprise. Vous avez su nous orienter efficacement vers les bonnes personnes, dès l'initiation de ce travail.

Je me suis souvent tournée vers vous, pour quérir quelques judicieux conseils, et je tenais à vous faire savoir que je suis heureuse d'avoir eu une personne telle que vous pour m'épauler sur ce chemin parfois sinueux.

A Monsieur le Docteur Pascal Laheurte,

Votre motivation et votre implication au sein de notre collaboration a permis de faire évoluer notre projet. J'adresse également, par votre intermédiaire, tous mes remerciements au personnel de l'IUT de Forbach, tout particulièrement à Franck et Jérôme, pour avoir mis à ma disposition les équipements et leurs compétences afin d'effectuer une partie des essais expérimentaux.

Vos qualités d'homme (et de grand sportif) et d'enseignant-chercheur font naître l'amitié et le respect. Je vous prie de bien vouloir trouver ici le témoignage de ma très sincère gratitude.

A Monsieur le Docteur Boris Piotrowski,

Je suis également très reconnaissante envers le Docteur Boris Piotrowski, dont le soutien et la générosité auront été sans faille depuis notre rencontre. Il a guidé avec enthousiasme et gentillesse mes premiers pas dans le domaine de la modélisation numérique. Qu'il trouve là l'expression de ma joie d'avoir pu nouer une si belle collaboration, que j'espère poursuivre.

Et Monsieur Paul Didier, doctorant sous la direction de Monsieur le Docteur Boris Piotrowski, ils m'ont apporté leur aide indéfectible tout au long de la partie modélisation. Leur bonne humeur et leur dynamisme ont marqué ce projet.

Un clin d'œil à mes amies doctorantes, Mme Camille Spingarn et Mme Caroline Dissaux. Elles m'ont prêté main forte et soutenu sans détour.

A Madame le Professeur Marie-José Boileau,

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter d'être le rapporteur de cette thèse et de venir « au pays des cigognes » siéger dans ce jury. Au travers de vos nombreuses attributions, nous avons eu l'occasion de nous rencontrer à diverses occasions cette année. Je tenais à vous exprimer ma profonde gratitude pour l'accueil chaleureux, que vous avez réservé à ma nomination ainsi que pour le travail réalisé. Je me réjouis de travailler à vos côtés pour défendre et promouvoir la spécialité en Orthopédie Dento-Faciale sur le plan national.

A Monsieur le Docteur Guillaume Haiat,

Je tiens à vous remercier pour l'ouverture d'esprit dont vous avez fait preuve, en acceptant d'être rapporteur d'un travail entrepris par un odontologiste. Vous n'avez pas hésité à vous rendre disponible et à venir en Alsace pour m'entretenir. Veuillez trouver là le témoignage de ma profonde reconnaissance. pour avoir accepté de lire, et juger cette thèse.

A Madame le Professeur Armelle Manière-Ezvan,

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury, malgré toutes vos autres obligations. Nous avons, nous aussi, eu l'occasion de déjà nous rencontrer cette année. Votre bienveillance et rigueur marquent votre personnalité et je le crois font de vous une orthodontiste et une enseignante qu'on voudrait tous pouvoir prendre comme modèle.

A Madame le Docteur Rachele Allena

Je tiens à vous remercier pour l'ouverture d'esprit dont vous avez fait preuve, en acceptant de siéger dans ce jury. Vos travaux et vos différentes collaborations reflètent une rigueur scientifique, qui ne peuvent que forcer l'admiration.

A Madame le Professeur Anne-Marie Musset,

Je tenais à vous exprimer dans ce manuscrit, ma profonde admiration et mon sincère respect envers votre personne et vos engagements quotidiens en tant que Chef du Pôle de médecine et de chirurgie bucco-dentaires de Strasbourg. Depuis le jour de notre premier entretien, autour d'un sujet de thèse d'exercice, votre gentillesse et votre bienveillance ont toujours marqué nos échanges. C'est avec grand plaisir que j'envisage la suite de ma carrière professionnelle au sein de votre équipe hospitalière.

A Madame le Professeur Corinne Taddéi,

Veuillez trouver dans ce manuscrit, l'expression de ma plus profonde reconnaissance et gratitude pour vos encouragements, distillés avec finesse et ingéniosité tout au long de cette année forte en émotions, et même déjà antérieurement. Ce travail est l'apogée d'un parcours universitaire, dont vous avez été l'un des piliers. Je me réjouis de poursuivre sur cette lancée, au sein de votre équipe universitaire.

A Monsieur Alexandre Wolff, Monsieur Joël Aron, Monsieur Pierrick Aron et l'ensemble de l'équipe

J'aimerais exprimer toute ma gratitude et ma reconnaissance à cette formidable équipe, qui a toujours suivi avec intérêt mon travail et a contribué à l'enrichir en m'offrant leurs connaissances et leurs compétences. Sans vous, je n'aurais pas pu mener ces expérimentations.

Alexandre, ton esprit d'entreprise, ta disponibilité, ta rigueur et ton dynamisme, m'ont portée tout au long de ce projet. Trouve ici l'expression de mes plus vifs remerciements et de mon amitié.

A vous, Papa, Maman et Geoffrey à qui je dédie ce travail. Vous m'avez épaulé de façon inconditionnelle et je tiens à vous dire que vous êtes ceux, qui ont rendus possible tous les événements de ma vie.

A Parrain, qui veille sur moi maintenant.

A Marraine, une femme extraordinaire qui a toujours été là pour moi, depuis mes plus jeunes années.

Aux autres membres de ma famille, même éloignés géographiquement pour certains, vous êtes mon phare depuis toutes ces années.

A mes amis, notamment Aurore, Poupette, Prunette, Damien pour vos encouragements et tous les bons moments partagés. J'espère que nos chemins de vie resteront liés pour longtemps.

TABLE DES MATIERES

CHAPITRE I. INTRODUCTION 13

1.1. TERMINOLOGIE 13

1.2. CONTEXTE 16

CHAPITRE II. REVUE ACTUELLE DE LA LITTERATURE 20

2.1. BIOMECANIQUE ORTHODONTIQUE 21

2.1.1. Hypothèses sous-jacentes à l'utilisation de la biomécanique orthodontique 21

2.1.2. Le rapport moment/force 30

2.1.3. Quantification des forces et des moments appliqués au niveau des attaches 33

2.1.4. Frottement 34

2.1.5. Alliages orthodontiques en Nickel-Titane 42

2.1.6. Techniques de quantification des forces et moments 47

2.2. BIOLOGIE DU DEPLACEMENT DENTAIRE 49

2.2.1. Historique des connaissances sur le déplacement dentaire provoqué 49

2.2.2. Notion de force optimale 50

2.2.3. Rôle attribué au ligament alvéolo-dentaire 52

2.2.4. Remodelage osseux et déplacement orthodontique 53

2.3. MODELISATION ET SIMULATION NUMERIQUE DU DEPLACEMENT DENTAIRE 57

2.3.1. Intérêt des modélisations en orthodontie 58

2.3.2. Comportements mécaniques des structures anatomiques impliquées 59

2.3.3. Modélisation du LAD par la méthode des éléments finis 62

2.3.4. Modélisation des points de contact entre les attaches orthodontiques et les dents ainsi qu'entre les dents elles-mêmes 65

2.3.5. Simulation du remodelage osseux 65

CHAPITRE III. EQUILIBRE MECANIQUE DES FORCES ET MOMENTS PRESENTS A L'ECHELLE D'UNE ARCADE DENTAIRE. 68

3.1. OBJECTIF 68

3.2. CONTEXTE 69

3.3. METHODOLOGIE 69

3.4. RESULTATS 70

3.4.1. Equilibre mécanique sur une dent appareillée 70

3.4.2. Equilibre mécanique sur deux dents appareillées reliées en technique d'arc continu 71

3.4.3. Equilibre sur une arcade entière appareillée 72

3.4.4. Remarque sur la prise en compte de la dimension vestibulo-palatine dans les équations d'équilibres 73

3.5. CONCLUSION 75

CHAPITRE IV. MODELE EXPERIMENTAL 76

4.1. OBJECTIFS 76

4.2. MATERIEL COMMERCIALISE UTILISE POUR LA PARTIE EXPERIMENTALE 77

4.2.1. Le fil orthodontique 77

4.2.2. Les attaches orthodontiques 82

4.3. CONCEPTION ET REALISATION DES PLAQUETTES DE MESURE 85

4.3.1. Caractéristiques générales pour la conception des plaquettes 86

4.3.2. Conception de plaquettes planes et courbes pour la mesure des forces mésio-distales (ou forces de frottement) 86

4.3.3. Conception des repères sur les plaquettes planes pour la mesure des forces de frottement 88

4.3.4. Conception des repères sur les plaquettes courbes pour la mesure des forces de frottement 88

4.3.5. Conception et réalisation des plaquettes planes et courbes pour la mesure des forces corono-apicales (ou verticales) 89

4.3.6. Conception des plaquettes planes et courbes pour la mesure des forces vestibulo-palatines (ou horizontales) 91

4.3.7. Conception et réalisation des référentiels de mesure pour la quantification des forces corono-apicales (ou verticales) et vestibulo-palatines (ou horizontales) 91

4.4. CONCEPTION D'UN BANC DE TRACTION ADAPTE AUX MESURES SUR DES MODELES DE MACHOIRES 92

4.4.1. Caractéristiques recherchées 93

4.4.2. Conception et réalisation 93

4.4.3. Validation du banc de traction 96

4.5. COLLAGE DES BRACKETS SUR LES PLAQUETTES 101

4.5.1. Caractéristiques recherchées de la colle 101

4.5.2. Tests préliminaires pour le choix de la colle à utiliser 101

4.5.3. Protocole de collage sur les plaquettes 104

4.5.4. Contrôle du collage 104

4.6. LA TEMPERATURE D'ESSAI : PREMIER PARAMETRE INFLUENT POUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES 106

4.7. LE MILIEU SEC OU HUMIDE : DEUXIEME PARAMETRE INFLUENT POUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES 107

4.7.1. Résultats de l'influence du milieu sur la quantification des forces mésio-distales ou forces de frottement 108

4.7.2. Résultats de l'influence du milieu sur la quantification des forces corono-apicales ou verticales 111

4.7.3. Résultats de l'influence du milieu sur la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales 114

4.8. LA FORCE EXERCEE PAR LES LIGATURES ELASTOMERIQUES SUR LE FIL : TROISIEME PARAMETRE INFLUENT POUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES 120

4.8.1. Objectif 120

4.8.2. Méthodologie 120

4.8.3. Résultat 120

4.8.4. Conclusion 122

4.9. RESULTATS SUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES EXERCEES PAR LE FIL SUR CERTAINES ATTACHES DANS LES TROIS DIMENSIONS DE L'ESPACE 122

4.9.1. Quantification des forces mésio-distales ou forces de frottement 123

4.9.2. Quantification des forces corono-apicales ou verticales 128

4.9.3. Quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales 133

4.10. DISCUSSION ET CONCLUSIONS DE LA PARTIE EXPERIMENTALE 138

CHAPITRE V. MODELISATION NUMERIQUE 140

5.1. PROBLEMATIQUES 140

5.2. CONTRIBUTIONS POUR L'ELABORATION DES MODELES NUMERIQUES 140

5.2.1. Apport des données d'imagerie médicale tridimensionnelle 140

5.2.2. Apports de données cliniques pour la conception des brackets, du fil et des ligatures 140

5.2.3. Apport des données d'entrée issues de la phase expérimentale 142

5.3. OBTENTION DU MODELE NUMERIQUE 145

5.4. METHODOLOGIE ET RESULTATS NUMERIQUES 146

5.4.1. Analyse des résultats numériques 147

5.4.2. Quantification des forces de frottement cinématique lors de la traction du fil 148

5.4.3. Quantification des forces corono-apicales ou verticales 152

5.4.4. Modélisation d'une arcade dentaire entière appareillée 156

CHAPITRE VI. DISCUSSION 164

CHAPITRE VII. CONCLUSIONS 168

CHAPITRE VIII. PERSPECTIVES DE TRAVAIL 169

CHAPITRE IX. LEGENDES DES FIGURES 174

CHAPITRE X. LEGENDES DES TABLEAUX 181

CHAPITRE XI. REFERENCES 182

CHAPITRE I. INTRODUCTION

1.1. TERMINOLOGIE

Dans cette première partie, nous allons brièvement définir la terminologie propre à la discipline d'Orthopédie Dento-Faciale (ODF).

L'Homme possède 32 dents permanentes, réparties sur deux arcades dentaires, une supérieure dite maxillaire, une inférieure dite mandibulaire. Chaque arcade dentaire se compose de l'avant vers l'arrière, de 4 incisives, 2 canines, 4 prémolaires et de 6 molaires si les dents de sagesse sont présentes (*Figure 1*).

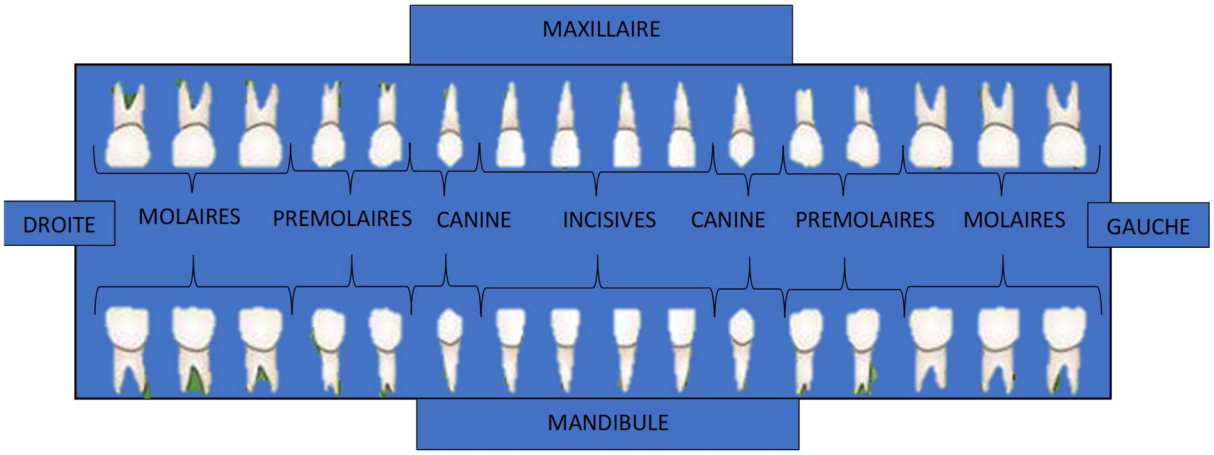


Figure 1 : les dents présentes sur les 4 quadrants des arcades (issue de http://madentition.fr/la-numerotation-et-le-nombre-de-dents-chez-lhomme/).

Le comité de l'American Dental Association (ADA) avait recommandé l'utilisation de la notation de Palmer en 1947. Comme cette méthode requière l'utilisation de symboles, son application était difficilement applicable. L'ADA a, en 1968, officiellement adopté un autre système de numérotation des éléments dentaires, le système universel (*Figure 2*).

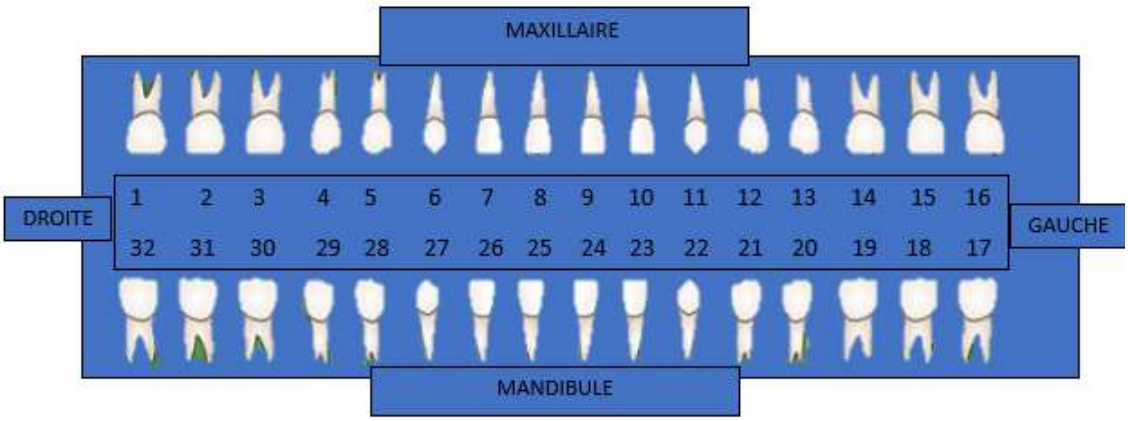


Figure 2 : la numérotation universelle (Universal Numbering System) (issue de http://madentition.fr/la-numerotation-et-le-nombre-de-dents-chez-lhomme/).

En 1996, l'ADA adopte le système ISO 3950, proposé par la Fédération Internationale des Dentistes, comme une alternative au système universel. Ce système utilise des nombres à deux chiffres pour caractériser chaque dent d'une arcade. Le premier chiffre désigne le quadrant (1,2, 3 ou 4 pour les dents permanentes) et le second désigne la position de la dent à partir de la ligne sagittale médiane (de 1 à 8 pour les dents) (*Figure 3*). Nous utiliserons cette dénomination dans notre exposé.

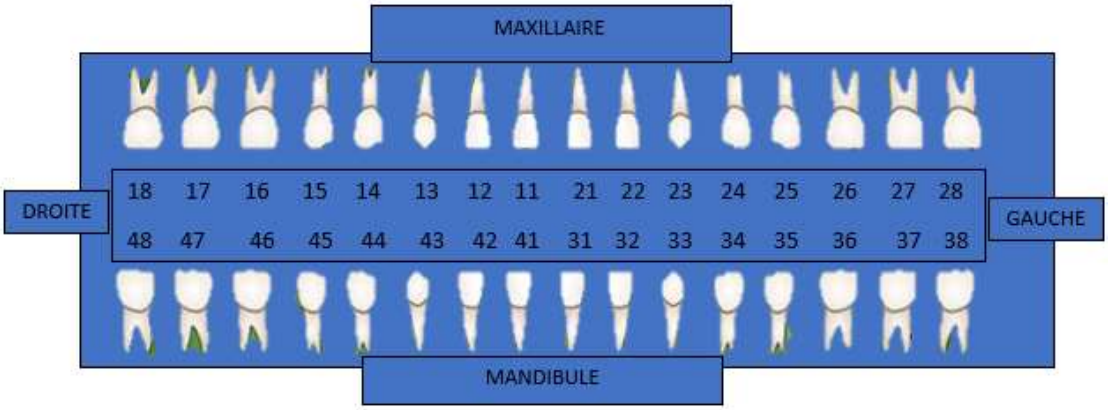


Figure 3 : la nomenclature internationale FDI des dents permanentes, système ISO 3950 (www.em-consulte.com/getInfoProduit/471527/extrait/chapitre_471527.pdf).

Lorsque l'on considère les différentes faces d'une dent, nous pouvons définir la face mésiale, distale, vestibulaire et linguale (également appelée palatine) selon la *Figure 4*.

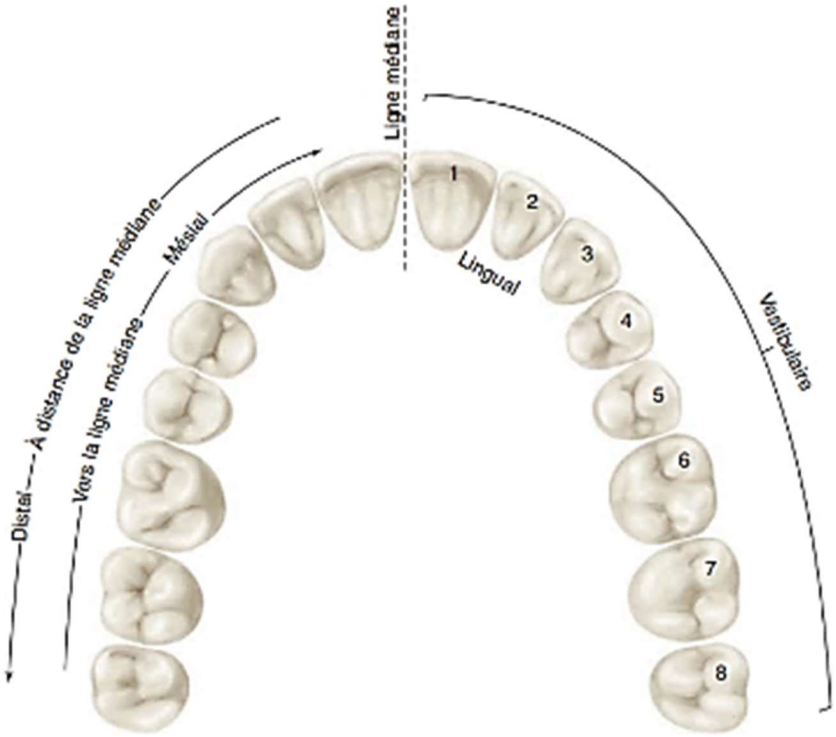


Figure 4 : les définitions des faces dentaires (www.em-consulte.com/getInfoProduit/471527/extrait/chapitre_471527.pdf).

Dans notre travail, nous avons choisi la correspondance décrite dans le tableau ci-dessous entre la numérotation ISO 3950 des dents et un numéro attribué à chaque attache correspondante (indiquant le numéro de l'attache collée sur la dent).

Dents maxillaires	Numérotation des dents	Numérotation des brackets
Deuxième molaire droite	17	1
Première molaire droite	16	2
Deuxième prémolaire droite	15	3
Première prémolaire droite	14	4
Canine droite	13	5
Incisive latérale droite	12	6
Incisive centrale droite	11	7

Dents maxillaires	Numérotation des dents	Numérotation des brackets
Incisive centrale gauche	21	8
Incisive latérale gauche	22	9
Canine gauche	23	10
Première prémolaire gauche	24	11
Deuxième prémolaire gauche	25	12
Première molaire gauche	26	13
Deuxième molaire gauche	27	14

Tableau 1 : la corrélation entre la numérotation des dents et la numérotation des attaches.

Dans ce manuscrit, nous allons parler de quantifications de forces dans les trois dimensions de l'espace. La *Figure 5* illustre la terminologie quant à la direction des différentes forces citées ultérieurement.

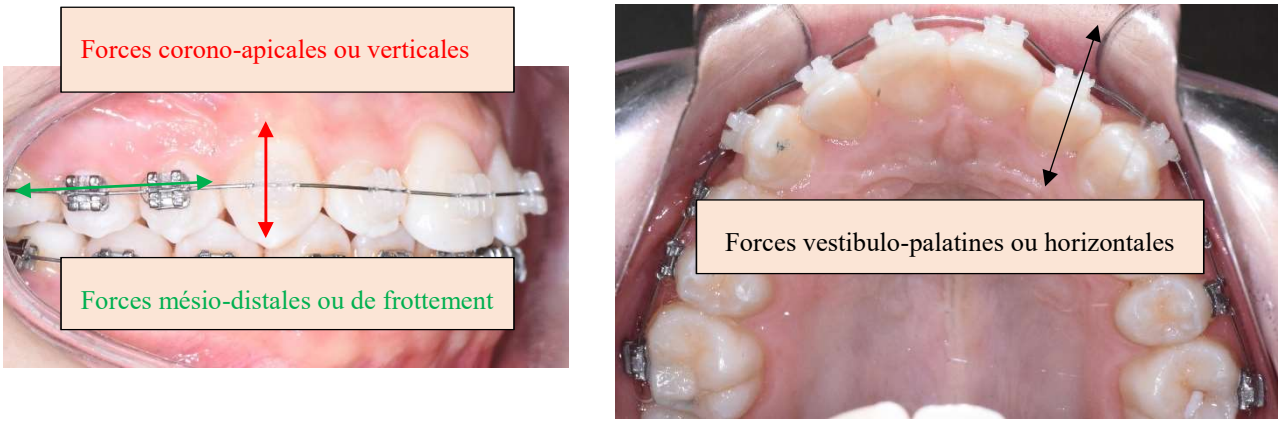


Figure 5 : illustration de la terminologie utilisée pour décrire les directions des forces appliquées (vues endobuccales d'un patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale de Strasbourg).

1.2. CONTEXTE

Si les premiers appareils d'orthodontie sont introduits par le français Pierre Fauchard dès 1723 (Asbell, 1990), il faudra attendre le passage du XIXème au XXème siècle pour que l'américain Edward Hartley

Angle, considéré comme le père fondateur de l'orthodontie moderne, mette au point successivement 4 types d'appareils fixes : *l'E-arch*, *le pin and tube appliance*, *le ribbon appliance* et enfin *l'edgewise appliance* (Angle, 1889, 1899, 1912, 1920, 1925, 1928). Par la suite, de nombreuses innovations sont venues améliorer la pratique orthodontique telle que l'introduction des techniques de collage des attaches dans les années 70 (Newmann, 1965), même si nous continuons à utiliser dans une version modifiée le 4ème appareil mis au point par Angle en 1925.

Les techniques fixes permettent de déplacer les dents à l'aide d'arcs orthodontiques insérés à l'intérieur de brackets, ou attaches, placés sur les différentes dents. Ces dispositifs sont généralement collés sur la surface externe des dents appelée face vestibulaire (*Figure 6*). Ces attaches disposent en leur centre d'une rainure, la gorge de l'attache de section rectangulaire permettant de loger le fil orthodontique (*Figure 7*). Ce dernier peut être de section ronde ou rectangulaire et peut être constitué de différents alliages (acier, nickel-titane, titane molybdène, titane-nobium). La section et le matériau du fil utilisé sont sélectionnés selon le stade du traitement et les mouvements dentaires recherchés.

Si les attaches orthodontiques introduites en 1925 étaient toutes identiques quelles que fussent les dents, les années 70 ont vu l'introduction d'attaches orthodontiques spécifiques à chaque dent des deux arcades (Andrews, 1972 et 1976). Des compensations sont introduites dans les attaches afin de tenir compte de la différence d'épaisseur des différentes dents, de leur inclinaison mésio-distale idéale (inclinaison de l'axe des dents de l'arrière vers l'avant), de leur inclinaison vestibulo-linguale (inclinaison de l'extérieur vers l'intérieur). Si en 1925 toutes ces informations devaient être incorporées à l'aide de courbures dans les arcs, les années 70 voient l'introduction de la technique de l'arc droit (*straight-wire appliance*) où l'insertion dans ces attaches qualifiées de pré-informées, d'un arc droit conformé selon une forme idéale d'arcade et dépourvu de pliures est censée placer idéalement toutes les dents d'une arcade. La forme d'arcade est définie comme la ligne qui relie les bords triturants des dents antérieures et les pointes cuspidiennes vestibulaires des dents postérieures en vue occlusale (vue supérieure ou inférieure de la totalité d'une arcade dentaire) (*Figure 8*). Les distributeurs de matériel orthodontique fournissent ainsi des arcs préfabriqués selon différentes formes d'arcade (Felton, 1987).

Figure 6 : appareil multi-attaches vestibulaire maxillaire appliquées (vue endobuccale d'un patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale de Strasbourg).

Figure 7: attache orthodontique ou bracket (en vert) disposant d'une gorge médiane dans laquelle un fil orthodontique est inséré (rouge) (courtoisie du Dr Y. Bolender).

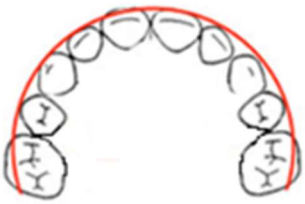


Figure 8 : forme d'arcade (ligne rouge).

Une fois positionné, le fil est maintenu au fond de la gorge de l'attache grâce à un système de ligatures, soit élastomériques soit métalliques ou alternativement des attaches auto-ligaturantes permettent de s'affranchir de toute ligature (*Figures 9, 10 et 11*). Le fil orthodontique va ainsi relier toutes les gorges des attaches placées sur les dents d'une arcade. Le tout est qualifié d'appareil multi-attaches.

Figure 9 : ligature élastomérique.

Figure 10 : ligature métallique.

Figure 11 : attaches auto-ligaturantes (image issue du logiciel Dolphin©).

Cette technique de traitement, comportant un seul fil reliant toutes les dents d'une même arcade, est décrite sous le terme de technique de « l'arc droit ». Elle est largement utilisée par les orthodontistes (Keim, 2014).

Son principe est fondé sur la possibilité de glissement du fil dans les gorges des attaches au cours du déplacement dentaire. Cette notion de glissement fait intervenir la notion de frottement entre le système composé par le fil, la gorge de l'attache et la ligature. Cette force va s'ajouter aux autres forces exercées par le fil à l'intérieur de la gorge (Rossouw, 2003 ; Burrow, 2009).

Malgré une utilisation généralisée de ces appareils, les praticiens n'ont pas forcément la connaissance exacte de l'ensemble des systèmes de forces délivrés, notamment lorsque la question est posée à l'échelle d'une arcade dentaire entière et en prenant en considération simultanément les trois dimensions de l'espace. De plus, la corrélation existante entre les systèmes de forces déployés au niveau des attaches avec les réactions au niveau de la dent et des tissus parodontaux (ligament alvéolo-dentaire LAD et os alvéolaire environnant) est peu détaillée dans la littérature.

La problématique de notre travail consiste à déterminer l'intensité et la distribution des efforts mécaniques présents à l'intérieur des attaches orthodontiques sur toutes les dents d'une arcade dentaire, lors de l'insertion d'un fil à mémoire de forme. Cette étape représente la première phase d'un traitement orthodontique, appelée phase de nivellement ou d'alignement.

Une revue de la littérature actuelle sur le sujet, a mis en lumière un certain nombre de publications faisant référence dans le domaine orthodontique. Grâce aux travaux de Burstone et Koenig de 1974, les forces et moments présents entre deux dents adjacentes ont été quantifiés expérimentalement. Plus récemment, des équipes ont quantifié expérimentalement les forces et moments sur au moins trois dents adjacentes lors de leur alignement sur une arcade courbe (Badawi, 2009 ; Liu, 2014 ; Lai, 2016). Nous avons souhaité apporter un développement à ces recherches préexistantes dans l'optique de nous rapprocher encore plus de l'application clinique, en analysant simultanément l'intégralité d'une arcade dentaire.

Par l'utilisation des torseurs et du principe fondamental de la dynamique, nous avons établi l'équilibre mécanique des forces et moments présents à l'échelle d'une arcade dentaire appareillée orthodontiquement. Ces données théoriques ont été complétées dans un second temps, par une phase expérimentale, intégralement conçue et développée pour notre travail de thèse. Nous avons reproduit sur des plaques rigides, rectilignes puis courbes, les situations étudiées dans la partie théorique. Des séries de mesures évaluant les forces en présence lors de l'insertion d'un fil à mémoire de forme ont été menées sur différentes dents d'intérêt. Nous en avons ensuite déduit par calcul les moments correspondants. Deux publications internationales ont valorisé cette partie.

Ces résultats expérimentaux ont servi de données d'entrée et de validation pour la dernière partie du travail de thèse, fondée sur une modélisation numérique et une analyse par la méthode des éléments finis. Pour cette partie, une collaboration avec le laboratoire d'étude des microstructures et de mécanique des matériaux (LEM3) de Metz a été instaurée. La modélisation a permis d'extrapoler les résultats expérimentaux à l'ensemble d'une arcade dentaire et ceci dans les trois dimensions de l'espace. Cette partie fait l'objet d'une publication en cours de préparation.

CHAPITRE II. REVUE ACTUELLE DE LA LITTERATURE

Le déplacement dentaire, en termes de type et de quantité de déplacement, résulte de la mécanique mise en place dans les attaches positionnées sur les dents. Il fait appel à des connaissances de biomécanique, dans la mesure où elle est appliquée au vivant. Le mouvement dentaire dépend également des réponses biologiques de la dent et de ses tissus de soutien aux contraintes appliquées. Des notions de biologie sont fondamentales pour expliquer, en partie, les effets de cette biomécanique sur les structures dentaires et parodontales (ligament alvéolo-dentaire (LAD), os alvéolaire, cément, gencive), même si actuellement tous ces phénomènes ne sont pas encore connus (*Figure 12*).

Figure 12 : définition des composants d'une dent et de son parodonte (issue de http://www.parsakhaksar.fr/parodontologie/le-parodonte-sujet).

Nous nous proposons de faire un état des lieux des connaissances actuelles de la biomécanique utilisée par les appareils multi-attaches.

Dans une seconde partie, nous détaillerons les connaissances quant aux réponses adaptatives aux forces délivrées par les appareils d'orthodontie au niveau dentaire et parodontal, depuis les premières études histologiques jusqu'aux découvertes moléculaires plus récentes (Krishnan et Davidovitch, 2006 ; Massella et Meister, 2006 ; Meikle, 2006 ; Wise et King, 2008).

Dans une dernière partie, nous aborderons les développements actuels sur les techniques de modélisations numériques et d'analyses par la méthode des éléments finis s'intéressant au déplacement dentaire provoqué (Bourauel, 2007 ; Cattaneo, 2008 ; McCormack, 2017).

2.1. BIOMECANIQUE ORTHODONTIQUE

Des appareils sont utilisés par les orthodontistes pour corriger les défauts d'agencements des dents entre elles, appelés malocclusions. L'objectif est d'obtenir certains types de mouvements dentaires dans les trois dimensions de l'espace en fonction des systèmes mécaniques mis en place. Pour répondre aux objectifs thérapeutiques, les positionnements dentaires finaux doivent correspondre à des critères occlusaux, fonctionnels, radiologiques et esthétiques (*Figures 13 et 14*) (Casko, 1998).

Figure 13 : vue endobuccale de face avant traitement orthodontique (patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle D'ODF, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg).

Figure 14 : vue endobuccale de face après traitement orthodontique (patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle D'ODF, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg).

Nous allons détailler les hypothèses sous-jacentes à la littérature biomécanique en orthodontie. Puis nous verrons les principaux éléments biomécaniques pris en compte actuellement lors de l'estimation des forces et des moments appliqués par les appareils d'orthodontie, en commençant par le lien entre rapport moment/force et le mouvement dentaire. Nous ferons un point sur la question du centre de résistance et de rotation. Puis nous aborderons la question du frottement et des différents paramètres y contribuant. Enfin nous détaillerons les quelques moyens existants dans la littérature pour mesurer les systèmes de forces mis en place.

2.1.1. Hypothèses sous-jacentes à l'utilisation de la biomécanique orthodontique

En mécanique, l'utilisation du principe fondamental de la dynamique, c'est à dire de la conservation de la quantité de mouvement, nécessite la définition précise du système sur lequel il sera appliqué. C'est ce que l'on va préciser dans les paragraphes suivants, en identifiant les différentes hypothèses qui seront utilisées dans la suite de ce travail.

En orthodontie, cette étape n'est cependant que peu ou pas explicitée clairement dans les publications faisant état des déplacements dentaires.

Définition d'un système mécanique

On appellera « système mécanique » un ensemble matériel S quelconque sur lequel s'appliquent des forces extérieures de contact ou à distance (poids). Il pourra par exemple être constitué d'une ou plusieurs dents, des attaches qui y sont collées, et de tout autre élément nécessaire à l'étude. La question du choix du système mécanique utilisé dépend principalement de la nature des forces que l'on veut prendre en compte ou pas. En effet, le principe fondamental de la dynamique ne considérant que les efforts extérieurs au système étudié, le système S devra alors être défini en conséquence.

Dans la littérature orthodontique, le système étudié est le plus souvent défini seulement en deux dimensions, même si les mouvements dentaires observés en clinique s'effectuent dans les trois dimensions de l'espace. (Kusy, 2005). De plus, la prise en compte des structures environnantes dans les calculs d'équilibre, notamment les réactions dues au ligament alvéolo-dentaire et à l'os alvéolaire, est pour le moment occultée (Burstone, 1988).

Une autre remarque, d'ordre terminologique, classiquement en ODF, des forces et moments exercés par les fils orthodontiques sur les dents appareillées sont décrits selon une des trois méthodes suivantes :

- Diagramme d'équilibre : c'est le diagramme des forces et des moments que l'orthodontiste exerce sur l'arc orthodontique afin de le placer dans les attaches.
- Système de forces et de moments exercés sur les attaches : correspond aux forces et moments opposés à ceux représentés sur le diagramme d'équilibre. Dans notre travail, nous utiliserons cette méthode.
- Système équivalent (*Figure 15*) : deux systèmes de forces et de moments sont considérés équivalents si la somme de leurs forces respectives est égale et si la somme de leurs moments calculée par rapport à n'importe quel point arbitraire est égale.

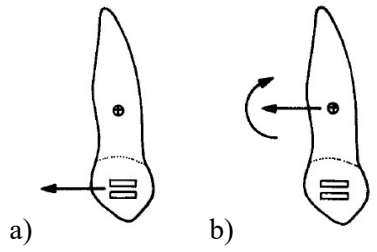


Figure 15 : la force appliquée au niveau du bracket sur la figure a) a pour système équivalent au niveau du centre de résistance de la même dent la force et le moment représentés sur la figure b) (issue de Smith et Burstone, 1984).

Pour être plus précis, d'un point de vue mécanique, l'égalité entre deux torseurs $\{T_1\}$ et $\{T_2\}$ est donnée par :

$$\{T_1\} = \{T_2\} \;\; si\, \overrightarrow{R_1} = \overrightarrow{R_2} \;\; et\, \forall P\, \overrightarrow{M_P^1} = \overrightarrow{M_P^2}$$

Avec un torseur au point A, écrit de la façon suivante : $\{\mathrm{T_A}\} = \{\vec{\mathrm{R}}_\mathrm{A} | \vec{\mathrm{M}}_\mathrm{A}\}$ où $\vec{\mathrm{R}}_\mathrm{A}$ est la résultante des forces et $\vec{\mathrm{M}}_\mathrm{A}$ est la résultante des moments au point A.

Pour des systèmes déformables, le principe de St Venant s'applique tel que, 2 torseurs équivalents ont les mêmes effets, seulement si, on est loin des points d'application des efforts.

Or dans ce dernier cas, les efforts d'ancrage de la dent font intervenir le LAD, très déformable, qui peut fortement évoluer en fonction des déformations.

Type d'efforts et leur modélisation- Hypothèses

H1 : On considérera que toutes les actions mécaniques appliquées au système S pourront être modélisées par un torseur dont les éléments de réduction seront définis en un point quelconque de l'espace.

Ainsi la distribution des actions du parodonte $\mathcal{P}$ sur une dent $\mathcal{D}$, qui sont les actions d'ancrage de la dent $\mathcal{D}$, sont définis par leur différentielle $\overrightarrow{dT_{\mathcal{P}\to\mathcal{D}}}(P,\vec{n},t)$ à chaque instant et en chaque point P de la surface de contact du parodonte sur la dent. On a : $\overrightarrow{dT_{\mathcal{P}\to\mathcal{D}}}(P,\vec{n},t) = \overline{\overline{\sigma(P,t)}}\vec{n}dS$,

où $\overline{\overline{\sigma(P,t)}}$ représente le tenseur eulérien de Cauchy des contraintes en P relativement à une surface dS orientée par $\vec{n}$, la surface totale de contact avec le parodonte étant notée $\partial\Omega$.

Ces actions seront représentées par leur résultante : $\vec{T}(t) = \int_{\partial\Omega} \overline{\overline{\sigma(P,t)}}\,\vec{n}dS$ et leur moment résultant au point Q : $\overrightarrow{M_Q}(t) = \int_{\partial\Omega} \overrightarrow{QA} \wedge \overline{\overline{\sigma(M,t)}}\vec{n}dS$, où A représente un point quelconque du glisseur $\vec{T}(t)$.

Le couple $(\overrightarrow{T(t)}, \vec{M}_Q(t))$ constituera alors le torseur d'action mécanique en Q du parodonte sur la dent.

H2 : Les efforts de pesanteur seront négligés.

Cette hypothèse n'est que partiellement satisfaisante. En effet, les intensités des actions mécaniques dues au poids des dents ne sont pas très éloignées de celles qui peuvent agir en orthodontie. Cependant, les réalités expérimentale et clinique ne conduisent pas à constater leur effet spécifique, aussi cette hypothèse sera conservée en attendant une phénoménologie plus avancée.

Principe fondamental de la dynamique

D'une façon générale mais sans entrer dans les détails, le principe fondamental de la dynamique se construit aujourd'hui à partir du principe des puissances virtuelles, qui postule que pour tout système matériel et tous ses sous-systèmes, dans un référentiel galiléen et à tout instant, la puissance virtuelle de tous les efforts mis en jeu, tant intérieurs qu'extérieurs, est égale à la puissance virtuelle des quantités d'accélération. Il ajoute que pour un mouvement virtuel rigidifiant, la puissance virtuelle des efforts intérieurs est nulle.

On en déduit le « principe » fondamental de la dynamique, qui nous dit que le torseur des efforts extérieurs à ce système, et dans les mêmes conditions, est égal au torseur des quantités d'accélération. Notons que cette dernière expression utilise le principe des puissances virtuelles dans le cas particulier du sous-espace vectoriels des mouvements virtuels rigidifiants, ce qui ne signifie pas qu'il ne s'applique qu'aux systèmes de solides rigides (Salençon, 1988).

$$\forall \mathcal{S}, \forall \mathcal{S}' \subset \mathcal{S}, \{\mathcal{F}_{\bar{\mathcal{S}} \to \mathcal{S}}\} = \left\{\mathcal{D}_{\mathcal{S}/\mathcal{R}_g}\right\}$$

H3 : On supposera que les solides étudiés sont indéformables.

Cette hypothèse est très satisfaisante pour les dents et attaches, les efforts appliqués n'induisant que des déformations négligeables compte tenu de leur module d'Young. Ce seront les systèmes étudiés. Elle ne sera pas appliquée aux arcs en alliage à mémoire de forme dont on exploite la super-élasticité pour générer les efforts nécessaires au mouvement, dans la phase initiale d'un traitement d'orthodontie. Enfin, elle ne pourra pas être appliquée au parodonte, le ligament alvéolo-dentaire étant déformable.

H4 : On négligera les quantités d'accélération

La durée des déplacements dentaires comme les masses mises en jeu rendent vraiment négligeables les résultantes dynamiques comme les moments dynamiques des systèmes étudiés quelle que soit leur configuration. Il peut paraître surprenant de considérer en conséquence le mouvement dentaire avec des équations de statique. Cependant, le mouvement de la dent ne provient pas des effets dynamiques des efforts appliqués, il est dû à des mécanismes biologiques complexes de destruction et de régénération osseuse dont les fondements biologiques, mécaniques, chimiques et physiques sont encore mal connus.

Les hypothèses *H3* et *H4* réduisent le principe fondamental de la dynamique écrit plus haut à une forme simple : $\forall \mathcal{S}, \{\mathcal{F}_{\bar{\mathcal{S}}\to\mathcal{S}}\} = \{0\}$

Ainsi, si le système orthodontique étudié est en équilibre, alors on pourra écrire : $\sum \overrightarrow{F_{\bar{\mathcal{S}}\to\mathcal{S}}} = \vec{0}$ et $\sum \overrightarrow{M_{Q,\bar{\mathcal{S}}\to\mathcal{S}}} = \vec{0}$.

L'ensemble de ces différentes hypothèses simplificatrices pose les bases du développement des appareils d'orthodontie (Burstone, 2015).

La notion de centre de résistance dans la littérature orthodontique

Lorsque le monde orthodontique s'intéresse aux conséquences des efforts mécaniques appliqués à l'intérieur des attaches en termes de déplacements dentaires, ils prennent un point particulier comme référence, nommé centre de résistance de la dent (CR). La définition classique en deux dimensions du CR est un point par lequel si une force unidirectionnelle simple était appliquée conduirait à une translation de la dent, s'il était considéré comme un corps libre dans l'espace (Viecilli, 2013). Il serait localisé à 1/3 de la hauteur de la racine à partir de la crête osseuse sur une dent monoradiculée (dent comportant une seule racine, typiquement une incisive ou une canine) (*Figure* 16) et au niveau de la furcation pour les dents pluriradiculées (dent comportant au moins deux racines, typiquement une prémolaire maxillaire ou une molaire). La profession se base essentiellement sur l'expérience clinique ainsi que sur une estimation de la localisation du CR à 40% de la hauteur radiculaire à partir de la crête osseuse (Burstone, 1982 ; Provatidis, 2000).

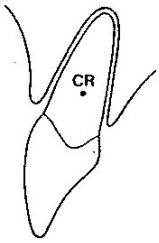


Figure 16 : localisation du centre de résistance d'une dent monoradiculée (issue de Smith, 1984).

Il faut noter que la localisation de ce point va dépendre de la forme, du nombre et de la longueur de la ou des racines. De plus, la localisation du CR dépend aussi de l'environnement parodontal de la dent considérée (hauteur et densité osseuse, organisation et physiologie du LAD) (Smith et Burstone, 1984). Cette hypothèse émise sur la localisation du CR, évite le recours à des équations ou simulations complexes (Smith, 1984 ; Tanne, 1991 ; Halazonetis, 1998 ; Viecilli, 2006 ; Bourauel, 2007 ; Cattaneo, 2008 ; Meyer, 2010). Des modélisations assistées par ordinateur tentent de répondre à cette question, en définissant la position du CR pour certaines dents d'intérêt, à des instants t précis, afin d'optimiser les déplacements dentaires (Viecilli, 2006).

Cette notion est ancienne, introduite dans le domaine dentaire par Fish en 1917 (Fish, 1917). C'est Burstone qui, en 1962, donne une définition applicable à l'orthodontie. Il propose que le CR soit le centroïde d'un élément rigide entouré d'un support élastique, en deux dimensions. Pour un modèle d'une dent idéalisée, de forme parabolique, il détermine une position du CR à 68% de la hauteur de sa racine.

Un certain nombre de travaux ont remis en cause l'utilisation du CR comme un point déterminé généralisable à toutes les configurations cliniques rencontrées. Nägerl et coll. (1991) au cours d'une expérimentation pionnière ont conclu que le CR dépendait de la direction d'application de la force. Dathe et coll. (2013) émettent un avertissement sur les définitions simplifiées du CR. Ils ont démontré que le CR, en tant que point unique, n'existe qu'en deux dimensions, à un instant t, ou dans des situations symétriques très spécifiques. Ils proposent de remplacer le CR par un nouveau concept mathématique : « le centre d'élasticité ». Viecilli et coll. (2013) se sont interrogés sur l'existence d'un point comme centre de résistance dans les trois dimensions de l'espace à cause de la prise en compte du parodonte et des asymétries de la morphologie dentaire. Leur définition se fonde sur une projection en deux dimensions d'un plan perpendiculaire à la ligne d'action de la force. Ils ajoutent un concept d'axes de résistance en trois dimensions. Comme les dents et le LAD sont asymétriques, les axes de résistance de chacun de ces deux éléments peuvent ne pas se couper, les axes ne définissent donc pas un point 3D comme centre de résistance. Sur l'exemple qu'ils ont donné (*Figure 17*) ils admettent qu'un « centre de

résistance simplifié » peut être caractérisé non pas par un point mais par un petit volume 3D, qui prendrait en compte les erreurs dues à l'asymétrie du LAD, de la dent et dues à la rigidité attribuée aux matériaux.

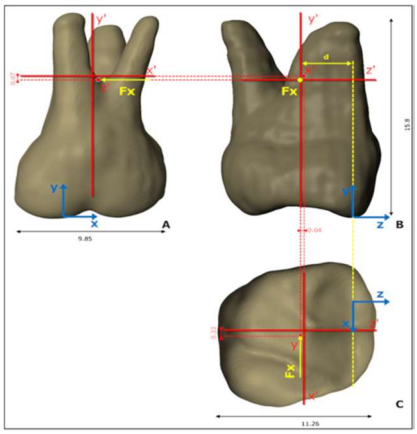


Figure 17 : représentation de la position du centre de résistance en trois dimensions (issue de Viecilli., 2013).

Modéliser la réalité 3D est complexe et nécessite des outils de calcul sophistiqués, qui ne sont accessibles que depuis quelques années. Ce développement a permis d'introduire la modélisation 3D et l'analyse par la méthode des éléments finis (Liao, 2016). Elles permettent de quantifier des données biomécaniques importantes pour des analyses plus précises des structures dentaires et des déplacements dentaires provoqués qui étaient auparavant difficiles à étudier (Jones, 2001 ; Field, 2009 ; Rungsiyakull, 2015). Une des applications est notamment la localisation d'un volume considéré comme CR, variable d'un individu à l'autre. Liao et coll. (2016) ont utilisé un modèle réel avec le respect des structures dentaires et ont défini pour un patient particulier, la localisation de ces volumes considérés comme CR pour différentes dents maxillaires, l'incisive latérale, la canine et la première prémolaire. Ils ont ainsi pu définir avec précision les valeurs des forces et des rapports moment / force (M/F) à appliquer sur la dent pour engendrer différents types de déplacements. Ils ont démontré que la position du CR ne change pas selon les niveaux de forces appliqués, ce qui corrobore les données de Nyashin et coll. (2015).

Cependant, très peu de méthodes systématiques pour localiser le CR sont actuellement utilisées. A ce jour, aucun consensus sur la localisation exacte du CR pour chaque dent n'a été reconnu à cause de la variabilité de la morphologie dentaire et des tissus de soutien d'un patient à l'autre et même d'un même patient à différents moments de la vie. Dans les perspectives biomécaniques, la localisation précise du CR propre à chaque dent de chaque patient est cruciale pour estimer les forces optimales à appliquer.

Note sur l'existence d'un centre de résistance

Que peut-on dire des conditions d'existence d'un centre de résistance (CR), c'est-à-dire d'un point tel qu'une force appliquée à la dent, passant par ce point, n'induirait qu'un mouvement de translation, à l'exclusion de toute rotation ?

Le CR est un concept qui s'applique à un système hors équilibre puisque la dent va bouger. Il faut donc s'intéresser pour le caractériser aux équations de la dynamique d'un système de solides rigides.

Soit S le système étudié, comprenant la (ou les) dent(s), les attaches qui y sont collées et le ligament alvéolo-dentaire (LAD).

Le principe fondamental de la dynamique nous dit qu'avec les hypothèses H1, H2, H3 précédentes, on peut écrire :

A tout instant (∀t), en tout point, en appelant $\bar{S}$ l'extérieur de S et R_g un référentiel galiléen, on a :

$$\{F_{\bar{S} \to S}\}_P = \left\{D_{P,\ S \in R_g}\right\}_P$$

De ce principe on tire les deux théorèmes suivants :

T1 : théorème de la résultante dynamique : ∀ t, ∀ P

$$\sum \{F_{i\,(\bar{S} \to S)}\} = M\,\vec{a}_{G \in S\,/\,R_g}$$

Où M désigne la masse totale du système S, $\vec{a}$ l'accélération du centre de gravité G de S.

T2 : théorème du mouvement dynamique : ∀ t, ∀ P

$$\sum_i \overrightarrow{M_{\iota\,P\,(\bar{S} \to S)}} = \overrightarrow{\delta_{P \in S\,/\,R_g}}$$

Où $\overrightarrow{M_{\iota_P}}$ représente les moments en P des forces extérieures appliquées à S ainsi que tout moment extérieur de $\bar{S}\ sur\ S$, $\vec{\delta}_P$ représente le moment dynamique du système appliqué en P, le moment s'obtient directement par la dérivée totale par rapport au temps du moment cinétique du système S en P, à la condition expresse que P soit le centre de gravité de S ou que P soit un point fixe dans R_g.

Dans le cas contraire on calculera $\vec{\delta}_P$ par l'utilisation du champ de moment de torseurs :

$$\overrightarrow{\delta_P} = \overrightarrow{\delta_{G,S\ /\ R_g}} + \overrightarrow{PG} \wedge M\ \vec{a}_{G \in S\ /\ R_g}$$

Avec alors $\overrightarrow{\delta_{G,S\ /\ R_g}} = \frac{d}{dt}(\overrightarrow{\sigma_{G,\ S\ /\ R_g}})$

Avec $\overrightarrow{\sigma_{G,\ S\ /\ R_g}} = \overline{\overline{I_G}}\ \vec{\Omega}(s/R_g)$

où $\overline{\overline{I_G}}$ est le tenseur d'inertie en G

et $\vec{\Omega}(s/R_g)$ le vecteur rotation du système S par rapport au repère galiléen.

Supposons maintenant l'existence de ce CR et d'une force $\overrightarrow{F_{CR}}$ supplémentaire générant une translation.

Le principe de la dynamique s'écrira avec ces 2 théorèmes :

T1' : ∀ t, ∀ P, $\overrightarrow{F_{CR}} + \sum_i\{\vec{F}_{i\ (\bar{S} \to S)}\} = M\ \vec{a}_{G \in S\ /\ R_g}$

T2' : ∀ t, ∀ P, $\vec{M}_{P\ (\overrightarrow{F_{CR}})} + \sum_i\{\vec{M}_{i\ p(\bar{S} \to S)}\} = \vec{\delta}_{P \in S\ /\ R_g}$

Pour que $\overrightarrow{F_{CR}}$ ne génère qu'une translation, il faut que ∀ t, ∀ P,

$$\vec{\delta}_{P \in S\ /\ R_g} = \vec{0}$$

$$\text{soit } \vec{M}_{P\ (\overrightarrow{F_{CR}})} = -\sum_i\{\vec{M}_{i\ p(\bar{S} \to S)}\}$$

Cette condition d'existence n'est vérifiée qu'à chaque instant t. Autrement dit, il existe un CR ∀ t, mais pour que ce CR reste fixe ∀ t, il faut que les moments des forces extérieures à S restent fixes également $/\ R_g$.

Deux cas principaux sont alors à étudier :

1. Parmi les forces extérieures de $\bar{S} \to S$, les forces d'ancrage peuvent varier dans le temps en fonction de phénomènes biologiques par exemple (le remodelage osseux) hétérogènes par ses mécanismes mêmes ou par des variations locales de densité osseuse.
2. Les forces d'ancrage peuvent également varier en raison de l'élasticité importante du LAD qui survient dans un temps assez court après l'application des efforts.

Dans ces deux situations, le CR occupe donc une position variable en fonction du temps si la force $\overrightarrow{F_{CR}}$ est elle, constante, alors le mouvement résultant ne pourra pas être une translation.

Ces deux conditions sont cependant liées. Une façon d'anticiper ces phénomènes serait alors pour le clinicien, d'évaluer les variations éventuelles de densité osseuse ainsi que les déformations du LAD dans le même voisinage. On entre alors dans une étude sur les cinétiques de remodelage, sur les éventuelles variations de densité cellulaire présente dans ces zones, qui dépasse le cadre de cette note.

Dans une problématique orthodontique réelle compte tenu des géométries et comportements variables des dents et du parodonte, avec le remodelage osseux, le CR bouge et ne se situera pas toujours au même point tout au long du mouvement. L'existence du point en tant que CR est ainsi le résultat d'une série d'hypothèses simplificatrices.

2.1.2. Le rapport moment/force

Traditionnellement, c'est la définition du rapport moment/force (M/F) au niveau du bracket qui détermine le type de mouvement engendré dans les trois dimensions de l'espace (Christiansen, 1969 ; Smith, 1984 ; Burstone, 2011).

Smith et Burstone (1984) ont émis l'hypothèse de travail suivante. Une force est appliquée, dont la ligne d'action est perpendiculaire au grand axe de la dent. Un moment, de sens opposé au moment produit par la force, est également appliqué au niveau du bracket. On suppose que la distance entre le bracket et le CR de la dent soit de 10 mm (*Figure 18*).

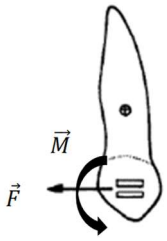


Figure 18 : représentation graphique de ce rapport M/F (issue de Smith et Burstone, 1984).

Ils ont, dans ces conditions, établi une corrélation entre la valeur du rapport M/F avec le type de mouvement que l'on peut s'attendre à obtenir cliniquement sur une telle dent. (*Tableau 2*).

Valeur du rapport M/F	**Mouvement obtenu**	**Description**
0	Version incontrôlée	
8	Version contrôlée	
10	Translation	
13-15	Mouvement de racine	
Tend vers l'infinie	Rotation	

Tableau 2 : relation entre le rapport M/F et le type de déplacement dentaire (Smith et Burstone, 1984).

On remarque, qu'encore une fois dans cette description, faisant référence dans le domaine orthodontique, les efforts d'ancrage ne sont pas mentionnés.

Kusy et Tulloch (1986) ont proposé un approfondissement des travaux de Smith et Burstone. Ils utilisent un autre élément fréquemment rencontré dans la description de la biomécanique orthodontique, le centre de rotation (Crot) du mouvement dentaire ou centre instantané de rotation en cinématique (CIR). Cette notion de CIR est vraie pour les solides rigides. Il se définit comme un point de l'espace autour duquel un corps effectue une rotation pure à l'instant t. Il n'est pas obligatoirement situé sur la dent et change de localisation tout au long du mouvement (Geramy, 2016 ; Nyashin, 2016).

Kusy et Tulloch mettent en relation le déplacement dentaire, la valeur du rapport M/F et la position du Crot, en gardant les mêmes hypothèses de travail que Smith et Burstone (1984) (*Figure 19*). Kusy et

Tulloch, parlent d'un mouvement de translation lorsque le centre de rotation se déplace à une distance infinie par rapport au centre de résistance de la dent. La rotation pure se produirait lorsque le centre de rotation coïnciderait avec le centre de résistance. Leur hypothèse implicite est que le CR ne se déplace pas au cours du mouvement dentaire. Toutes les autres positions du centre de rotation résulteraient de combinaisons de rotation et de translation et sont présentés soit comme des mouvements de versions soit des mouvements radiculaires (Kusy, 1986).

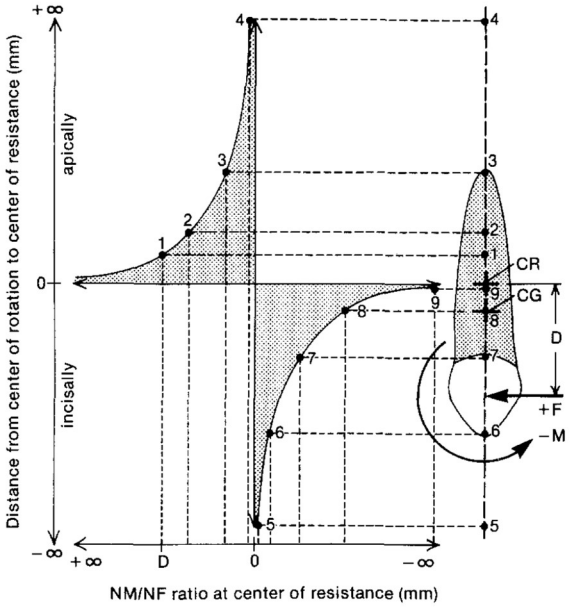


Figure 19 : représentation de la position du centre de rotation au cours du déplacement d'une dent en deux dimensions (issue de Kusy et Tulloch, 1986).

De très faibles changements de ce rapport M/F entraîne des modifications importantes des mouvements dentaires observés cliniquement. De plus, la définition précise de ce rapport est complexe car il évolue au cours du déplacement dentaire (Burstone, 1962).

Cependant, il est à noter, que le rapport M/F ne tient pas compte des intensités en valeur absolue des forces appliquées, ni des conséquences biologiques des intensités de ces forces. Notons également que toutes ces descriptions, qui font référence en ODF, sont faites sur un nombre limité de dents et surtout sans prendre en compte leur volume.

2.1.3. Quantification des forces et des moments appliqués au niveau des attaches

L'étude qui se pose comme une référence est celle de Burstone et Koenig (Burstone et Koenig, 1974). Ils ont travaillé en considérant la canine (A) et la première prémolaire (B) mandibulaires gauches. Des brackets sont positionnés sur la surface externe de ces deux dents adjacentes, selon des angulations (angle $\theta_A$et angle θ_B). Ces angles sont modifiés selon 6 configurations (Classes I, II, III, IV, V et VI), pour lesquelles les rapports θ_A/θ_B prennent des valeurs particulières. Les systèmes de forces ne sont établis que dans deux dimensions de l'espace (*Figure 20*).

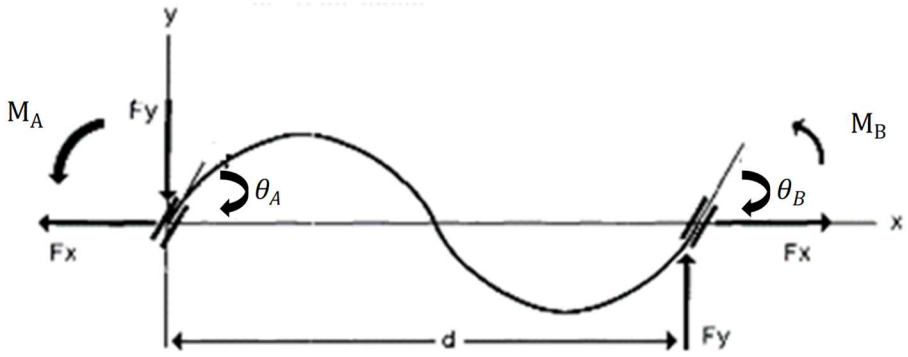


Figure 20 : les 6 géométries basiques décrites par Burstone et Koenig, 1974.

Deux hypothèses importantes pour la résolution de ces équations d'équilibre, mais non citées par les auteurs, sont d'une part que les forces appliquées au niveau de la gorge des attaches par le fil sont égales et opposées par rapport aux forces de réactions engendrées par le parodonte sur la dent. De plus, lorsque deux dents adjacentes sont considérées, elles sont supposées être de géométrie similaire, entourées par un milieu identique et homogène, et réagir de la même façon par rapport aux efforts mécaniques appliqués.

Les auteurs ont ainsi pu quantifier les forces et les moments présents en deux dimensions au niveau des attaches sur les deux dents d'intérêt en tenant compte de la distance pouvant les séparer (d = 7 mm) (*Tableau 3*).

Classe	I	II	III
θ_A/θ_B	$\theta_A/\theta_B = 1$	$\theta_A/\theta_B = 0{,}5$	$\theta_A/\theta_B = 0$
M_A/M_B	1	0,8	0,5
Système de force appliqué au fil (d=7 mm) (forces en N et moments en N.mm)	5,2 5,2 18,2 18,2	4,7 4,7 14,5 18,2	3,9 3,9 9,1 18,2
Classe	**IV**	**V**	**VI**
θ_A/θ_B	$\theta_A/\theta_B = -0{,}5$	$\theta_A/\theta_B = -0{,}75$	$\theta_A/\theta_B = -1$
M_A/M_B	0	-0,4	-1
Système de forces appliqué au fil (d=7 mm) (forces en N et moments en N.mm)	2,6 2,6 18,2	1,6 1,6 7,3 18,2	18,2 18,2

Tableau 3 : quantification des forces et des moments en présence sur deux dents adjacentes en deux dimensions selon les six classes géométriques (Burstone et Koenig, 1974).

Cet article de 1974 a ouvert la voie à la description théorique des forces et moments en présence lors de la mise en place d'appareils d'orthodontie mais elles n'intègrent pas une vision tridimensionnelle de toute une arcade dentaire ni les réactions parodontales au cours du mouvement dentaire.

2.1.4. Frottement

Contexte clinique

Le contact entre le bracket, l'arc orthodontique et la ligature forme une interface produisant du frottement (Farrant, 1977) et s'opposant au mouvement dentaire, surtout lorsque des techniques de glissement sont employées, comme la technique d'arc droit. Il constitue un défi clinique et doit être pris en compte pour obtenir les résultats thérapeutiques voulus. Pour le moment, lorsque les rapports M/F sont évalués, ils ne prennent pas en compte cette variable, qui a probablement un effet, dans les forces exercées par l'appareil d'orthodontie.

Définition

Le frottement qui nous intéresse en ODF, est le frottement de glissement. Par hypothèse, on suppose qu'il obéit à la loi de Coulomb, décrivant l'intensité des forces de frottements qui s'exercent entre deux solides rigides en contact et sans film lubrifiant. Il est aussi supposé que cette force soit inférieure à la limite de cisaillement des deux corps rigides entre eux. Le frottement de glissement peut être modélisé par une force.

Le frottement est une force qui s'oppose aux mouvements relatifs de deux objets, identifiés, en contact. La direction de cette force est tangentielle à la surface de contact entre les deux objets. (Drescher, 1989). Quand les deux surfaces en contact glissent l'une par rapport à l'autre, la force totale est décomposée en deux composantes, une composante qui est la force de frottement précédemment décrite (F) et l'autre composante qui est perpendiculaire à la première et qui est normale à la surface de contact (N), selon la relation de proportionnalité suivante : $F=\mu N$ où μ est le coefficient de frottement entre les deux matériaux (Kapila, 1990).

La définition du frottement citée ci-dessus doit être complétée par deux termes : la frottement statique et cinématique (Kusy et Whitley, 1997) (*Figure 21*). La force de frottement statique est la plus petite force nécessaire à l'initiation d'un mouvement de deux solides en contact, au repos initialement. La force de frottement cinématique est quant à elle la force qui s'oppose au mouvement de glissement d'un solide par rapport à un autre lors d'un déplacement à une vitesse constante (Omana, 1992). Le frottement cinématique est inférieure au frottement statique.

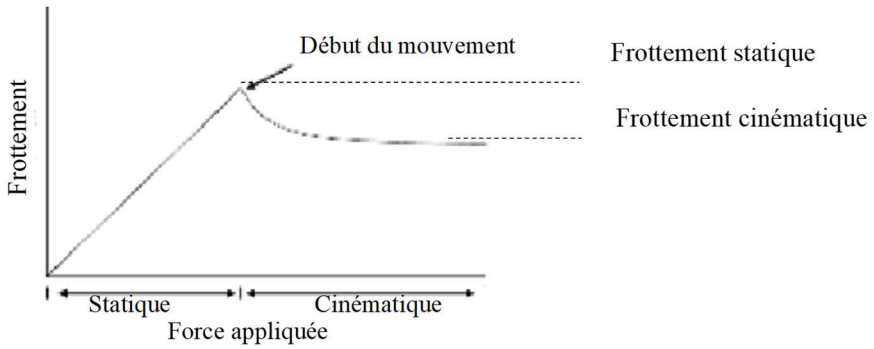


Figure 21 : définition des forces de frottement statique et cinématique (issue de Burrow, 2009).

L'application de ces deux termes à l'orthodontie n'est pas consensuelle, pour certains seul le frottement statique existe dans le domaine orthodontique. Pour d'autres, la distinction entre les deux formes du frottement n'est pas justifiée.

Nikolai et coll. (1985) prennent l'exemple du déplacement d'une canine au cours de sa rétraction. Lorsque la dent se déplace dans la direction de la force appliquée, du frottement cinématique aurait lieu entre le bracket et le fil. Le déplacement de la couronne dentaire précède généralement le mouvement de la racine ce qui crée une version de la dent en direction de la force appliquée. Le moment qui définit cette version dépend de la force appliquée et de la force de frottement. La version va transitoirement augmenter le frottement entre le fil et le bracket, restreignant le mouvement global de la dent. L'engagement du fil dans le bracket provoque un contre-moment qui va tendre à redresser la racine dentaire dans la direction de déplacement de la couronne. C'est alors un frottement statique qui se produit. Le mouvement pourra ensuite reprendre, avec des successions de versions coronaires et de redressements radiculaires (Nikolai, 1985).

Pour Rossouw et coll., les études de résistance par le frottement *in vitro* en orthodontie s'intéressent soit à la résistance statique (qui se produit instantanément après le début du glissement) soit à la résistance cinématique (qui se produit de façon continue après le début du glissement) et les considèrent comme deux phases distinctes. Selon ces auteurs, cette distinction est arbitraire et peut potentiellement prêter à confusion surtout dans un domaine comme l'orthodontie où l'on étudie des mouvements de faible vélocité (Rossouw, 2003).

Yanase et coll. (2014) ont étudié l'influence de la vitesse de glissement sur le frottement en choisissant une vitesse très lente, proche de celle rencontrée au cours des mouvements orthodontiques (5.0×10^{-7}, 1.0×10^{-5}, 1.0×10^{-4}, 1.0×10^{-3}, 1.0×10^{-2}, 1.0×10^{-1} mm/s). Le déplacement orthodontique se réduit à une vitesse d'environ 1mm/mois, soit 3.9×10^{-7} mm/s (Kusy, 1989). Cependant, les vitesses usitées au cours des expérimentations sont plutôt de l'ordre de 2 à 15 mm/min (Angolkar, 1990 ; Kapila, 1990 ; Prososki, 1991 ; Noda, 1993 ; Vaughan, 1995 ; Yamaguchi, 1996 ; Thorstenson, 2001 ; Khambay, 2004; Baccetti, 2006). Ils concluent à une augmentation des forces de frottement lorsque la vitesse (vélocité) diminue, ce qui implique que ce paramètre ne peut être négligé.

Un autre élément intervenant dans la prise en compte des phénomènes de frottement, est le fait que des ligatures élastomériques soient utilisées pour maintenir le fil dans les brackets. Les forces de frottement ne sont donc pas mesurées uniquement entre le fil et les brackets mais avec la participation de ces modules élastomériques. Ils auraient tendance à adhérer au fil et aux attaches et la contrainte de cisaillement augmenterait avec le temps (Rubinstein, 2004 ; Persson, 2006).

Kusy et Whitley (1997) se sont intéressés au contact acier/acier et ont divisé la résistance au glissement « *sliding » RS,* selon trois composants, dont les effets s'additionnent :

$$\overrightarrow{RS} = \overrightarrow{FR} + \overrightarrow{BI} + \overrightarrow{NO}$$

« Frottement FR » la frottement, statique et cinématique, générée par le contact entre le fil, le bracket et la ligature (c'est-à-dire absence ou très faible angulation entre l'arc et la gorge du bracket).

« *Binding BI »* quand le fil n'est en contact qu'avec les extrémités de la gorge du bracket à cause d'une angulation du bracket, par exemple lorsqu'une dent se verse ou lorsqu'un fil se déforme (c'est ce qui se passe quand une force est appliquée au niveau d'une attache et que la couronne commence à se verser) (*Figure 22*). Ce phénomène est décrit jusqu'à un certain angle critique θ_C.

« *Notching NO »* arc-boutement quand l'angulation du bracket est plus importante que l'angle critique θ_C (*Figure 23*). Ceci stoppe momentanément le mouvement dentaire, le temps que le mouvement radiculaire puisse se faire grâce aux modifications ligamentaires puis au remodelage osseux.

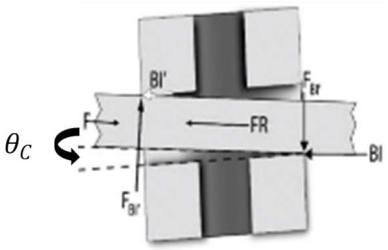


Figure 22 : phénomène appelé "binding" (issue de Prashant, 2015).

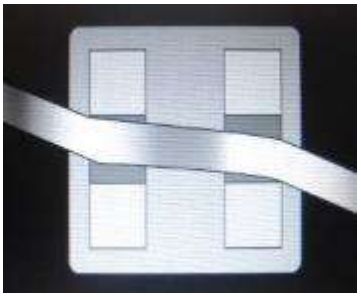


Figure 23 : phénomène appelé "notching" (issue de Burrow, 2009).

Ces deux derniers éléments semblent être majoritaires dans la résistance au glissement. Articolo et Kusy (Articolo, 1999) ont noté au cours de leur expérimentation que le contact entre le fil et le bracket angulé de 7° augmentait la résistance au glissement de 80% et qu'un angle de 13° au niveau du bracket faisait que le contact entre le fil et le bracket augmentait la résistance au glissement de 99%. La géométrie entre l'arc et le bracket définit donc un angle critique pour l'intensité des forces de frottement et donc le

glissement. En-dessous de cet angle, le glissement se produit avec du frottement, au-delà l'intensité du frottement augmente encore, phénomène appelé arc-boutement, et le glissement est plus difficile voire momentanément stoppé (Kusy, 1999 ; Articolo, 2000).

Variables affectant le frottement en orthodontie

Les paramètres à prendre en compte sont :

- Des facteurs physiques/mécaniques comme
    - Les propriétés de l'arc, l'alliage, la section, la surface, la rigidité (Tecco, 2009).
    - Les ligatures, en métal, en élastomère ou des attaches auto-ligaturantes (Baccetti, 2006 ; Baccetti, 2008, Baccetti, 2009), la façon dont la ligature est mise en place (Gandini, 2000).
    - Les propriétés du bracket (Henao et Kusy, 2005 ; Ehsani., 2009 ; Nucera, 2014) : le matériel, le traitement de surface, la chimie de surface, le procédé de fabrication, la tailles des gorges, le profil du bracket, les informations présentes dans la gorge du bracket (Chang, 2013).
    - Les appareils, la distance inter-bracket, la hauteur de collage, la force appliquée, l'angulation du bracket avec le fil (Tominaga, 2014).
- Des facteurs biologiques, comme la salive, la plaque dentaire, le tartre, la corrosion (Rossouw, 2003 ; Chang, 2013).

Conditions d'essais, humides ou sèches

La littérature montre la controverse au sujet de l'utilisation d'un milieu humide, à savoir a-t-il un effet lubrifiant ou adhésif. (Vissink, 1984 ; Baker, 1987 ; Downing, 1995 ; Hain, 2003 ; Griffiths, 2005 ; Turssi, 2006).

Selon Chang et coll. (2013) la salive artificielle augmenterait les forces de frottement, lors de l'application de forces importantes, la couche de salive serait fine et serait donc éjectée des surfaces de contact.

A l'inverse, Tselepis et coll. avaient trouvé que la salive artificielle pouvait agir comme un lubrifiant et réduire les frottements de façon significative (Tselepis, 1994).

Leal *et al*. (2014) ont évalué les effets de différents lubrifiants sur le frottement entre les arcs et brackets orthodontiques, avec de l'eau distillée, de la salive artificielle à base de mucine et carboxyméthylcellulose et de la salive humaine. Ils concluent à des forces de frottement similaires obtenues avec de la salive artificielle et de la salive humaine. Ils expliquent l'importance de la composition de la salive artificielle ainsi que de ces propriétés rhéologiques. En revanche, les forces de frottement sont plus élevées en milieu sec et quand de l'eau distillée est utilisée.

Différentes équipes ont étudiées le frottement avec divers protocoles. Certaines l'ont étudié à sec (Pizzoni, 1998 ; Franchi, 2008 ; Cordasco, 2009 ; Krishnan, 2009 ; Stefanos, 2010 ; Tecco, 2011) alors que d'autres ont préféré l'utilisation d'eau distillée ou de salive artificielle (Baker, 1987 ; Shivapuja, 1994 ; Tselepis, 1994 ; Read-Ward, 1997 ; Bandeira, 2011). Cependant, le pouvoir lubrifiant de l'eau n'est pas démontré (Turssi, 2006). Quant aux salives artificielles avec des bases de mucines semblent avoir des propriétés rhéologiques plus proches de la salive naturelle, elles semblent capables de former un film superficiel avec une adsorption intéressante (Vissink, 1984).

Selon Kusy en 1999, l'utilisation de salives artificielles ne permettrait pas de reproduire les conditions *in-vivo* endobuccales (*Figure 24*).

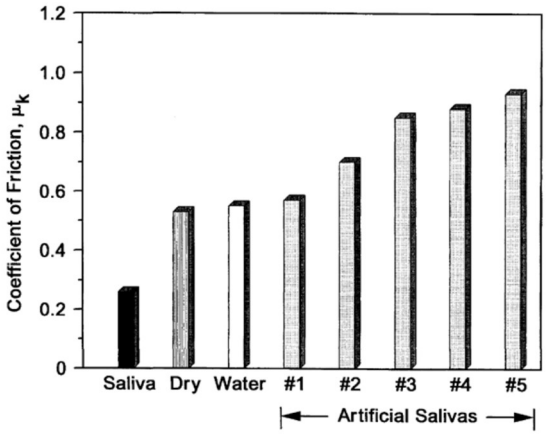


Figure 24 : comparaison des coefficients de frottement cinématique avec des arcs βTi et des brackets PCA (issue de Kusy, 1997).

La salive humaine semble représenter la solution à privilégier, cependant sa labilité rend les résultats inconstants (Söderling, 1989 ; Read-Ward, 1997).

Il n'y a donc pas de consensus quant au protocole expérimental à privilégier.

Influence de la température d'essai

Chang et coll. (2013) ont également mis en lumière l'importance des températures d'essai. Ils ont testé un alliage NiTi à trois températures, 20°C, 37°C et 55°C. Ils ont constaté qu'une augmentation de la température augmentait les forces de frottement. En accord avec d'autres études (Tonner, 1994 ; Meling, 2001), sachant que la structure cristallographique de l'alliage NiTi est influencée par la température, ils ont décrit des rigidités spécifiques pour la phase austénitique et pour la phase martensitique.

Alliages orthodontiques

Dans les études sur les matériaux en orthodontie, l'acier semble être l'étalon de référence (Kusy, 1990 (1) ; Kusy, 1990 (2)).

Une étude menée par Kusy et coll. (1997) a permis de déterminer les coefficients de frottement entre des brackets en acier et différents alliages utilisés pour les fils orthodontiques à la fois dans des conditions à sec et humide (*Figure 25*). Une situation nous intéresse en particulier, celle en conditions humides, où le coefficient de frottement au cours du frottement cinématique entre des brackets en acier et un arc en Nickel-Titane vaut environ 0,4. Ce coefficient de frottement fil/bracket (NiTi/acier inox) sera utilisé comme donnée d'entrée pour la conception du modèle numérique du chapitre 5.

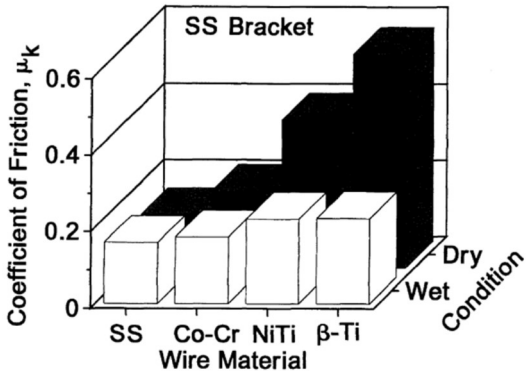


Figure 25 : coefficients de frottement cinématique μ_K centre des brackets en acier et différents alliages orthodontiques à 34°C (issue de Kusy, 1997).

Influence de la configuration expérimentale choisie

Un point à soulever est que la majorité des tests de frottement ont été menée sur un certain nombre de brackets alignés en deux dimensions voire colinéaires (Bednar, 1993 ; Taylor, 1996 ; Read-Ward, 1997 ; Pizzoni, 1998 ; Thorstenson, 2001 ; Khambay, 2004 ; Griffiths, 2005 ; Reicheneder, 2007 ; Franchi, 2008 ; Matarese, 2008 ; Cordasco, 2009 ; Voudouris, 2010). Seuls quelques tests ont pris en compte l'ensemble de l'arcade dentaire et sa forme (Hemingway, 2001 ; Wilkinson, 2002 ; Henao, 2004 ; Henao, 2005 ; Kim, 2008). Fourie et coll. (2009) ont validé l'hypothèse que les forces de frottement pourraient être plus importantes sur un modèle convexe, reproduisant la forme d'arcade, par rapport au set-up avec des brackets colinéaires, à cause des points de contact plus marqués entre le fil et les brackets, ainsi que de l'effet des ligatures.

Choix du type de ligatures

Un autre facteur à prendre en compte lorsque l'on traite du frottement est le type de ligatures utilisées pour maintenir le fil à l'intérieur des attaches. Une ligature élastique produirait une force sur le fil de 0,5 à 1,5 N. (Patil, 2016). Le frottement est donc également dépendant du moyen de ligature utilisé (Schumacher, 1990 ; Cacciafesta, 2003 ; Stefanos, 2010).

Depuis les années 60, des ligatures élastomériques sont venues remplacer progressivement les ligatures métalliques. Les ligatures en polyuréthane adhèrent fortement aux arcs orthodontiques, mais d'autres matériaux, pour concevoir ces ligatures élastomériques, ont été développés afin de diminuer les forces de frottement entre l'arc et la ligature (Franchi et Baccetti, 2006 ; Hain, 2006 ; Bortoly, 2008).

Influence de la morphologie du bracket

Une étude de 2013, menée par Chang et coll. s'est intéressée à l'impact de la conception du bracket sur les forces de résistance au glissement, notamment leur biseautage. Selon eux, le biseautage des arrêtes au niveau de la gorge du bracket permet de diminuer l'angle critique de *binding* et diminue ainsi les forces de frottement.

Conclusion

Selon Drescher et coll. plus de 60% des forces appliquées aux dents ne servent qu'à contrer la résistance au glissement. Selon d'autres études, les forces de frottement font perdre de 12 à plus de 70 % de la force appliquée initialement (Kusy, 1997 ; Montasser, 2014). Ceci explique le développement de nouveaux types d'alliages orthodontiques (comme le TMA *low frottement*) et de brackets avec depuis les années 80, les brackets auto-ligaturants, pour tenter de réduire le frottement au cours de nos traitements, sensés optimiser le glissement du fil dans la gorge de l'attache. Des systèmes auto-ligaturants passifs ont depuis été inventés avec pour objectif commercial de permettre une réduction des forces de frottement par rapport aux brackets auto-ligaturants actifs (Shivapuja, 1994 ; Thorstenson, 2001 ; Thorstenson, 2002 ; Thorstenson, 2003 ; Henao, 2004 ; Tecco, 2007 ; Kim, 2008 ; Matarese, 2008). Thorstenson précise cependant, que l'effet « binding » n'est pas dépendant du type de ligature et qu'il est similaire pour les brackets conventionnels et auto-ligaturants (Thorstenson, 2005).

2.1.5. Alliages orthodontiques en Nickel-Titane

Un traitement orthodontique se décompose en plusieurs phases thérapeutiques successives. Il débute par une phase dite d'alignement ou de nivellement dentaire, au cours de laquelle, les gorges des attaches vont être progressivement alignées selon un même plan. Pour cela, le praticien va le plus couramment utiliser des fils en alliage Nickel-Titane (NiTi), notamment en technique d'arc droit (Wilkinson, 2002).

Les alliages en NiTi utilisés font partie de la famille des alliages à mémoire de forme, de ce fait ils intéressent de nombreuses spécialités odontologiques, comme l'endodontie (Haikel, 1991 ; Haikel, 1999 ; Avoaka, 2010).

Les arcs en NiTi se sont largement démocratisés dans le domaine orthodontique. Cet alliage permet de déplacer les dents à l'aide de forces légères et constantes (Articolo, 1997). Cette dernière caractéristique est imputée à une transformation de phases à l'état solide, appelée transformation martensitique. Elle se produit soit à la suite d'un changement de température soit sous la contrainte mécanique (Miura, 1986 ; Patoor, 1990 ; Tonner, 1994 ; Tonner, 1994 ; Mullins, 1996 ; Oltjen, 1997).

En 1958, William J. Buehler métallurgiste au *Naval Ordnance Laboratory* (NOL) à White Oak, Maryland, faisait des recherches sur de nouveaux matériaux destinés aux missiles. Il avait sélectionné douze alliages. L'alliage équiatomique de nickel-titane était le plus résistant d'entre eux et a fait l'objet de caractérisation complémentaire. Lors d'une réunion professionnelle, Buehler avait préparé un

échantillon sous la forme d'une fine lame qu'il a plié tel un accordéon. L'échantillon était conçu pour être testé en flexion et pour démontrer sa résistance à la fatigue. Le co-directeur du laboratoire a utilisé son briquet pour chauffer l'échantillon et a observé le matériau revenir à sa forme rectiligne initiale. Il fut nommé NITINOL selon sa composition et son lieu de découverte (Buhler, 1968). Deux nouveaux arcs en nickel-titane sont apparus sur le marché dans les années 80 : les NiTi chinois commercialisé sous le nom de NiTi par Ormco® (Burstone, 1985) et le NiTi japonais mis sur le marché par GAC International® sous le nom de Sentalloy™ (Miura 1986). Ces deux types d'arcs montrent un comportement caractéristique à la flexion : la super-élasticité ou la capacité de délivrer un moment en flexion quasi constant pendant une large phase de décharge (Burstone, 2011). Au début des années 90, a nouvel alliage à base de nickel-titane a été introduit sur le marché avec un effet à mémoire de forme à température endobuccale (Neosentalloy-GAC International ™). En 1991, Sachdeva et coll. ont déposé un brevet pour un nouveau fil orthodontique dans un alliage de nickel-titane-cuivre-chrome. Ce fil est doté d'une super-élasticité et d'une mémoire de forme et possède trois formes commerciales sensées proposer des températures de transformation plus intéressantes que les autres préexistants pour leur utilisation clinique (Copper NiTi 27°C™, Copper NiTi 35°C™, Copper NiTi 40°C™).

Les fils en NiTi présentent au moins deux phases cristallographiques: une phase austénitique et une phase martensitique. Différentes techniques d'analyse structurale, comme la diffraction aux rayons X, ont permis de déterminer les structures de l'austénite et de la martensite (Goo, 1985) :

- La structure de l'austénite résulte de l'imbrication de deux réseaux cubiques simples et décalés d'une demi-diagonale du cube, occupés respectivement par des atomes de Ni et de Ti. Cette structure est appelée de type B2 (cubique centré) (*Figure 26 a*).
- La structure de la martensite est plus complexe. La structure la plus courante est monoclinique, elle est dite de type B19' (*Figure 26 b*).

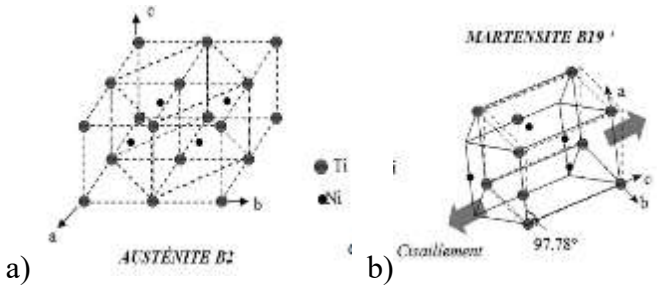


Figure 26 : a) structure cristalline de la phase austénitique.
b) structure cristalline de la phase martensitique
(issue de campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap16/site/html/cours.pdf).

La transformation de l'austénite vers la martensite et inversement est appelée cycle de transformation martensitique (Miura, 1986; Patoor, 1990 ; Tonner, 1994; Tonner, 1994 ; Mullins, 1996; Oltjen, 1997).

Ce cycle permet de définir les températures de transformation appelées: Ms *martensite start*, Mf martensite finish, As *austenite start*, AF *austenite finish*. La transformation martensitique n'a pas lieu à température constante. Elle débute au refroidissement à une température appelée *Ms (Martensite start)* et est complète à la température *Mf (Martensite finish).* Entre ces deux températures, il y a coexistence des deux phases. À température croissante, la transformation inverse débute à une température *As (Austenite start)* pour devenir complète à une température *Af (Austenite finish)* qui est plus élevée que *Ms*. Les valeurs prises par chacune de ces températures caractéristiques sont propres à chaque alliage. La différence entre ces deux températures induit l'existence d'une hystérésis.

La transformation martensitique peut être induite soit thermiquement (en abaissant la température en dessous de *Ms*), soit mécaniquement.

Les propriétés utilisables en clinique du NiTi dépendent des températures auxquelles ces transformations de phases se produisent. Ces températures clés sont dépendantes de la composition chimique et de la microstructure donc du passé thermomécanique de l'alliage. Elles sont obtenues expérimentalement par la mesure de toute propriété sensible à la structure, comme l'analyse calorimétrique différentielle (DSC).

Les propriétés spécifiques des arcs en NiTi sont au nombre de quatre (Nakano, 1999) : une faible rigidité, un important effet de relaxation, un effet mémoire de forme et la super-élasticité. Ces propriétés sont l'apanage de ces alliages et expliquent leur utilisation répandues en orthodontie.

La force du NiTinol™ en flexion est d'environ ¼ par rapport à celle de l'acier (Burstone, 2011).

L'effet de relaxation correspond à la partie de la déformation subie par le fil, restaurée lorsque le fil revient à sa forme originale lors de la désactivation. Cet effet du NiTinol™ est environ deux fois supérieur à celui de l'acier (Burstone, 2011).

Un alliage a un effet de mémoire de forme si, après une déformation permanente à « basse température » c'est-à-dire inférieure à *martensite finish Mf*, il revient à sa forme initiale par un simple chauffage, après arrêt de la contrainte (*Figure 27*).

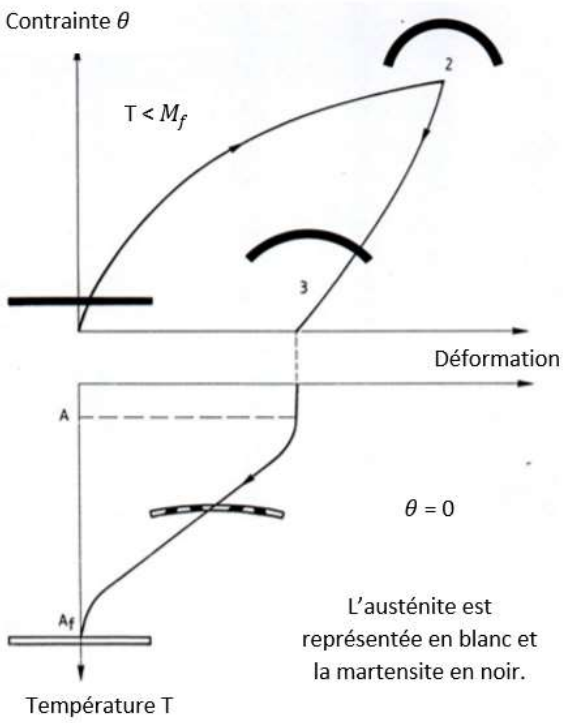


Figure 27 : effet mémoire de forme selon la norme AFNOR A 51-080 (1991).

Une autre propriété remarquable du NiTinol™ est la super-élasticité (Miura, 1986). La super-élasticité est due à une transformation de phases dans la structure de l'alliage, où une martensite induite sous contrainte apparaît et disparaît à une température supérieure à *Austénite finish Af*. La super-élasticité se manifeste par la récupération complète de la forme de l'échantillon lorsque la contrainte appliquée cesse. L'énergie est stockée de façon non dissipative et peut être récupérée complètement. Sur un diagramme contrainte-déformation, cette transformation réversible se caractérise par la présence d'un domaine de déformation hyperélastique (une faible augmentation de la charge pour une déformation importante) correspondant au « plateau de décharge » orthodontique (*Figure 28*). L'important au cours de la phase de nivellement est d'appliquer des niveaux de force légers et prédictibles (Articolo, 1999 ; Kusy, 1997). La caractéristique qui intéresse les orthodontistes est donc la présence d'une pente plus ou moins plate pendant la période de déchargement, connue sous le nom de *plateau de décharge* (Meling, 2001). Pendant ce dernier, le fil appliquera une contrainte quasi-constante aux dents concernées pendant une relative longue déformation (Miura, 1986).

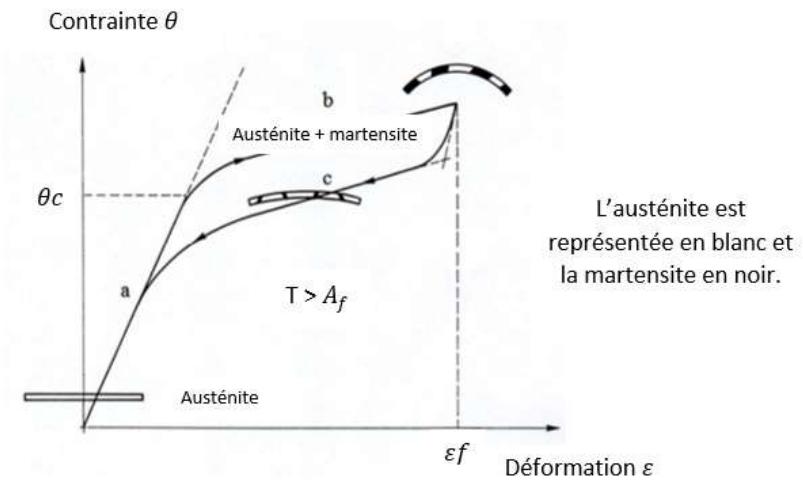


Figure 28 : super-élasticité selon la norme AFNOR A 51-080 (1991).

Trois types de sollicitations existent, la traction, la flexion et la torsion. Cliniquement, la traction seule n'est pas souvent utilisée en orthodontie, alors que les contraintes de flexion sont les plus courantes. Une déformation sur champs, appelée torque, est utilisée pour positionner les racines des dents dans la dimension vestibulo-linguale. En orthodontie, les arcs subissent le plus souvent une combinaison de flexion et de traction. Ces situations cliniques sont éloignées des tests mécaniques référencés qui pourtant sont utilisés par les firmes commerciales pour définir les propriétés mécaniques des arcs.

La norme ISO 15841 (*Dentistry-Wires for use in Orthodontics* (2006)) définit les conditions des tests de traction et de flexion. La plupart des études testant la super-élasticité des arcs NiTi ont été effectuées en flexion, notamment par des tests de flexion trois points (Kapila, 1989 ; Tonner, 1994 ; Tonner, 1994). Les tests de flexion 3 points visent à se rapprocher des conditions cliniques, sans toutefois les atteindre (Miura, 1986 ; Hudgins, 1990 ; Khier, 1991 ; Tonner, 1994 ; Nakano, 1999 ; Bartzela, 2007 ; Gatto, 2013). Ils offrent les avantages suivants, reproductibilité et possibilités de comparaison entre différentes études. Plus récemment, des auteurs ont modifié ce test normalisé pour se rapprocher des conditions cliniques et ont introduit les brackets dans leur modèle expérimental (Miura, 1986 ; Oltjen, 1997 ; Kasuya, 2007 ; Elayyan, 2010). D'autres ont encore choisi d'effectuer les mesures sur plus que trois brackets coplanaires (Baccetti, 2009 ; Franchi, 2009 ; Lombardo, 2012) et d'autres ont positionné les brackets sur un modèle simulant une arcade dentaire (Gurgel, 2001 ; Wilkinson, 2002 ; Parvizi, 2003 ; Mallory, 2004 ; Badawi, 2009 ; Petersen, 2009). Ces modèles permettent à la fois d'évaluer les forces transmises par les arcs en NiTi ainsi que les forces de résistance au glissement à l'interface attache-fil. Reznikov et coll. (2009) ont fait un test de flexion trois points modifié avec un bracket positionné à chaque extrémité du fil et en appliquant une déformation du fil dans la direction vestibulo-linguale. Ils concluent qu'en présence de brackets conventionnels (Victory, 3M Unitek, Monrovia, Calif), le plateau

de décharge tend à disparaître, ce qui indique une expression incomplète des propriétés super élastiques des alliages NiTi. La résistance au frottement plus importante était due à la pression des ligatures, ce qui a consommé une part significative de la force de déchargement, réduisant ainsi la force transmise par le fil.

Un nombre limité d'études ont tenté de décrire les moments développés en torsion (Filleul, 1984 ; Filleul, 1985).

La littérature a souligné que souvent les alliages NiTi n'ont pas cette propriété attendue de super-élasticité (Burstone, 2011). De plus, il existe une variabilité entre les différents alliages de NiTi lorsqu'on considère la forme de la courbe contrainte-déformation et le niveau de force exercé lors du plateau de super-élasticité (Bolender, 2008).

2.1.6. Techniques de quantification des forces et moments

Des techniques utilisables pour quantifier les forces et moments appliqués individuellement à l'intérieur de chaque attache orthodontique ne sont pas courantes dans la littérature (Friedrich, 1999 ; Badawi, 2009 ; Proffit, 2013). De plus, ces techniques ne sont pour le moment pas applicables à une activité clinique quotidienne. Pour l'instant, les appareils d'orthodontie sont mis en place sur la base de connaissances expérimentales *in-vitro* et animales, de modélisations et d'expériences cliniques. Encore actuellement, c'est l'expérience empirique du clinicien qui dicte majoritairement la procédure thérapeutique pour chaque patient.

Bien qu'il existe des mesures expérimentales analysant les systèmes de forces orthodontiques, les mesures intraorales en temps réel sont très difficiles à réaliser, à cause de l'espace limité dans la cavité buccale et de la grande taille des capteurs de force. En raison de ces difficultés, des mesures extra-buccales sur des modèles représentant les arcades dentaires ont été utilisés (Liu, 2014).

Par contre, la mesure des moments et donc l'application de rapport M/F n'est pas accessible à des appareils de mesure classiques. Actuellement, les capteurs pour enregistrer les rapports M/F dans les trois dimensions de l'espace sont plus larges que les attaches d'orthodontie. Ils peuvent tout de même servir pour les expérimentations *in-vitro* (Solonche, 1977 ; Bourauel, 1992 ; Friedrich, 1999 ; Menghi, 1999 ; Gündüz., 2003 ; Wichelhaus, 2004 ; Badawi, 2009 ; Montasser, 2013 ; Lai, 2016).

Les développements technologiques ont permis de miniaturiser des capteurs jusqu'à pouvoir les incorporer dans des attaches d'orthodontie. Les premiers capteurs (Tseng, 2004) permettaient d'enregistrer une force unique. Rues et coll. ont introduit le principe de bracket connecté (Rues, 2011).

Son but est de quantifier les composants du rapport M/F dans les trois dimensions de l'espace, mais il n'est pas encore commercialisé. Leur hypothèse de travail était que le rapport M/F appliqué à l'intérieur de l'attache peut être reconstruit à partir de la distribution des contraintes enregistrées à l'intérieur de l'attache. Ils se basent sur des travaux antérieurs qui avaient démontré la relation proportionnelle entre les contraintes à l'intérieur du bracket et le rapport M/F appliqué (Lapatki et Paul, 2007 ; Lapatki, 2007). Pour le moment, les capteurs ont encore besoin d'études complémentaires pour améliorer leur performance quand les forces dépassent les 1,5 N.

Jusqu'à des développements récents, la biomécanique orthodontique était donc essentiellement décrite en 2 dimensions grâce à des études expérimentales. Les quelques études expérimentales réalisées en 3D souffraient d'un manque de validation dans leur analyse des systèmes de forces (Smith, 1984 ; Bourauel, 1998 ; Friedrich, 1999 ; Menghi, 1999 ; Kuo, 2001 ; Lapatki, 2007 ; Lai, 2016). A côté des capteurs permettant de quantifier forces et moments en 3D *in-vitro* (Badawi, 2009), les modélisations en 3 dimensions assistées par ordinateur permettent une réponse valide à cette problématique.

Les mouvements orthodontiques sont dépendants de la capacité du clinicien à utiliser des forces mécaniques contrôlées pour stimuler les réponses biologiques au niveau du parodonte, décrites dans la suite de notre travail (DeFranco, 1995). Plusieurs recherches ont démontré que l'application de forces d'une intensité adéquate permettait une réponse optimale des tissus dentaires et parodontaux au cours du mouvement orthodontique (Schwartz, 1932 ; Storey, 1952). Les réponses biologiques et le mouvement dentaire n'auront donc lieu que si les forces appliquées arrivent à vaincre les forces de frottement à l'interface entre le bracket et le fil (Kapila, 1990). C'est pourquoi, les orthodontistes ont besoin d'une quantification des forces de frottement pour mettre en place les niveaux de forces nécessaires et suffisants. 12 à 60% de la force appliquée serait perdue à cause des frottements (Kusy, 1997 ; Rossouw, 2003). Par conséquent, le frottement va modifier les rapports moment/force désirés et par conséquent les mouvements obtenus (Braun, 1999).

2.2. BIOLOGIE DU DEPLACEMENT DENTAIRE

Nous venons de décrire les éléments mécaniques impliqués au cours du déplacement dentaire provoqué orthodontiquement. Il nous faut en plus prendre en compte les réactions biologiques engendrées par ces contraintes mécaniques. Elles vont elles aussi définir la quantité et la qualité du mouvement obtenu (Burstone, 1966 ; Burstone, 1982).

Le traitement d'orthodontie repose sur le principe suivant, l'application prolongée d'une force sur une dent va conduire au mouvement de celle-ci grâce au remodelage de l'os environnant. On parle de mouvement dentaire provoqué (obtenu par l'application des forces grâce à un dispositif orthodontique).

Nous décrirons en premier lieu, les différentes théories relatives à la biologie du déplacement dentaire avec un point sur le rôle tenu par le LAD, notamment dans l'initiation du remodelage osseux. Nous aborderons également la notion de force optimale.

2.2.1. Historique des connaissances sur le déplacement dentaire provoqué

Depuis le début XXème siècle, deux principales théories ont émergé pour expliquer la biologie du déplacement dentaire, la théorie de « compression-tension » au niveau du LAD et celle de la flexion de l'os alvéolaire (Sandstedt, 1904 ; Oppenheim, 1911 ; Schwartz, 1932).

Sandstedt s'est intéressé aux modifications histologiques dans le LAD lors de l'application d'une force orthodontique et a décrit histologiquement une zone en compression du côté où la force est appliquée et à l'opposé une zone en tension (*Figure 29*). Des études complémentaires (Schwartz, 1932 ; Reitan, 1951) montraient l'importantes des activités cellulaires à l'intérieur du LAD, contraint mécaniquement, impliquant les fibroblastes, les cellules endothéliales, les ostéoblastes, les ostéocytes. Le postulat était que les variations en épaisseur du ligament alvéolo-dentaire entraîneraient des changements dans les populations cellulaires et sur l'activité cellulaire (Davidovitch, 1995). Du côté en pression, chronologiquement, ils ont d'abord observé une perturbation du flux sanguin, puis une mort cellulaire au niveau de certaines zones du LAD. La zone acellulaire est résorbée par les macrophages de même pour l'os en regard de cette zone grâce aux ostéoclastes.

Du côté en tension, une activation du flux sanguin par l'étirement des fibres desmodontales est décrite. Ceci va promouvoir l'activité ostéoblastique ainsi que le dépôt de tissu ostéoïde qui sera minéralisé ultérieurement.

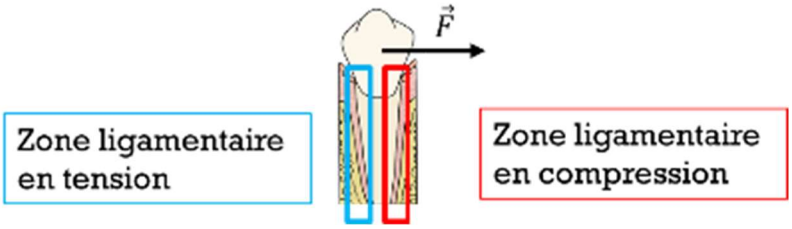


Figure 29 : localisation des zones en compression et en tension au niveau du LAD.

Oppenheim (1911) envisageait une autre explication du déplacement dentaire qui serait provoqué par la flexion de l'os entourant la dent sollicitée. Baumrind (1969) a observé que la couronne de la première molaire se déplaçait dix fois plus que la réduction moyenne en épaisseur du LAD du côté en compression. Il suppose donc que l'os se déforme en premier par rapport au LAD. L'attribution d'un rôle de mécanorécepteur de l'os, notamment par les ostéocytes, lors de la déflexion de l'os au cours du déplacement dentaire n'a été étudié que plus tard (Mühlemann, 1954 ; Mühlemann et Zander, 1954 ; Picton, 1965 ; Grimm 1972). Le fondement de cette théorie repose sur le rôle de mécanorécepteur attribué aux ostéocytes, qui seraient sensibles aux déformations mécaniques.

2.2.2. Notion de force optimale

Traditionnellement, les forces orthodontiques sont classées en « forces légères » ou « forces lourdes ». Les forces légères devaient permettre de produire des mouvements proches des mouvements physiologiques. La relation entre l'intensité de la force et la quantité de déplacement dentaire peut être décrite comme étant un équilibre à trouver entre « une force trop faible qui ne conduit à aucune réponse ligamentaire et des forces trop importantes qui provoquent une nécrose tissulaire et empêchent la résorption et l'apposition osseuse. Les dents ne peuvent pas débuter leur mouvement avant que la zone nécrotique ait été supprimée. »

Au fil des années, l'intensité des forces orthodontiques souhaitant être appliquées a évolué selon les théories explicitant le déplacement dentaire. À la fin du XIXème siècle, Farrar (1888) écrivait : « les dents peuvent se déplacer selon deux types de changements tissulaires, soit par absorption de l'alvéole d'un côté et croissance d'un nouveau support de l'autre, soit par déformation de l'alvéole ». À partir de ces deux hypothèses, l'auteur élabore des appareils capables de déplacer les dents en déformant les procès alvéolaires. Plus tard, Angle (1912) développe une nouvelle technique bannissant les « forces qui font ployer l'os ». Il fonde sa technique sur l'apposition et la résorption osseuse. Des « forces légères » sont recherchées.

Cette notion de « force légère » va évoluer avec les techniques, les connaissances histologiques et l'observation des effets iatrogènes des traitements d'orthodontie (résorption radiculaire, perte d'attache et perte d'os alvéolaire). L'objectif est de caractériser la force qui permettrait un déplacement dentaire efficace sans inconfort pour le patient et sans dommage tissulaire, même si tous les mécanismes biologiques sous-tendus par le déplacement dentaire provoqué ne sont pas encore connus.

Le concept de force optimale a été introduit par Schwarz (1932). Il le définit comme « la force qui permet un changement dans la pression tissulaire qui avoisine la pression des capillaires sanguins, ceci permettant de prévenir leur oblitération au niveau du ligament alvéolo-dentaire dans les zones sous pression » et ainsi de limiter le délai d'apparition du déplacement dentaire.

Storey et Smith en 1952 développent la théorie de la force optimale. Ils proposent d'adapter le niveau de force en fonction de la surface radiculaire des dents à déplacer. C'est donc la pression induite par la force qui est importante, plus que l'intensité de la force en elle-même, puisque la pression mécanique induite va dépendre de la surface radiculaire.

Par la suite, Burstone précise que les forces ne sont jamais réparties de façon homogène à travers le LAD (Burstone, 1982).

Ren et coll. (2003 et 2004) ont proposé des définitions modifiées, notamment selon lesquelles « la force optimale devrait produire une réponse biologique maximale sans dommage tissulaire, permettant un déplacement dentaire rapide avec une faible sensation de gêne pour le patient. » Ren (2003) a mené une revue systématique de la littérature et a conclu qu'il n'y avait pas de preuve disponible pour quantifier une force orthodontique optimale.

Sur la base de différentes expérimentations cliniques et d'études biomécaniques, le stimulus externe capable d'initier un déplacement dentaire, mais également une résorption radiculaire, est comparable à la pression des capillaires sanguins 4.7 KPa (35 mm Hg) (Dorow, 2005 ; Hohmann, 2007 ; Hohmann, 2009 ; Chen, 2014). D'autres études, optent pour des pressions plus élevées, de l'ordre de celle de la pression systolique 16 KPa (120 mm Hg). Ces pressions servent d'indicateurs prédictifs de la hyalinisation (Choy, 2000).

Le concept actuel considère des forces optimales comme étant des stimuli mécaniques externes qui provoquent des réponses cellulaires pour restaurer l'équilibre par un remodelage des tissus parodontaux, capables de provoquer un taux maximal de déplacement dentaire sans dommage tissulaire ni inconfort du patient (Ren, 2003 ; Proffit, 2013). Ces données sont aujourd'hui à prendre avec précaution, car il existe une différence inter-patient et la force appliquée est seulement une des composantes intervenant au cours du déplacement dentaire.

2.2.3. Rôle attribué au ligament alvéolo-dentaire

Les tissus parodontaux ont, à l'état sain, un rythme de renouvellement à la fois cellulaire et extra-cellulaire. C'est en fait la perturbation de ces phénomènes qui aboutit au déplacement dentaire orthodontique.

Dans des circonstances normales, le LAD occupe un espace d'environ 0,5 mm d'épaisseur tout autour des racines dentaires. Il se compose d'un réseau de fibres de collagène, parallèles entre elles, insérées d'un côté au niveau du cément et de l'autre au niveau d'une paroi osseuse dense, la lamina dura. Ces fibres sont orientées selon un angle, elles sont attachées plus apicalement au niveau du cément par rapport à leur insertion dans la lamina dura. Cette configuration confère une certaine résistance au cours des fonctions normales. Deux autres éléments majeurs composent le LAD, en premier lieu les éléments cellulaires (d'origine mésenchymateuse) et les vaisseaux sanguins et nerveux. Les principaux éléments cellulaires du LAD sont des cellules mésenchymateuses indifférenciées et leur lignée fibroblastique et ostéoblastique. Deuxièmement, un fluide tissulaire interstitiel est présent au sein du LAD. Cette structure est responsable de la résistance de l'organe dentaire aux forces occlusales et permet la mobilité physiologique de la dent dans son alvéole.

En plus de sa capacité propre de remodelage, le LAD joue un rôle fondamental dans le remodelage de la paroi alvéolaire et dans la cémentogénèse. Pour protéger la racine dentaire, le LAD a donc un rôle de contrôle du remodelage osseux. D'après Andreasen (1988), ce sont les fibroblastes, les cémentoblastes et les cellules péri-vasculaires qui permettraient cette protection radiculaire. Melcher (1970) a montré sans pouvoir l'expliquer que les fibroblastes contrôlaient l'ostéogénèse en empêchant les cellules progénitrices des ostéoblastes d'envahir le LAD. Les fibroblastes inhibent l'ostéogénèse notamment par la sécrétion de facteurs solubles tels que la prostaglandine.

Grâce à son réseau de fibres, la présence d'un fluide ligamentaire et à sa capacité de remodelage intrinsèque, le LAD est parfaitement adapté pour résister à des forces ponctuelles. Cependant, il perd rapidement ses propriétés quand le fluide ligamentaire est expulsé d'une zone sous pression. L'application de forces prolongées, même si elles sont de faible intensité, va conduire à une autre réponse physiologique : le remodelage de l'os adjacent.

2.2.4. Remodelage osseux et déplacement orthodontique

L'orthodontie, comme l'orthopédie, impliquent des connaissances biologiques sur le remodelage osseux, notamment la relation existante entre une contrainte mécanique et les différentes populations cellulaires recrutées.

A noter, qu'au cours de la mastication, les dents sont soumises à des forces importantes mais non continues. Lors de la mastication d'un aliment mou les forces peuvent être de 9,8 à 19,6 N, alors que pour des aliments plus durs elles peuvent aller jusqu'à 490 N (Proffit, 2013). Ces forces s'appliquent pendant des lapses de temps très courts, une seconde voire moins, entrainant des déplacements faibles et réversibles des dents à l'intérieur du LAD.

A la différence des forces masticatoires, les forces orthodontiques peuvent être appliquées de façon continues aux dents et transmises à l'os alvéolaire. Un signal piézoélectrique serait déclenché dès la 1ère seconde, selon la théorie bioélectrique (Proffit, 2013). Ces signaux électriques seraient un moyen de contrôle du métabolisme osseux, transmis grâce au collagène du LAD (Thilander, 2011). Un déplacement immédiat de la dent dans son alvéole va se produire.

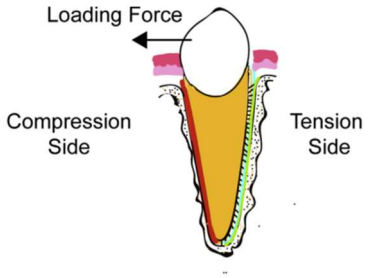
Ceci conduit, au bout de 3 à 5 secondes, à la compression partielle des vaisseaux sanguins du côté en pression et à leur étirement du côté en tension, dans les conditions où la force est dite « légère ». Les fibres ligamentaires et les cellules sont déformées mécaniquement. Si la force continue, de nouveaux événements se produisent en réponse à ce nouvel équilibre (Proffit, 2013).

Entre la première heure d'application de la force et un délai de quelques heures, des seconds messagers vont apparaitre. Un second messager est une molécule permettant la transduction d'un signal provenant de l'extérieur d'une cellule vers l'intérieur, ou la surface de celle-ci. Sa concentration augmente temporairement à la suite de la présence du premier messager (un ligand). Les expérimentations montrent que les niveaux de prostaglandines et d'interleukine-1β augmentent rapidement dans le LAD et il semble que la prostaglandine E (PgE) soit un médiateur important de la réponse cellulaire (Krishnan, 2006 ; Masella, 2006). Comme les prostaglandines sont sécrétées en réponse à un stress mécanique appliqué aux cellules, elles apparaissent comme une réponse primaire à la contrainte. Les prostaglandines stimulent à la fois les ostéoclastes et les ostéoblastes. Elles représentent donc une molécule clé du déplacement dentaire.

L'adénosine monophosphate cyclique (AMPc), un second messager important pour un certain nombre de fonctions cellulaires dont la différentiation. Des expérimentations animales ont montré qu'au bout de 4 heures, les niveaux d'AMPc augmentaient. Cette durée a un sens au niveau clinique chez l'Homme,

car on sait qu'un port d'appareil amovible inférieur à 4 ou 6 heures / jour est inefficace pour déclencher un mouvement orthodontique (Boileau, 2011).

La littérature (Reitan, 1960 ; Rygh, 1995 ; Noda, 2009 ; Baba, 2011) explique les réactions tissulaires présentes au niveau du LAD, notamment au niveau de la zone en compression. Aujourd'hui, le LAD semble être un acteur principal de la régulation du déplacement dentaire provoqué, la théorie des zones de compression et de tension affectant le flux sanguin entre donc en jeu. On commence à comprendre les éléments mis en jeu au niveau moléculaire au cours du déplacement dentaire (Krishnan, 2009 ; Yamaguchi, 2009 ; Nifforoushan, 2009 ; Kang, 2010 ; Kumar, 2015 ; Li, 2018). La mise en charge des dents, produirait une hypoxie locale et une extravasation du fluide interstitiel, initiant une cascade inflammatoire aseptique, dont l'apogée est la résorption ostéoclastique dans les zones osseuses en regard de l'espace ligamentaire en compression et une apposition ostéoblastique dans les zones en tension (Middleton, 1996 ; Nakamura, 1996 ; Nakamura, 2008). Les changements dans l'environnement ligamentaire, seraient en relation avec des facteurs de signalisation, qui produiraient des gradients locaux, pour réguler le remodelage osseux et parodontal (Davidovitch, 1988 ; Davidovitch, 1991). Les clés de la régulation de l'inflammation et du remaniement tissulaire mettent en jeu des facteurs sécrétés comme RANK ligand et l'ostéoprotégérine (Meikle, 2006 ; Roberts-Harry et Sandy, 2004), des facteurs de transcription comme RUNX2 et des facteurs induits par l'hypoxie, des cytokines, prostaglandines, facteurs de nécrose tissulaire et des protéases (Li, 2018) (*Figure 30*).



	Compression	Tension
Increase	Cox2 → PGE_2 → RANKL, M-CSF TNFα MMPs eNOS → NO IL-1β	IL-10 → OPG TGFβ TIMPs iNOS → NO
Decrease	OPG	RANKL
Outcome	↑ Osteoclasts ↑ Resorption ↓ Apposition	↓ Osteoclasts ↓ Resorption ↑ Apposition

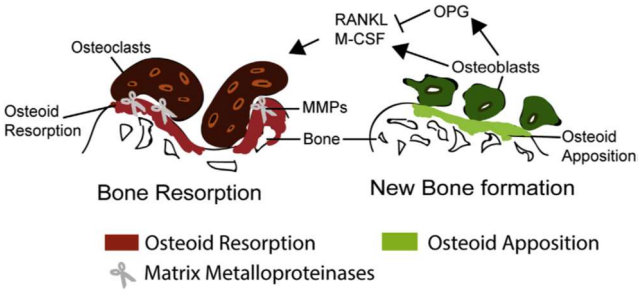


Figure 30 : schématisation des éléments biologiques impliqués au cours du déplacement dentaire (issue de Li, 2018).

Dans les zones où la compression est faible, c'est-à-dire lors de l'application d'une « force légère », l'espace desmodontal est rétrécit, entraînant une compression du tissu conjonctif et des vaisseaux. Le flux sanguin est perturbé mais peut persister si la force n'est pas excessive. L'organisme va alors essayer de recréer l'espace desmodontal normal. Pour cela, il y a mise en jeu des ostéoclastes qui vont résorber la lamina dura en face de la zone en compression, par une résorption osseuse directe (« *frontal resorption* »). Cette résorption sera entretenue aussi longtemps que la force durera. La dent pourra se déplacer peu de temps après ce phénomène.

Les zones où la compression est forte à cause de l'application d'une « force lourde », la vascularisation est occultée. Il y a dégénérescence des tissus non vascularisés et formation d'une zone hyaline (nécrose stérile). Les cellules de cette zone voient leurs noyaux dégénérer, deviennent pycnotiques, puis les cellules sont lysées. Cette zone constituée de fibres de collagène tassées et de débris cellulaires, présente un aspect vitrifié au microscope optique, d'où le nom de zone hyaline (Reitan, 1951). La hyalinisation est un phénomène réversible qui débute 30 heures après l'application de la force et dure de 10 à 40 jours. Les ostéoclastes envahissent les espaces médullaires voisins de la zone, puis résorbent le mur alvéolaire jusqu'à atteindre cette zone, alors accessible aux ostéoclastes. Le déplacement devient alors possible mais par à-coups, par une résorption osseuse indirecte. Cette résorption osseuse indirecte va résorber le mur alvéolaire puis la lamina dura, aboutissant à un élargissement important du desmodonte, (on l'appelle aussi la résorption osseuse sapante).

Du côté du LAD en tension, on a un élargissement du ligament et des espaces vasculaires. L'élargissement ligamentaire conduit à une zone en tension du côté opposé au déplacement dentaire, où les ostéoblastes recrutés à partir de cellules progénitrices dans le LAD vont former de l'os. Il se forme du tissu ostéoïde et une minéralisation pour l'apposition osseuse. De ce côté, il n'y a pas de hyalinisation donc pas de période de latence.

Un des dogmes en orthodontie nous dit que les fibres de collagène du LAD sont étirées au cours du mouvement dentaire. La tension générée dans les fibres, serait responsable des réponses cellulaires, notamment l'ostéogénèse à la surface de l'os dans lequel sont insérées les fibres étirées. Cependant, une certaine méconnaissance persiste de la structure et des fonctions des protéoglycanes du LAD et d'autres molécules structurelles non-collagéniques, difficiles à individualiser histologiquement. Pour tester cette hypothèse, Heller et Nanda (1979) ont interrompu le métabolisme de collagénèse chez des rats par administration systémique d'agent lathyritic β-aminoproprionitrile. Ils ont montré que la réponse histologique de l'os lors de déplacement dentaire était normale. Ceci laisse penser que si une dent est soumise à une force constante, il est peu probable que les fibres principales du LAD subissent une tension significative ou encore qu'elles transfèrent directement les forces appliquées à l'os alvéolaire par l'intermédiaire des fibres de Sharpey.

Baumrind (1969) a testé une autre hypothèse, à savoir que toute force appliquée au niveau de la dent est transmise de façon homogène à l'ensemble du LAD. Cependant, les structures de soutien de la dent sont hétérogènes, constituées par des cellules, du collagène, des protéoglycanes, des vaisseaux sanguins et des fluides tissulaires. Il parait donc plutôt envisageable que différentes pressions puissent être générées à l'intérieur du parodonte (Meikle, 2006).

L'os alvéolaire va subir à la fois de la résorption et de l'apposition, dont l'étendue va dépendre de l'intensité, de la direction et de la durée d'application de la force. La résorption osseuse est primordiale pour le déplacement dentaire, en remodelant l'os alvéolaire du trajet de la racine dentaire en déplacement. Les ostéoblastes et ostéocytes sont des capteurs permettant la communication entre l'environnent et le génome. Ils sont ainsi capables de restaurer l'homéostasie perturbée par les mécaniques orthodontiques (Roberts, 2011). L'apparition des ostéoclastes est considérée comme l'étape préliminaire nécessaire. Cependant, la façon dont ces cellules arrivent sur le site n'est pas encore élucidée, soit ils proviennent de l'activation d'ostéoclastes matures présents dans le LAD, soit ils proviennent de la prolifération de cellules souches présentes dans des tissus hématopoïétiques. Actuellement, on suppose que les ostéoclastes arrivent en deux phases successives, laissant penser qu'une première partie proviendrait de populations cellulaires localement présentes dans le LAD, alors que la seconde vague, plus importante en quantité, serait transportée par le flux sanguin (Meikle, 2006). La cascade de résorption osseuse implique différentes étapes pour éliminer les constituants minéraux et organiques de la matrice osseuse par les ostéoclastes (Hill, 1998). Après la différentiation des ostéoclastes, le tissu ostéoïde à la surface de l'os est éliminé par les ostéoclastes. Ces cellules produisent des enzymes, les métalloprotéinases MMP, collagénase, qui vont aider les ostéoclastes à atteindre la zone sous-jacente minéralisée. L'étape suivante consiste en la polarisation des ostéoclastes par des connexions entre l'ostéoclastes et des protéines de la matrice osseuse extracellulaire, comme l'ostéopontine. L'ostéoclaste est ensuite activé par des facteurs locaux et systémiques, puis une production d'ions hydrogène dissout le tissu minéralisé, et des enzymes protéolytiques dégradent la matrice organique. Fuller et coll. (1991) ont mis en évidence des activations par le contact entre deux ostéoclastes. Après la résorption osseuse, une phase d'inversion a lieu pendant laquelle des dégradations de collagène se produiraient, des dépôts de protéoglycans formeraient la couche bordante cémentaire et le relargage de facteurs de croissance initierait la phase de formation osseuse (Mundy, 1987 ; Raisz, 1999). Le recrutement des ostéoblastes se fait soit pendant l'activation des ostéoclastes soit pendant la formation des lacunes ostéocytaires, ce point est encore en discussion (Houchmand-Cuny, 2009).

Remarque : quelques réponses au niveau moléculaire et génétique lors de l'application de force orthodontique ont commencé à être comprises à partir du début du XXIème siècle (Krishnan et Davidovitch, 2006 ; Masella et Meister, 2006 ; Meikle, 2006 ; Wise et King, 2008). Pavlin et coll. (2001) et Gluhak-Heinrich et al (2003) se sont focalisés sur l'expression temporelle des gènes associés aux ostéoblastes et aux ostéocytes après une mise en charge de l'os alvéolaire. Ils ont trouvé que la réponse des gènes associés aux ostéoblastes était dix à vingt fois supérieure à l'augmentation du nombre des cellules. Ceci suggère que la différentiation et l'augmentation de la fonction des ostéoblastes sont les phases initiales de la réponse à une mise en charge de l'os. Au niveau des ostéocytes, l'expression de l'ARNm des protéines matricielles dentinaires est multipliée par deux les 6 premières heures de la mise en charge, à la fois dans les zones de résorption et d'apposition de la dent.

Malgré des progrès notables dans l'identification des molécules de régulation, le mécanisme génétique qui orchestre la mise en œuvre des différentes cellules, des tissus et des organes reste largement méconnu. Les variations inter-patients au niveau des réponses mécano-biologiques sont principalement dues à des différences au niveau des populations cellulaires du LAD et de l'os, au génome et aux expressions des protéines (Ren, 2003 ; Krishnan et Davidovitch, 2006). Les traitements d'orthodontie vont être amenés à évoluer en associant la mécanique avec la prise en compte des molécules, gènes et cellules intervenant au cours du déplacement provoqué.

2.3. MODELISATION ET SIMULATION NUMERIQUE DU DEPLACEMENT DENTAIRE

La méthode des éléments finis (initialement décrite par Zienkiewicz en 1977) est très intéressante pour estimer la réponse mécanique des biomatériaux et des tissus, difficilement mesurable *in-vivo*. C'est un outil qui permet de modéliser des objets de géométrie complexe en tenant compte de leurs propriétés physiques. Un objet est modélisé grâce à la discrétisation de ses composants qui vont être connectés entre eux par des nœuds. L'émergence des techniques radiologiques en trois dimensions (CBCT) est venue compléter ces techniques d'analyse. L'association des reconstructions 3D haute-résolution avec les simulations numériques forment une approche répandue pour, par exemple, caractériser les propriétés mécaniques et analyser les champs de contraintes et de déformations à l'intérieur de l'os (Haiat, 2009). L'utilisation des mots clé *'finite element'* et '*orthodontics*' pour une recherche sur la base de données PubMed, en date d'avril 2018, a décompté 742 publications, preuve de l'engouement et du développement de ce processus.

La méthode des éléments finis est utilisée en dentisterie depuis les année 80 (Mackerle, 2004 ; Cattaneo, 2005 ; Van Staden, 2006, Knop, 2015) pour déterminer les contraintes présentes à l'intérieur des dents ou des matériaux, tels que les implants, et améliorer les réponses aux contraintes de ces matériaux. De plus, elle permet d'étudier le comportement adaptatif des tissus (Andersen, 1991 ; Jeon, 1999 ; Rudolph, 2001 ; Sung, 2003 ; Uddanwadiker, 2007 ; Chen G., 2012 ; Li Y., 2013 ; Liang, 2015), information difficilement objectivable par d'autres moyens analytiques ou expérimentaux à cause des interactions des dents avec les autres structures anatomiques environnantes (LAD, os alvéolaire, os cortical) (Chen, 2005). La MEF a été largement employée à l'échelle des organes pour simuler le comportement mécanique de l'interface os/implant et étudier la stabilité primaire (Lin, 2006). Cependant, la modélisation numérique de cette interface reste encore le plus souvent « simpliste » du fait d'un manque de données expérimentales à l'échelle de 1 à 100 µm et le principal défi est de prendre en compte l'hétérogénéité des propriétés biomécaniques de l'os autour de l'implant à l'échelle micrométrique (Mathieu, 2014).

2.3.1. Intérêt des modélisations en orthodontie

Les mesures des efforts induits par l'appareil d'orthodontie en clinique sont très complexes. Dans la littérature, des méthodes analytiques ou expérimentales telles que la photoélasticité, l'holographie (Burstone, 1980) ou l'utilisation de jauges de déformations (Badawi, 2009) ont permis de déterminer certains effets macroscopiques présents au cours du déplacement dentaire. Elles ne sont cependant pas suffisamment efficientes pour caractériser les forces et les moments appliqués à l'échelle macroscopique d'une arcade entière et encore moins à l'échelle microscopique au niveau du LAD ou de l'os.

L'orthodontie, avec le problème du déplacement dentaire provoqué en fonction des efforts appliqués, trouve donc un intérêt certain dans les modélisations numériques. En définissant le comportement mécanique à attribuer aux différentes structures, les modèles numériques permettent d'objectiver les conséquences locales des efforts de l'appareil orthodontique, pour chacun des compartiments dentaires, ligamentaire et osseux. Ce comportement local est primordial pour corréler la mécanique et la biologie ainsi que pour modéliser les réponses adaptatives des tissus (Rudolph, 2001 ; Cattaneo, 2008 ; Liang, 2009 ; Heravi, 2013 ; Lombardo, 2014 ; Mascarenhas, 2014 ; Tominaga, 2014 ; Gomez, 2015 ; Papageorgiou, 2016 ; Papageorgiou, 2016 ; Bouton, 2017).

Le rôle principal des modélisations est d'être une aide 3D à la planification thérapeutique (Ammar, 2011). Dans un premier temps, Lin et coll. (Lin, 2001) et Cattaneo et coll. (Cattaneo, 2005) ont montré l'intérêt d'avoir recours à des modèles numériques fondés sur une anatomie réelle d'un patient. Puis, cet

outil a aussi été utilisé pour étudier la localisation du centre de résistance à un instant t (Reimann, 2007; Kettenbeil, 2013 ; Viecilli, 2013 ; Hamanaka, 2017), les différents aspects biomécaniques du mouvement dentaire (Tominaga, 2012 ; Tominaga, 2014 ; Papageorgiou, 2016 ; Pol, 2018), l'utilisation de différents types de brackets et de sectionnels (Huang, 2012 ; Geramy, 2018), la gestion de l'ancrage (Reimann, 2009 ; Stahl, 2009 ; Chatzigianni, 2011 ; Largura, 2014), des traitements chirurgicaux (MacGinnis, 2014 ; Kim, 2015) et les moyens de contention (Jahanbin, 2014).

2.3.2. Comportements mécaniques des structures anatomiques impliquées

Pour étudier les distributions des efforts mécaniques, il faut connaitre d'une part les propriétés physiques et mécaniques des structures impliquées dans le déplacement dentaire (les dents, le ligament alvéolo-dentaire, l'os trabéculaire, l'os cortical). D'autre part, il faut prendre en compte le comportement et les caractéristiques du LAD, car l'intensité du déplacement dentaire initial est principalement lié à sa déformation, comme il relie deux éléments, les dents et l'os, plus rigides que lui (Nishihira, 2003, McCormack, 2017). Nous allons donc discuter de ces deux points ci-dessous.

Caractéristiques biomécaniques de l'os cortical et trabéculaire et des dents

De nombreux modèles numériques osseux sophistiqués existent. Sansalone et coll. (2012) ont utilisé un modèle multi-échelles définissant les propriétés élastiques du tissu osseux fémoral humain. Ce modèle utilise des données expérimentales obtenues à l'échelle de plusieurs micromètres à l'aide d'imageries 3D issues d'une tomographie par synchrotron (permettant l'obtention d'images avec une résolution spatiale d'une dizaine de micromètres). Mathieu et coll. (2014) ont travaillé sur les os des mâchoires. Ils caractérisent le comportement osseux avec des propriétés viscoélastiques, anisotropes et hétérogènes.

Cependant, dans les modélisations numériques en orthodontie ces propriétés ne sont pas intégrées de façon générale, sans doute pour des raisons de simplifications des modèles et de temps de calcul. Les modèles développés restent souvent sur des comportements linéaires élastiques. Les modules d'Young et coefficient de Poisson retrouvés dans la littérature orthodontique sont relativement consensuels donc quelques exemples sont répertoriés dans le *Tableau 4* de manière non exhaustive.

Matériel	Module d'Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Dent (moyenne)	20 700 (Ammar, 2011) 20 000 (Chen, 2014) 18 600 'Liao, 2016)	0.30 (Ammar, 2011) 0,20 (Chen, 2014) 0,31 (Liao, 2016)
Email	80 000 (comportement non rigide) (Viecilli, 2013) 80 000 (isotrope linéaire élastique) (Canales, 2013)	0.30 (Viecilli, 2013) 0,41 (Canales, 2013)
Dentine	20 000 (comportement non rigide) (Viecilli, 2013) 18 000 (isotrope linéaire élastique) (Canales, 2013)	0.30 (Viecilli, 2013) 0,31 (Canales, 2013)
Os (général)	0,05-20 000 (comportement non rigide) (Viecilli, 2013)	0,325 (Viecilli, 2013)
Os médullaire	1 500 (Ammar, 2011) 1 370 (Canales, 2013) 1 970 (Chen, 2014) 490 (Liao, 2016)	0.30 (Ammar, 2011 ; Canales, 2013 ; Liao, 2016) 0,33 (Chen, 2014)
Os cortical	14 700 (Ammar, 2011 ; Liao, 2016) 13 700 (isotrope linéaire élastique) (Canales, 2013) 15 750 (Chen, 2014)	0.30 (Ammar, 2011) 0,33 (Chen, 2014) 0,31 (Liao, 2016 ; Canales, 2013)

Tableau 4 : exemples de modules d'Young et de coefficients de Poisson attribués dans la littérature aux structures dentaires et osseuses.

Caractéristiques biomécaniques du LAD

Le LAD entoure la dent et la relie à son os environnant. Il est constitué de 53 à 79% de fibres de collagène, de 1 à 2% de vaisseaux sanguins et de nerfs. L'ensemble est englobé dans une matrice amorphe de mucopolysaccharides. Il héberge plusieurs populations cellulaires qui permettent de stimuler la régénération du LAD, d'initier la formation de néo os, de cément et d'attache conjonctive (Pietrzak, 2002). Cependant, l'anatomie complexe et la physiologie propre du LAD, sont des paramètres importants qui évoluent avec l'âge du patient et la pathologie parodontale, et qui rendent sa description difficile.

Il est responsable du mouvement dentaire immédiat grâce à sa capacité de déformation, mais il est aussi le moteur du mouvement dentaire à long-terme en agissant comme médiateur du remodelage osseux (Kawarizadeh, 2003 ; Natali, 2008 ; Slomka, 2008 ; Minch, 2013 ; Papadopoulou, 2013 ; Chen, 2014). C'est pour cette raison, qu'une compréhension détaillée de ses propriétés mécaniques est nécessaire.

Cattaneo et coll. (2005) ont démontré l'importance des propriétés mécaniques attribuées aux matériaux quand on s'intéresse au transfert des forces orthodontiques, en accord avec d'autres publications (McCormack, 2017 ; Knaup, 2018 ; Li, 2018). Cependant, il est impossible d'évaluer *in-vivo* la réponse du LAD pendant une phase active de traitement orthodontique.

Une revue de la littérature de Fill et coll. de 2011 a montré l'engouement croissant pour la caractérisation des propriétés mécaniques du LAD. Il existe deux méthodes pour les caractériser, l'expérimentation et la modélisation numérique. *In-vitro*, des expérimentations d'holographie laser (Burstone, 1980), de montage optoélectronique (Hinterkausen, 1998), des modèles photoélastiques (Maia, 2011) ou encore de l'interférométrie électronique (Dong-Xu, 2011) ont été publiées. Dorow et coll. (2003), Pini et coll. (2004) et Uhlir et coll. (2017) ont fait des tests de traction uni axiaux. On remarque qu'une grande hétérogénéité des résultats existe (Fill, 2011 ; Barone, 2016), provoquée par la complexité de la structure étudiée et par sa petite échelle. La nanoindentation est une autre méthode pour étudier les propriétés mécaniques du LAD (Oyen, 2011). Huang et coll., en 2016 ont mené une expérimentation de nanoindentation sur des échantillons de LAD d'origine porcine. D'autre auteurs, tels que Keilig et coll. en 2016, ont introduit un nouveau système de mesure intraoral pour quantifier la relation entre la force appliquée et le mouvement dentaire résultant.

Quels sont les propriétés et différents comportements attribués au LAD ?

Un panel hétérogène de modules d'Young est attribué au ligament alvéolo-dentaire s'échelonnant de 0,05 MPa à 1750 MPa (Uhlir, 2017). De même, les coefficients de Poisson du LAD s'échelonnent de 0,3 à 0,49 (Minch, 2013). Cette disparité peut s'expliquer par sa complexité tissulaire, les diverses méthodes utilisées pour le caractériser et les différents types de comportements supposés du ligament alvéolo-dentaire.

Les études menées durant les années 90 ont attribué au LAD un comportement linéaire, isotrope et élastique (McGuinness, 1992 ; Cobo, 1993 ; Tanne, 1998 ; Jones, 2001 ; Rudolph, 2001 ; Vasquez, 2001 ; Geramy, 2002 ; Motoyoshi, 2002). Il convient de noter que même aujourd'hui, il existe des articles qui utilisent de telles caractéristiques (Minch, 2013).

Plus récemment, des caractéristiques anisotropes ont été attribuées au LAD, notamment à cause du rôle joué par ses fibres de collagène (Provatidis, 2000 ; Qian, 2001). D'autres études récentes ont utilisé une approche viscoélastique pour décrire le LAD (Qian, 2009 ; Tohill, 2009). Huang et coll. en 2016 parlent même de comportement visco-hyperélastique, qui prend en compte la réponse mécanique du LAD en fonction du temps. Coupler un modèle viscoélastique et hyperélastique semble actuellement être la

méthode la plus réaliste pour modéliser le LAD (Dorow, 2003 ; Sanctuary, 2005 ; Qian, 2009 ; Wei, 2014, Oskui, 2016 ; Oskui, 2016 ; Uhlir, 2017).

Knaup et coll. (2018) ont mené une expérimentation sur des échantillons porcins qui a permis de déterminer l'importance de la durée d'application d'une force sur le comportement du LAD. Ils ont imposé une déformation de 0,2 mm en appliquant une force sur la face vestibulaire de la couronne de la dent. Chaque échantillon a été mis en charge pendant, 0,2 ; 0,5 ; 1 ; 2 ; 5 ; 10 et 60 secondes avec à chaque fois au moins 5 minutes de temps de repos. La déformation de la dent a été évaluée par un laser. Ils ont ainsi défini un comportement bilinéaire qui varie en fonction de la durée d'application de la force, avec des modules d'Young de 0,06 MPa après 2 secondes d'application de la force, de 0,04 après 60 secondes, 0,3 après 10 secondes et 0,2 MPA après 60 secondes.

Beaucoup de ces études ont été menées sur des échantillons d'origine animale (porcine, bovine entre autres). Il est aussi à noter que la préparation des échantillons pour des études *in-vitro* entraine un manque d'activité cellulaire et de plus, des lésions de la structure interne du LAD peuvent se produire (Tanaka, 2006). Ceci, peut entrainer des modifications du comportement mécanique étudié (Jones, 2001).

En sachant que les forces et moments appliqués à l'intérieur des attaches orthodontiques vont être répercutés à l'os environnant à travers le LAD, sa caractérisation mécanique est donc importante en influençant directement la réponse de la structure parodontale par rapport aux efforts appliqués.

2.3.3. Modélisation du LAD par la méthode des éléments finis

Il est difficile d'évaluer *in-vivo*, la distribution des contraintes et des déformations exercées au niveau de la dent et de son parodonte, provoquées par un appareil d'orthodontie. Le but recherché étant d'obtenir des modèles qui soient les plus fidèles possibles aux conditions *in-vivo*, il est nécessaire de prendre en compte les propriétés mécaniques réelles des différents tissus impliqués, en particulier celles du LAD.

Le *Tableau 5* recense, de façon non exhaustive, des modèles dentaires utilisant la méthode des éléments finis (MEF). Il y est décrit les paramètres utilisés pour définir le LAD (Nikolaus, 2017).

Modèles MEF avec application de contraintes orthodontiques		
Références	**Epaisseur du LAD**	**Propriétés du LAD**
Cattaneo et coll., 2005	Non uniforme	Non-linéaire
		Linéaire élastique (*E*=0.044 MPa, ou 0.17 MPa, *v*=0.45)
Dorow et Sander, 2005	0.2 mm	Linéaire élastique (*E*=0.01 MPa, 0.1, ou 1, *v*=0.45)
Hohmann et coll., 2011	0.05 mm 0.1 mm 0.2 mm 0.3 mm Non uniforme	Linéaire élastique (*E*=0.1 MPa, *v*=0.45)
Huang et coll., 2016	0.2 mm	Hyperélastique
Jeon et coll., 1999	0.2 mm	Linéaire élastique (*E*=0.667 MPa, *v*=0.49)
Natali et coll., 2007	Non uniforme	Hyperélastique anisotrope
Poppe et coll., 2002	Non uniforme	Bilinéaire
Provatidis, 2000	0.229 mm	Linéaire élastique (*E*=0.68 MPa, *v*=0.49) et différents modèles fibreux
Toms et Eberhardt, 2003	Non uniforme 0.25 mm	Linéaire élastique (*E*=0.303 MPa, 0.208 MPa, 0.143 MPa, 0.179 MPa, ou 0.25 MPa, *v*=0.45)
		Non-linéaire élastique
Vollmer et coll., 1999	0.2 mm	Bilinéaire élastique
Wang et coll., 2012	0.25 mm	Viscoélastique

Modèles MEF avec des contraintes de mastication		
Références	**Epaisseur du LAD**	**Propriétés du LAD**
Keilig et coll., 2016	0.2 mm	Plusieurs modèles bilinéaires élastiques
Menicucci et coll., 2002	0.25 mm	Éléments 3D ressort non linéaire viscoélastique
Natali et coll., 2004	0.2 mm	Non-linéaire
Ona et Wakabayashi, 2006	0.2 mm 0.4 mm	Un modèle avec des phases non linéaires élastiques et des phases linéaires
Pietrzak et coll., 2002	0.2 mm	Grandes déformations non-linéaires élastiques isotropes
Qian et coll., 2009	Non uniforme	Non-linéaire, viscoélastique
Ren et coll., 2010	0.2 mm	Linéaire élastique (E=68.9 MPa, v=0.45)
Tuna et coll., 2014	0.18 mm	Non-linéaire, modèle avec contacts

Tableau 5 : comportement et caractéristiques attribués au ligament alvéolo-dentaire pour les modélisations du mouvement dentaire à travers la littérature.

Le *Tableau 5* montre que le LAD est souvent assimilé à un espace d'environ 0.2 mm entourant la racine dentaire et la séparant de l'os environnant, mais n'est que rarement une image directement issue du CBCT initial (Park, 2017). Nikolaus et coll. ont analysé l'importance du LAD dans les modélisations du déplacement dentaire. Ils ont observé que de faibles variations spatiales de l'épaisseur du LAD conduit à d'importants changements dans les mouvements dentaires observé. Des simulations numériques avec une reproduction plus fidèle des variations en épaisseur du LAD, comme observées *in-vivo*, montrent des mouvements dentaires significatifs qui conduisent à des répartitions plus homogènes des contraintes dans l'os et à des contraintes inférieures dans le LAD (Nikolaus, 2017).

2.3.4. Modélisation des points de contact entre les attaches orthodontiques et les dents ainsi qu'entre les dents elles-mêmes

Des modèles simplifiés utilisent souvent un point de contact pour simuler les appareils orthodontiques à la place de modéliser les brackets et le fil (Cattaneo, 2005 ; Field, 2009 ; Ammar, 2011 ; Cattaneo, 2008 ; Cattaneo, 2009 ; Tanne, 1987).

Mo et coll. (Mo, 2011) et Sung et coll. (Sung, 2010) ont bien inclus une modélisation de l'appareil d'orthodontie mais ils ont défini un point de jonction fixe au niveau des points de contact des différentes dents ainsi qu'entre le fil et l'attache plutôt que de définir ces points comme des interfaces séparant chaque structure individuellement. Ces modèles ne reproduisent donc pas les efforts réellement rencontrés en clinique, en sous-estimant les contraintes présentes dans le LAD ce qui empêche une prédiction adéquate du remodelage osseux (Canales, 2013). Un point est à noter dans cette étude, le frottement entre le fil et les attaches est considérée comme nulle (approximatif d'un point de vue clinique).

2.3.5. Simulation du remodelage osseux

La simulation du remodelage osseux, n'intéresse pas seulement le domaine orthodontique et sa simulation peut être décrite à différentes échelles selon les études, de l'échelle nanométrique jusqu'au niveau macroscopique. Le point essentiel réside dans l'identification d'éléments au niveau microscopique et nanoscopique qui pourraient expliquer l'élasticité osseuse à l'échelle macroscopique (Mathieu, 2014). L'échelle cellulaire reste néanmoins l'une des plus importantes car elle intègre les migrations cellulaires, les phénomènes d'adhésion cellulaire ou encore les contraintes mécaniques qui participent à ces phénomènes (Allena, 2012).

En orthodontie, simuler le remodelage osseux a pour but de prédire le déplacement dentaire provoqué. Un des fondements du traitement d'orthodontie est d'imposer des contraintes externes aux dents qui vont conduire à une altération mécanique du ligament alvéolo-dentaire et de l'os qui les entourent. Cette altération de l'environnement induit des phénomènes de remodelage permettant aux dents de se déplacer vers une nouvelle position. La force motrice de remodelage implique des interactions biologiques entre les tissus osseux et le LAD.

Nous avons cité au préalable l'importance du rôle du LAD en tant qu'initiateur du remodelage osseux en orthodontie. Des modèles numériques récents, commencent à intégrer des mécanismes biomécaniques, en particulier la fonction et la structure du ligament parodontal (LAD). McCormack et coll. (2017) ont notamment intégré la structure fibreuse du LAD dans un modèle éléments finis. Ils ont ainsi pu rendre leur modèle moins rigide et obtenir des résultats plus réalistes au niveau des contraintes analysées dans l'os environnant le LAD mis en tension et en compression.

Beaucoup de chercheurs ont tenté de développer des modèles théoriques numériques pour simuler et prédire le remodelage osseux en suivant les principes de Wolff (1892). Les simulations ont évolué. Dans un premier temps, les efforts mécaniques appliqués étaient principalement étudiés au niveau macroscopique, selon des géométries plus ou moins simplifiées. Seulement plus récemment, des données biologiques ont commencé à être intégrées comme données d'entrée de certains modèles.

La majorité des simulations ne prennent en compte que la première phase du déplacement dentaire, à savoir la déformation instantanée du LAD lors de l'application de la force (Yoshida, 2001 ; Liang, 2009 ; Sia, 2009 ; Kanjanaouthai, 2012 ; Tominaga, 2014 ; Ozaki, 2015 ; Nihara, 2015).

Les auteurs des modèles numériques du domaine orthodontique, qui s'intéressent au déplacement dentaire, parlent de simulation de remodelage osseux. Cependant, ils ne décrivent pas de cinétique de remodelage impliquant des données biologiques. Ils ne traitent que de phénomènes macroscopiques, les modèles sont dits phénoménologiques. Bourauel et coll. (Bourauel, 1999) et Schneider et coll. (Schneider, 2002) ont simulé le mouvement d'une dent monoradiculée avec une géométrie simplifiée. La géométrie de l'os alvéolaire devait systématiquement être modulée pour chaque petite zone osseuse remodelée. Kojima et Fukui (Kojima Y, Fukui H., 2005 ; Kojima Y, Fukui H, 2006 ; Kojima Y, Fukui H., 2008 ; Kojima Y, Fukui H., 2010 ; Kojima Y, Fukui H, 2012 ; Kojima Y, Fukui H., 2014.) et Kojima et coll. (Kojima, 2006 ; Kojima, 2007 (1) ; Kojima, 2007 (2)) ont réussi à développer un modèle prenant en compte le déplacement de plusieurs dents simultanément, mais selon des géométries simplifiées. Hamanaka et coll. (2017) ont mené une étude pour modéliser le déplacement dentaire sur le long-terme. Ils ont pris en compte des géométries réelles de dents (considérées comme des corps rigides), un espace ligamentaire uniforme de 0.2 mm, ainsi que les points de contact interdentaires et le jeu existant entre les gorges des attaches et l'arc inséré (Hamanaka, 2017) Les caractéristiques attribuées au LAD dans cette étude étaient un comportement non-linéaire (bilinéaire) isotrope avec un module élastique de 0,03 à 0,3 MPa et un coefficient de Poisson de 0,3. Un algorithme spécifique permet la simulation cinétique du déplacement dentaire (*Figure 31*). Leur hypothèse de travail est que l'épaisseur le LAD va être restaurée après chaque déplacement initial des dents.

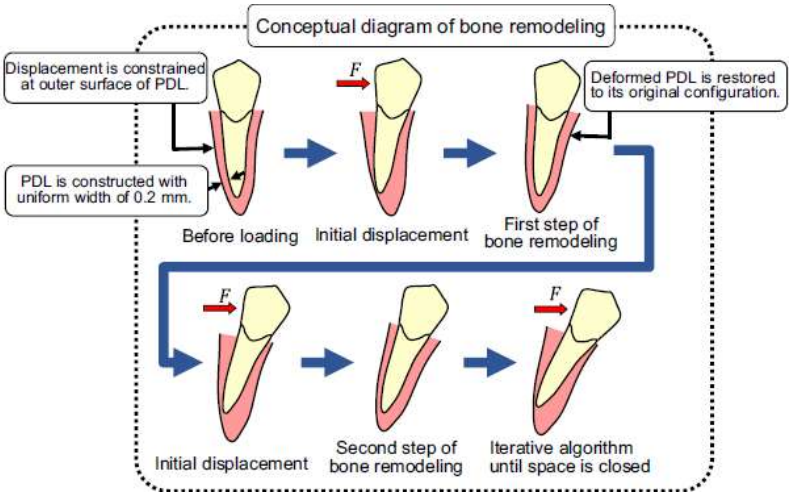


Figure 31 : diagramme de l'algorithme utilisé pour simuler le remodelage osseux (Hamanaka et coll.*, 2017).*

Certains modèles de remodelage osseux impliquent des stimuli biologiques en plus des simples sollicitations mécaniques (Provatidis, 2003 ; Chen, 2014 ; George, 2018 ; Spingarn, 2018). Différentes hypothèses ont été formulées par les équipes intéressées par ce sujet. Pour Li et coll. le stimulus du remodelage dépend de la densité d'énergie de déformation ligamentaire (Li, 2007). Van Schepdael et coll. (2014) proposent des modèles de remodelage en prenant en compte un comportement viscoélastique de l'os et du LAD (modèle de viscoélasticité de Maxwell). Field et coll. (2009), et Mengoni et coll. (2016) proposent des lois de remodelage incluant un changement local des propriétés élastiques de l'os, en fonction des niveaux de contraintes, de façon similaire aux algorithmes de remodelage utilisés dans la littérature de la biomécanique orthopédique. D'autres équipes ont choisi d'intégrer des données biologiques afin de se rapprocher des conditions cliniques réelles pouvant être attendues chez des patients (Madeo, 2012 ; Scala, 2016 ; George, 2017 ; Wagner, 2018). Un modèle de remodelage osseux au cours du déplacement dentaire provoqué a été élaboré avec la prise en compte du recrutement et de la migration cellulaire ainsi que l'altération du flux sanguin et de l'oxygénation dans le LAD (Spingarn, 2017 ; Spingarn, 2018).

A la suite de cette revue de la littérature, qui s'est intéressée aux domaines de la biomécanique, de la biologique et de la modélisation numérique, nous allons décrire les équilibres mécaniques des efforts imposés par la mise en place d'un appareil orthodontique sur les dents maxillaires.

CHAPITRE III. EQUILIBRE MECANIQUE DES FORCES ET MOMENTS PRESENTS A L'ECHELLE D'UNE ARCADE DENTAIRE.

3.1. OBJECTIF

Etablir l'équilibre mécanique des forces et des moments présents à l'échelle d'une arcade dentaire tridimensionnelle entre :

- Le système S, composé de toutes les dents d'une arcade dentaire appareillée orthodontiquement
- Et les efforts extérieurs appliqués à ces mêmes dents $\bar{S}$ (d'une part par le fil inséré dans toutes les gorges des attaches et d'autre part par les efforts réactionnels liés au parodonte sur les racines de ces dents).

Nous avons choisi de considérer une malocclusion simple, présente chez environ un pourcent de la population générale (Proffit, 2011). Il s'agit d'une infra-vestibulotopie d'une ou des deux canines permanentes maxillaires (*Figure 32)*. Elle correspond à un motif de consultation orthodontique fréquent notamment chez les jeunes adolescents de 12 ans environ. Nous avons émis l'hypothèse que les dents adjacentes ont bénéficié au préalable d'un nivellement. Nous étudions la phase de traitement pendant laquelle la canine est égressée (mouvement vertical de descendre de la dent pour l'amener sur un même plan horizontal que les autres dents de l'arcade, matérialisé par la flèche rouge sur la *Figure 32*) jusqu'à son alignement avec les autres dents par une technique d'arc droit.

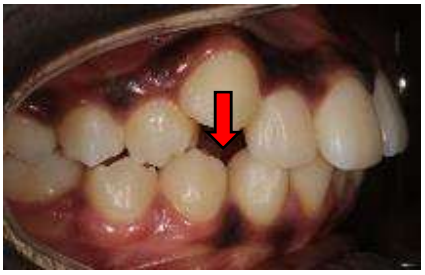


Figure 32 : infravestibulotopie de la canine maxillaire droite (issue d'un patient suivi au sein de l'Unité Fonctionnelle d'ODF, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg).

3.2. CONTEXTE

Les différentes hypothèses, ainsi que la note sur le centre de résistance, décrites dans le paragraphe 2.1.1. sont à considérer pour la lecture de la suite de ce chapitre.

Pour rappel, le type de mouvement va être dicté par les forces et moments exercés par le fil à l'intérieur de l'attache orthodontique. De plus, les contraintes mécaniques développées vont provoquer des réponses cellulaires ligamentaires et stimuler le remodelage osseux permettant les mouvements dentaires (*Figure 33*).

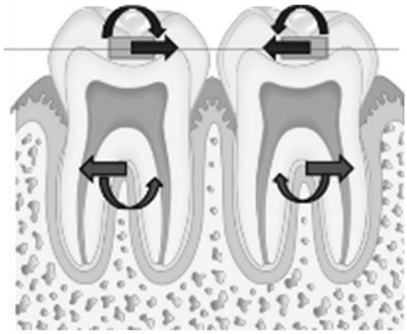


Figure 33 : schématisation des efforts appliqués au niveau des attaches orthodontiques ainsi que les réactions de ces efforts au niveau du parodonte.

3.3. METHODOLOGIE

Nous avons défini un repère orthonormé comme indiqué sur la *Figure 34*.

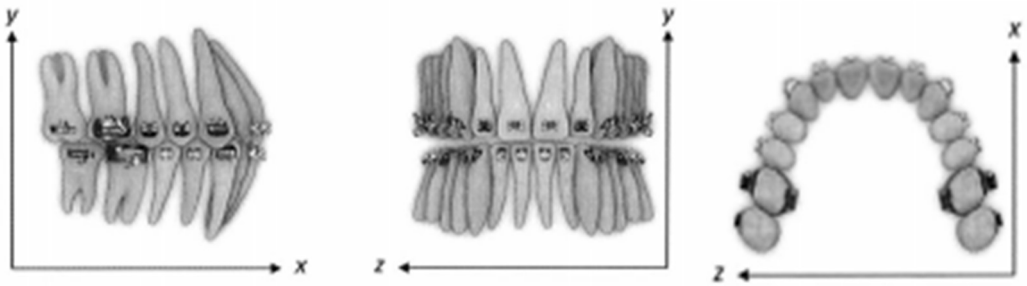


Figure 34 : définition du repère orthonormé (issu de Burstone, 2011).

La définition d'une force et d'un moment se fait à l'aide de vecteurs (qui ont trois composantes dans l'espace) :

$$\vec{F}_{(o,\vec{x},\vec{y},\vec{z})} = \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}_{(o,\vec{x},\vec{y},\vec{z})} \quad (1)$$

Et

$$\vec{M}_{(o,\vec{x},\vec{y},\vec{z})} = \begin{pmatrix} L \\ M \\ N \end{pmatrix}_{(o,\vec{x},\vec{y},\vec{z})} \quad (2)$$

Par hypothèse, on suppose que toutes les actions mécaniques peuvent être modélisées par des torseurs. Un torseur en un point A $\{T_A\}$ décrit les forces $\vec{F}_A$ et les moments $\overrightarrow{M_A}$ en trois dimensions, tel que :

$$\{\mathrm{T_A}\} = \{\vec{\mathrm{F}}_\mathrm{A} | \vec{\mathrm{M}}_\mathrm{A}\} = \left\{ \begin{matrix} \mathrm{X_A} \\ \mathrm{Y_A} \\ \mathrm{Z_A} \end{matrix} \middle| \begin{matrix} \mathrm{L_A} \\ \mathrm{M_A} \\ \mathrm{N_A} \end{matrix} \right\} \quad (3)$$

Où X, Y, Z sont les composantes de la force et L, M, N les composantes du moment.

La règle de transport des moments entre 2 points quelconques A et B peut être appliquée, telle que :

Il existe un unique vecteur $\vec{R}$ $d$onné $\in E$ un espace vectoriel vérifiant :

$$\mathrm{M}\{\mathrm{T_B}\} = \mathrm{M}\{\mathrm{T_A}\} + \vec{R} \wedge \overrightarrow{AB} \quad (4)$$

Le principe fondamental de la dynamique est appliqué selon les hypothèses citées antérieurement dans le paragraphe 2.1.1.

3.4. RESULTATS

3.4.1. Equilibre mécanique sur une dent appareillée

L'équilibre mécanique des forces et moments appliqués sur une dent lorsqu'un fil est inséré dans son attache et en tenant compte des efforts d'ancrage du parodonte, peut s'écrire de la façon suivante :

Le point O est localisé sur la face vestibulaire de la dent *D* d'intérêt à la jonction entre l'intrados du bracket et la surface de la couronne. Le point A est défini le long du grand axe vertical de la dent, au niveau de la racine entre l'apex et le collet de la dent (*Figure 35*).

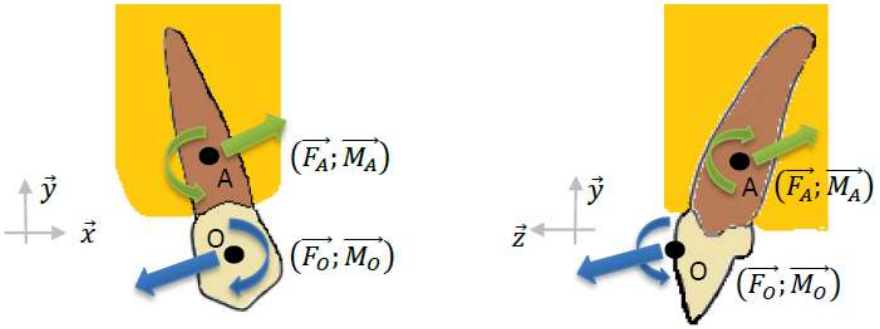


Figure 35 : forces et moments appliqués sur une dent au niveau du bracket (en bleu) en tenant compte des forces réactives du parodonte (vert) (issue de Wagner et coll., 2017).

Considérons, le bracket B, le parodonte P et la dent D. Pour une dent prise isolément, le torseur des efforts mécaniques appliqués au niveau du bracket sur la dent $\{T_O(B \rightarrow D\}$ est connu et est à l'équilibre avec le torseur des forces réactives appliquées par le parodonte sur la dent au point A $\{T_A(P \rightarrow D\}$ transporté au point O tel que :

$$\{T_O(B \rightarrow D\} + \{T_O(P \rightarrow D\} = 0 \tag{6}$$

même si la position exacte du point A n'est pas connue (car elle dépend de la hauteur de la crête alvéolaire, de la densité osseuse, de la géométrie de la dent).

3.4.2. Equilibre mécanique sur deux dents appareillées reliées en technique d'arc continu

Nous appliquons la même méthodologie pour définir l'équilibre mécanique étendu à deux dents appareillées reliés par un arc orthodontique par rapport aux forces extérieures (appliquées par le fil sur les brackets et les efforts d'ancrage sur parodonte sur les racines).

Nous pouvons considérer les points O_1 et O_2 comme étant les centres respectifs de l'interface entre les dents D_1 et D_2, avec leur bracket. La localisation de ces points est connue avec précision. Les points A_1 et A_2 sont à nouveau situés sur le grand axe vertical respectif des dents D_1 et D_2, correspondant aux

points d'application des forces réactionnelles du parodonte par rapport aux efforts appliqués à l'intérieur des brackets (*Figure 36*).

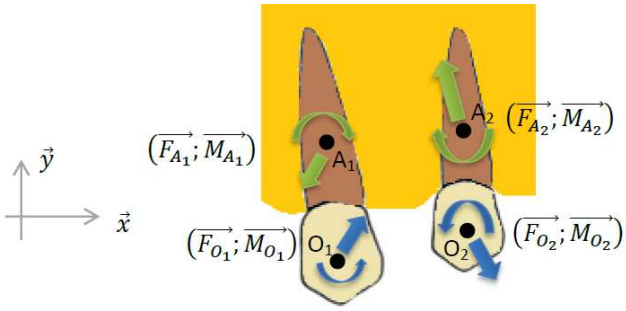


Figure 36 : représentation des forces et moments appliqués sur deux dents adjacentes, avec les efforts appliqués au niveau du bracket en bleu et les efforts réactionnels du parodonte en vert (issue de Wagner et coll., 2017).

De la même manière que pour l'équilibre sur une seule dent, la somme de ces quatre torseurs transportés en un point O_i (6) est nulle lorsque le système est à l'équilibre.

3.4.3. Equilibre sur une arcade entière appareillée

Nous pouvons étendre ce raisonnement aux quatorze dents d'une arcade dentaire reliées par un même fil, en définissant toujours les systèmes S et $\bar{S}$ de la même façon.

Pour toute dent, le torseur des forces appliquées au point O par le bracket *Bi* sur la dent *Di* peut s'écrire :

$$\{T_{Oi}(B_i \rightarrow D_i)\} = \{F_{Oi}(B_i \rightarrow D_i) | M_{Oi}(B_i \rightarrow D_i)\} \quad (7)$$

Le torseur des forces appliquées en A par le parodonte *P* en réaction aux efforts appliqués à l'intérieur du bracket de la dent *Di*, peut s'écrire :

$$\{T_{Ai}(P \rightarrow D_i)\} = \{F_{Oi}(P \rightarrow D_i) | M_{Oi}(P \rightarrow D_i)\} \quad (8)$$

L'équilibre mécanique, selon le principe fondamental de la dynamique, sur quatorze dents d'une même arcade en n'importe quel point K du repère peut s'écrire :

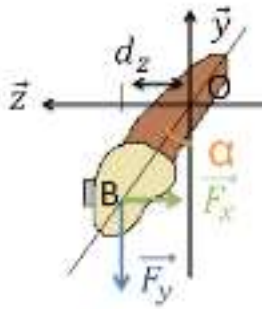
$$\sum_{i=1}^{14}\{T_{Ki}(B_i \rightarrow D_i)\} + \sum_{i=1}^{14}\{T_{Ki}(P \rightarrow D_i)\} = \vec{0} \quad (9)$$

3.4.4. Remarque sur la prise en compte de la dimension vestibulo-palatine dans les équations d'équilibres

La même démarche est suivie mais en considérant la dimension vestibulo-palatine dans les équations d'équilibre, élément souvent négligé dans la littérature orthodontique. Les forces ne sont pas appliquées sur la ligne médiane de chacune des dents mais à leur surface, là où l'attache orthodontique est collée sur la couronne dentaire. Cliniquement, cette configuration nous intéresse tout particulièrement car dans les cas d'infravestibulotopie d'une canine maxillaire, cette dent est souvent inclinée (ou vestibuloversée) vers l'extérieur. Nous aimerions quantifier l'influence d'une part de cette vestibuloversion lorsqu'une mécanique égressive est mise en place sur la dent, ainsi que l'importance de la considération du diamètre vestibulo-palatin des dents d'autre part.

Prenons l'exemple d'une force verticale $\overrightarrow{F_y}$ de 0,5 N (environ 50g) appliquée au niveau de la canine en infravestibulotopie, avec un certain degré de vestibuloversion (α). Le diamètre vestibulo-palatin moyen de la canine est de 8 mm (Nelson, 2009).

Si cette force pouvait être appliquée au centre de la couronne dentaire le long du grand axe de la canine, au point B, nous aurions :



$$M_x = F_y \times d_z$$

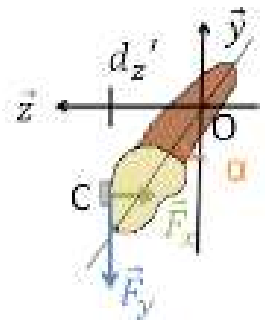
Avec $d_z = BO \times \sin\alpha$ *et* $BO = 11mm$

Le *Tableau 6* répertorie les valeurs prises par le moment vestibulo-palatin $\overrightarrow{M_x}$ appliqué à la canine en fonction de son degré de vestibuloversion (noté par l'angle α).

α(°)	0	10	20	30	90
$\boldsymbol{M_x}$ **(N.mm)**	0	0,96	1,88	2,75	5,5

Tableau 6 : valeurs du moment vestibulo-palatin en fonction de la vestibuloversion de la canine en considérant le point d'application de la force égressive le long du grand axe de cette dent.

Si la même force verticale $\overrightarrow{F_y}$ de 0,5 N était cette fois-ci appliquée en C, centre de l'intrados du bracket collé en vestibulaire, pour la même configuration de la canine, nous aurions :



$$M_x = F_y \times d_z'$$

$$Avec\ d_z' = CO \times sin(19.98 + \alpha)$$

$$et\ CO = \sqrt{4^2 + 11^2}$$

Le *Tableau 7* répertorie les valeurs prises par le moment vestibulo-palatin $\overrightarrow{M_x}$ appliqué à la canine en fonction de son degré de vestibuloversion (noté par l'angle α).

α(°)	0	10	20	30	90
$\boldsymbol{M_x}$ **(N.mm)**	1.99	2.92	3.76	4.48	5,498

Tableau 7 : valeurs du moment vestibulo-palatin en fonction de la vestibuloversion de la canine en considérant le point d'application de la force égressive sur la face vestibulaire de cette dent.

Quand une force verticale égressive est appliquée au niveau d'un bracket collé à la surface vestibulaire d'une dent, elle produit un moment vestibulo-palatin non négligeable. Ce moment augmente avec la vestibuloversion de la dent d'intérêt.

Avec cette formulation, nous démontrons que les forces verticales en présence sont les mêmes que celles définies dans la littérature (Burstone et Koenig, 1974). En revanche à côté des moments mésio-distaux communément décrits, il faudrait également considérer les moments dans la dimension vestibulo-

palatine, liés au diamètre vestibulo-palatin des dents. Ces moments, visibles en cliniques et parfois à l'origine de certains effets indésirables, sont souvent oubliés dans les descriptions biomécaniques orthodontiques.

Les expérimentations sur paillasse menées en 1974 ont ouvert la voie à une modélisation simplifiée des forces et moments en présence lors de la mise en place des appareils d'orthodontie mais elles ne sont pas suffisantes lorsque l'on intègre une vision tridimensionnelle des éléments dentaires ainsi que la considération des efforts d'ancrage liés au parodonte.

3.5. CONCLUSION

L'amélioration apportée par notre travail est dans un premier temps d'avoir formulé explicitement les hypothèses sous-entendues en biomécanique orthodontique. Puis, notre méthodologie a permis d'établir les équations d'équilibre à l'échelle d'une arcade dentaire globale.

Au travers de deux articles successifs (Wagner et coll. Experimental quantification of the mechanical forces and moments applied on three consecutive orthodontic brackets. BioMed Mater Eng. 2017; Wagner et coll. Mechanical equilibrium of forces and moments applied on orthodontic brackets of a dental arch: correlation with literature data on two and three adjacent teeth. BioMed Mater Eng. 2017.), nous avons utilisé cette même méthodologie pour comparer les forces et moments, calculés de façon théorique, sur trois dents d'intérêt en intégrant certains de nos résultats expérimentaux, dont nous traiterons dans le chapitre suivant. Nous avons mis en évidence l'importance de la vision tridimensionnelle ainsi que la considération des forces de glissement dans le calcul de l'équilibre mécanique. Nous avons aussi défini une méthodologie pour quantifier les forces et moments présents dans les trois dimensions de l'espace et avons validé notre méthodologie en l'appliquant aux données de la littérature, les expérimentations 2D de Burstone et Koenig (1974) sur deux dents adjacentes dont les attaches sont colinéaires ainsi que les expérimentations 3D de Badawi et coll. (2009) sur trois dents adjacentes appareillées appartenant à une arcade courbe.

La modélisation numérique, décrite dans la chapitre 5, nous aidera également à connaitre les répercussions sur toute l'arcade dentaire lorsque des modifications locales sur une dent sont présentes.

CHAPITRE IV. MODELE EXPERIMENTAL

4.1. OBJECTIFS

Le quatrième chapitre, constituant la partie principale de ce travail de thèse, repose sur une phase expérimentale.

Il s'agit de reproduire sur des plaquettes rigides, rectilignes puis courbes, les situations statiques présentées précédemment, avec la mise en place d'un fil Nickel-Titane dans les attaches lors d'une infravestibulotopie de la canine maxillaire droite (*Figure 32* du paragraphe 3.1.).

Ces mesures expérimentales serviront de données d'entrée et de validation pour la conception et le développement des modèles numériques détaillés dans la chapitre 5 de ce manuscrit.

Nous nous proposons de décrire la conception et la réalisation de cette partie expérimentale et d'en présenter les résultats :

- Nous indiquerons dans un premier temps, le matériel commercialisé utilisé dans cette phase expérimentale. Nous citerons les caractéristiques fournies par les fabricants, puis les essais ou mesures complémentaires permettant de valider notre méthodologie expérimentale :
    - Calorimétrie différentielle à balayage, essai de traction pure et diffraction des rayons X appliqués au fil orthodontique en alliage Nickel-Titane.
    - Mesures supplémentaires faites sur les attaches.
- Nous détaillerons ensuite toute la conception et réalisation des plaquettes de mesure et du banc de traction, spécialement développés pour ce travail de thèse.
- Nous expliquerons également la méthodologie de collage des attaches sur les plaquettes, en précisant les caractéristiques spécifiques recherchées au préalable.
- Nous discuterons, dans trois paragraphes successifs, de l'influence de trois paramètres pour la quantification expérimentale des forces produites par un appareil d'orthodontie :
    - La température d'essai, en nous basant sur un article de la littérature.
    - Le choix du milieu expérimental (sec ou humide), attesté par une campagne d'essais complémentaires (comparaison des forces mesurées dans les trois directions de l'espace en milieu sec et humide).
    - La force exercée par les ligatures élastomériques sur le fil

- Enfin, nous montrerons les quantifications, sur les plaquettes planes et courbes, des forces :
    - de frottement (ou mésio-distales) statique et cinématique,
    - corono-apicales (ou verticales),
    - et vestibulo-palatines (ou horizontales).

4.2. MATERIEL COMMERCIALISE UTILISE POUR LA PARTIE EXPERIMENTALE

4.2.1. Le fil orthodontique

Nous avons choisi de mener nos expérimentations sur le fil en Nickel-Titane (Orthonol, RMO, référence WON 7000) utilisé en clinique dans l'Unité Fonctionnelle d'ODF au Pôle de médecine et de chirurgie bucco-dentaires de Strasbourg. Pour rappel, nous étudions la phase d'alignement dentaire, c'est pour cette raison, nous avons choisi un diamètre de fil de 0,356 mm (soit 0.014 inch).

4.2.1.1. Données fournies par le fabriquant

Le fabriquant communique certaines caractéristiques de cet alliage, énumérées dans le *Tableau 8*.

Super elastic Nickel-Titanium (memory alloys).	Highly flexible.
Provides an ideal, uninterrupted and constant gentle force level for tooth movement.	Due to its high flexibility and resiliency Orthonol recovers beautifully from bends and deformation of angles up to 45°, and even in some cases up to 75°.
Full austenitic at room temperature *Af* 7.2-15.6°C.	
Moderate consistent force over a long activation period.	
Excellent resiliency.	Responsive to chilling.

Tableau 8: caractéristiques données par le fabriquant pour le fil Orthonol™ (RMO). Expérimentalement, nous avons utilisé la référence maxillaire WON 7000.

Ces alliages en NiTi, sont commercialisés pour leur propriété de super-élasticité et de mémoire de forme (les deux termes ont été définis dans le paragraphe 2.1.5.), devant permettre à l'alliage de délivrer des forces faibles et continues, « idéales », au cours de la décharge. Il aurait la possibilité de revenir à sa

forme originale après avoir été contraint, même à des angles supérieurs à 45° et parfois jusqu'à 75°. De plus, il peut être refroidi puis grâce à la mémoire de forme, il retrouverait sa forme initiale à température ambiante, température pour laquelle le matériau serait en phase austénitique.

4.2.1.2. Tests complémentaires de caractérisation de l'alliage utilisé expérimentalement

Nous avons caractérisé le fil NiTi utilisé dans nos essais, grâce à un certain nombre de tests complémentaires :

- Une calorimétrie différentielle à balayage (DSC) pour vérifier les températures de transformation de phases données par le fabriquant.
- Un test de traction pure pour caractériser les propriétés intrinsèques du matériau.
- Une diffraction aux rayons X (DRX) pour caractériser la structure cristallographique du matériau.

Calorimétrie différentielle à balayage

Cette technique est une analyse thermique. Elle mesure les différences des échanges de chaleur entre un échantillon à analyser et une référence (par exemple alumine, mais peut aussi être de l'air). Les analyses sont réalisées sous balayage d'un gaz inerte (par exemple, l'azote ou l'argon) pour éviter toute réaction du matériau à étudier avec l'atmosphère du four.

Cette technique repose sur le fait que lors d'une transformation physique, telle qu'une transition de phase, une certaine quantité de chaleur est échangée avec l'échantillon pour être maintenu à la même température que la référence. Le sens de cet échange de chaleur entre l'échantillon et l'équipement dépend de la nature endothermique ou exothermique du processus de transition.

Elle permet de déterminer les transitions de phases. Pour l'alliage qui nous intéresse, il s'agit de la transition entre la phase martensitique et austénitique au cours du refroidissement (réaction exothermique) et la transition de la phase martensitique vers la phase austénitique au réchauffage (réaction endothermique). La *Figure 37* décrit les températures caractéristiques de changement de phase pour les alliages en Nickel-Titane, à savoir *Martensite start* Ms, *Martensite finish* Mf, *Austenite start*

As et *Austenite finish* Af. Elle a été réalisée à l'Institut Universitaire de Technologie de Moselle-Est à Forbach, en collaboration avec le Dr Pascal Laheurte (appartenant au laboratoire LEM3 de l'Université de Lorraine).

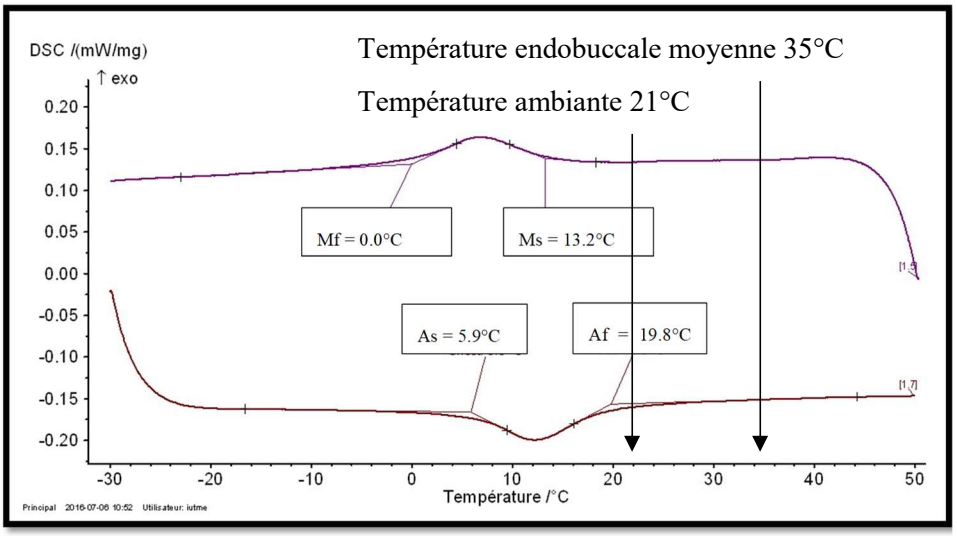


Figure 37 : calorimétrie différentielle à balayage d'un fil NiTinol™ RMO réf WON 700.

Notre alliage présente une transition martensite vers austénite qui se situe entre 5.9°C et 19.8°C (*Figure 37*). Cette donnée correspond aux données du fabriquant. L'alliage est par conséquent effectivement entièrement austénitique à température ambiante.

Test en traction pure

Un essai de traction est un essai normalisé qui permet de déterminer les propriétés intrinsèques du matériau (module d'Young et coefficient de Poisson pour les matériaux linéaires élastiques). Il consiste à placer une petite barre du matériau à étudier (ayant une configuration donnée) entre les mâchoires d'une machine de traction qui tire sur la barre jusqu'à sa rupture. On enregistre l'allongement et la force appliquée, que l'on convertit ensuite en déformation et contrainte.

Il a été réalisé à l'Institut Universitaire de Technologie de Moselle-Est à Forbach, en collaboration avec Dr Pascal Laheurte, grâce à l'utilisation d'une machine de traction normalisée et d'un capteur de force de 10 kN *(cf. fiche technique)* (*Figure 38*). Les essais ont été menés à -5°C, à +35°C et à +55°C (*Figure 39*).

Figure 38: machine de traction normalisée (située à l'IUT Moselle-Est de Forbach) avec la cellule d'enregistrement de 10kN.

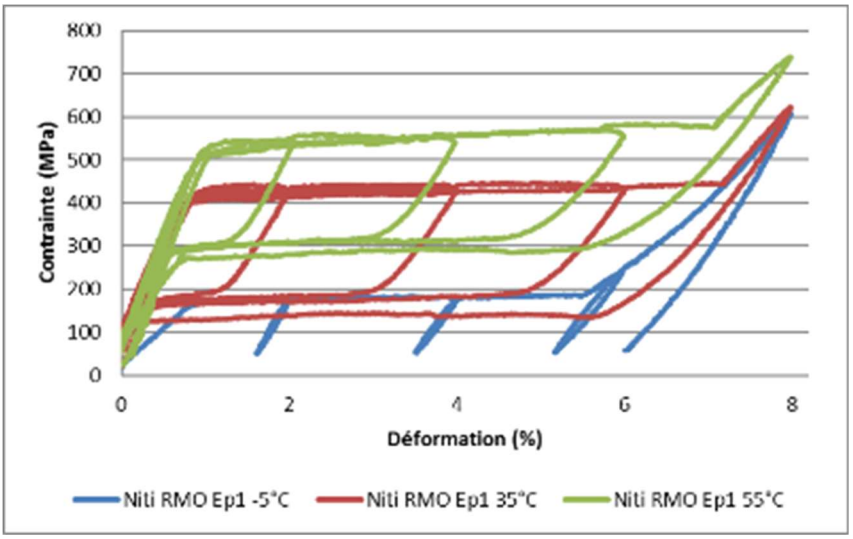


Figure 39 : essai en traction pure à -5°C, +35°C et +55°C sur le fil NiTinol™ RMO réf. WON 700.

L'information essentielle extraite de cet essai est la plage de contraintes durant laquelle le matériau présente un comportement super-élastique. A 35°C (courbe en rouge sur la *Figure 39*), elle se situe entre 350 et 400 MPa (à noter que la courbe expérimentale est décalée par rapport à l'origine du repère d'environ 50MPa). Cette donnée servira lors de la conception du modèle numérique et de la modélisation du comportement mécanique du fil, dans le chapitre 5.

Diffraction des rayons X

La diffraction des rayons X (DRX) est utilisée pour l'étude des matériaux cristallins. Elle permet de déterminer les différentes phases présentes dans un composé, grâce à un diffractomètre. Les données collectées forment ce que l'on appelle un diffractogramme représentant l'intensité (en coups ou coups par secondes) de diffraction en fonction de l'angle 2θ (en degrés). L'angle θ (angle de Bragg) détermine l'incidence d'un faisceau de rayons X sur les plans réticulaires du matériau, espacés entre eux par une distance d. Le diffractogramme est un ensemble de pics. Plusieurs pics forment une série qui est caractéristique d'une phase. Une phase correspond à une certaine structure cristalline et dépend de la maille des éléments chimiques présents ainsi que des proportions de ces éléments chimiques. Il est donc possible de retrouver la composition d'un échantillon donné en analysant les phases présentes. Un échantillon peut être monophasé (une seule série de pics), biphasé (deux séries) ou comporter encore plus de phases.

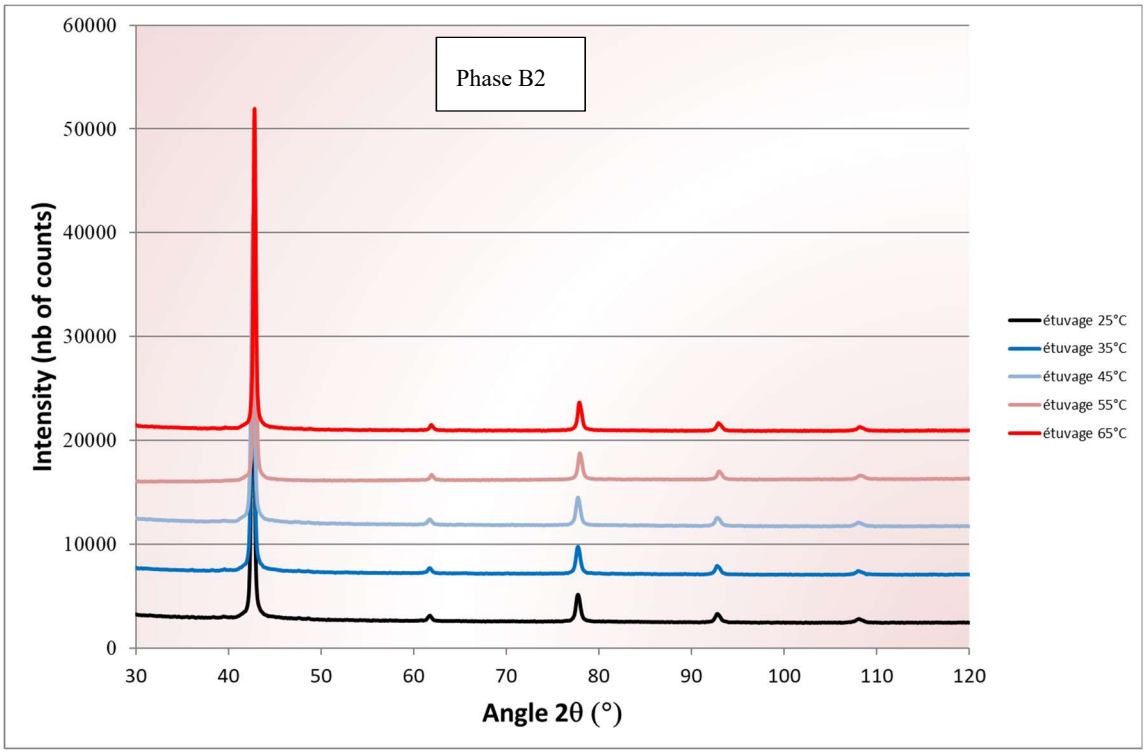


Figure 40: graphique de la DRX de l'alliage NiTi RMO réf. WON 700, les pics caractérisent la phase B2 de l'alliage NiTi en phase austénitique.

Pour notre échantillon de fil en NiTi, la phase haute température (austénitique) présente une structure cristallographique de type B2 ou cubique avec un atome de nickel au centre de chaque maille formée par les atomes de titane centrée (a = 0,3015 nm). Ceci est conforme aux données de la littérature.

4.2.2. Les attaches orthodontiques

Nous avons choisi les attaches (Victory, 3M Unitek, Monrovia, Californie, USA) utilisées en clinique au Pôle de médecine et de chirurgie bucco-dentaires de Strasbourg. Le matériau de fabrication est de l'acier inoxydable 17-4pH (*cf. fiche technique*).

4.2.2.1. Données fournies par le fabriquant

Un certain nombre d'indications sont données par le fabriquant telles que les angulations des gorges (inclinaison des gorges dans un plan frontal), hauteur et profondeur des gorges (0,457× 0,635 mm ou 0.018×0.025 inch), la longueur des tubes pour les premières et deuxièmes molaires (*Tableau 9*).

Bracket	Angulation (°)	Longueur (mm)
Incisive centrale	5	Non communiquée
Incisive latérale	8	Non communiquée
Canine	5	Non communiquée
Prémolaire (1ère et 2ème)	0	Non communiquée
1ère molaire	0	3,6
2ème molaire	0	2,5

Tableau 9 : informations données par le fabriquant sur les attaches et tubes (www.solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/unitek/home).

Ces informations ont servi pour la conception des plaquettes, qui seront décrites dans le paragraphe 4.3. :

- Elles ont d'une part permis un alignement parfait des gorges entre elles sur le montage en incorporant les angulations pré-informés dans les attaches d'incisive centrale, latérale et de la canine (*Figure 41*).
- De plus, les longueurs communiquées par le fabriquant ont permis de définir les cotes de certains logements sur les plaquettes, qui recevront les attaches collées (*Figure 42*).

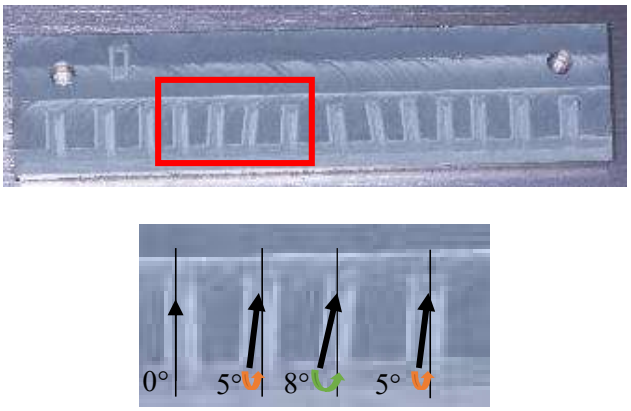


Figure 41 : prise en compte des angulations préexistantes dans les attaches de l'incisive centrale, l'incisive latérale et de la canine.

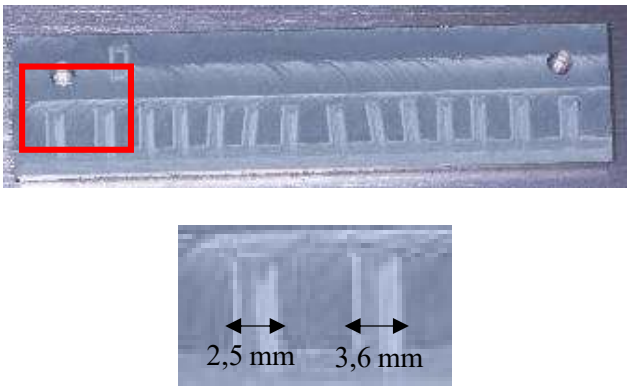


Figure 42 : prise en compte des cotes fournies par le fabriquant pour les longueurs des attaches de la 1ère et de la 2ème molaire.

4.2.2.2. Mesures complémentaires faites sur les attaches

Les mesures des attaches ont été complétées, par rapport à celles fournies par le fabricant. Nous avons cherché à connaitre les cotes non communiquées des brackets d'incisive centrale, incisive latérale, canine et prémolaire.

Pour ce faire, des études au pied à coulisse (référence 41 2811 150 marque Holex, mesure jusqu'à 150 mm avec une précision de 0.03 mm) (*cf. fiche technique du pied à coulisse*) ainsi qu'au projecteur de profil (*Figure 43*) ont été menées.

Figure 43 : mesure au projecteur de profil des cotes des attaches.

Nous avons ainsi obtenu les dimensions des bases des attaches, ainsi que les distances séparant les extrémités externes et internes (appelés piliers) du centre des attaches (en mm) (*Figure 44 et Tableau 10*). C'est également par ce moyen que nous avons défini la hauteur séparant la base de chaque attache de leur gorge respective (*Figure 45*) ainsi que l'angulation mésio-distale (ou « tip ») des gorges pré-informées (*Figure 41*) pour avoir un alignement parfait de l'ensemble des gorges sur les plaquettes.

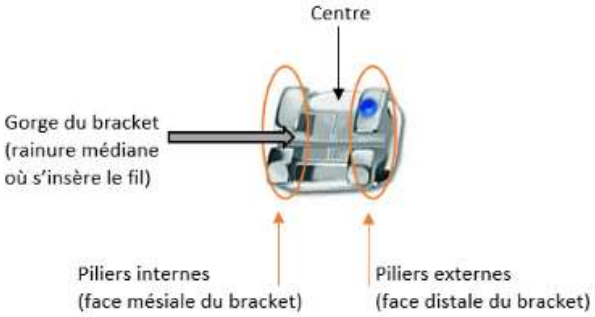
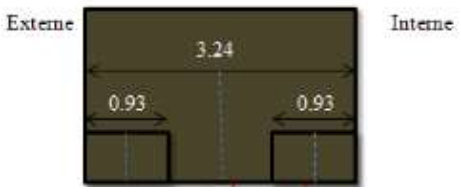


Figure 44 : terminologie des caractéristiques d'une attache orthodontique.

Numéro du bracket	Cotes (mm)
Attache 4 et 3 (attache de la première et deuxième prémolaire maxillaires droites)	
Attache 5 (attache de la canine maxillaire droite)	

Attache 6 (attache de l'incisive latérale maxillaire droite)	
Attache 7 (attache de l'incisive centrale maxillaire droite)	

Tableau 10 : cotes complémentaires obtenues par des mesures au pied à coulisse et au projecteur de profil.

Figure 45 : illustration de la hauteur séparant la base et la gorge d'une attache.

4.3. CONCEPTION ET REALISATION DES PLAQUETTES DE MESURE

Nous avons souhaité concevoir des modèles expérimentaux se rapprochant le plus possible d'une configuration clinique réelle. Ainsi, nous avons conçu des plaquettes planes puis courbes (à l'image d'une arcade dentaire) pouvant recevoir des attaches orthodontiques selon les différentes directions des forces à quantifier :

- Les forces mésio-distales (ou de frottement).
- Les forces corono-apicales (ou verticales).
- Les forces vestibulo-palatines (ou horizontales).

4.3.1. Caractéristiques générales pour la conception des plaquettes

Les dimensions des dents ont été respectées lors de la conception des plaquettes, rectilignes et courbes (Nelson, 2009). Le *tableau 11* énonce les valeurs moyennes des diamètres mésio-distaux des dents maxillaires.

Dents maxillaires	Diamètre mésio-distal de la couronne
Incisive centrale	8,5 mm
Incisive latérale	6,5 mm
Canine	7,5 mm
Première prémolaire	7,0 mm
Deuxième prémolaire	7,0 mm
Première molaire	10,0 mm
Deuxième molaire	9,0 mm

Tableau 11 : dimensions mésio-distales des dents selon Nelson, 2009.

Pour la conception des plaquettes courbes, la forme d'arcade utilisée est la forme « Vari-Simplex », représentée dans 50% des cas étudiés par Felton et coll. en 1987. La forme d'arcade a été reproduite à partir d'une charte d'arcade (Alexander Vari-Simplex, ORMCO) *(cf. fiche technique de la charte ORMCO).*

Les plaquettes planes ont été réalisées par découpe alors que les plaquettes courbes ont été fabriquées par impression 3D (*cf. fiche technique de l'imprimante*).

4.3.2. Conception de plaquettes planes et courbes pour la mesure des forces mésio-distales (ou forces de frottement)

Pour quantifier les forces mésio-distales (ou forces de frottement), des plaquettes planes et courbes spécifiques ont été réalisées avec un alignement parfait des gorges des 14 attaches (*Figures 46 et 47)*.

Figure 46 : plaquettes planes pour la mesure des forces mésio-distales.

Figure 47 : plaquettes courbes pour la mesure des forces mésio-distales.

Sur les plaquettes planes et courbes, nous avons collé tour à tour :

- 1 attache (attache N°3),
- 3 attaches parfaitement alignées au niveau de leur gorge (attaches N° 9, 10 et 11 ; correspondant à la courbure de l'arcade où se situe la canine maxillaire).
- 5 attaches parfaitement alignées au niveau de leur gorge (attaches N° 12, 11, 10, 9 et 8 ; correspondant à la courbure de l'arcade où se situe la canine maxillaire).
- Et 14 attaches parfaitement alignées au niveau de leur gorge (10 attaches ligaturées et 2 tubes à chaque extrémité qui ne sont pas ligaturés).

Puis nous avons positionné et ligaturé le fil dans les brackets.

Au total, 4 plaquettes planes et 4 plaquettes courbes ont été réalisées pour ces mesures.

4.3.3. Conception des repères sur les plaquettes planes pour la mesure des forces de frottement

Le but est de réaliser une rainure à l'extrémité de la plaquette, pour s'assurer que lors de la traction uni-axiale du fil (selon son grand axe) ce dernier soit en parfaite continuité avec les gorges des attaches d'intérêt.

Le repérage a été réalisé avec une plaquette plane où 5 attaches ont été préalablement collées. Une lame horizontale a été positionnée, qui sert au contrôle du collage des brackets dans les gorges des attaches. L'ensemble a été passé au rétroprojecteur de profil.

Cette manipulation a été ensuite contrôlée avec un micro-palpeur assisté par ordinateur. La lame de contrôle du collage a été remplacée par un fil orthodontique rond en acier (diamètre 0,406 mm, soit 0.016 inch). Des déplacements du micro-palpeur ont été enregistrés entre le fil et le bord de la plaquette puis entre la rainure et le bord de la plaquette. Les données étaient toutes identiques (11,9 mm).

La rainure a été effectuée par une fraise en carbure de tungstène de diamètre 0,5 mm (pour un fil orthodontique de 0,35 mm de diamètre) sur une profondeur de 1 mm.

La rainure a été reproduite sur les différentes plaquettes planes à tester (*Figure 48*).

Figure 48 : conception du repère sur les plaquettes planes, la rainure est encadrée en rouge.

4.3.4. Conception des repères sur les plaquettes courbes pour la mesure des forces de frottement

Le principe de réalisation d'une rainure de guidage a aussi été utilisé pour les plaquettes courbes. Cependant, elle a été réalisée sur le support de fixation des plaquettes (*Figure 49*).

Le support est conçu pour que lors des tests en traction le fil soit testé à nouveau de façon parfaitement uni axiale le long du grand axe du fil, sans frottement possible avec le support.

La procédure de contrôle a été menée par un micro-palpeur assisté par ordinateur.

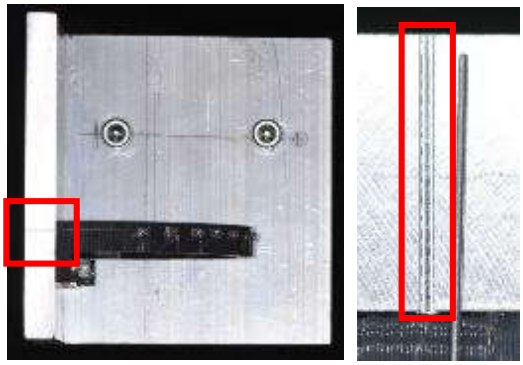


Figure 49 : conception du support des plaquettes courbes pour le test des forces de frottement, la rainure est encadrée en rouge.

4.3.5. Conception et réalisation des plaquettes planes et courbes pour la mesure des forces corono-apicales (ou verticales)

Pour réaliser la mesure des forces corono-apicales (ou verticales), toutes les gorges des attaches ne faisant pas l'objet de mesure ont été alignées sauf celle de l'attache 5, qui a été décalée verticalement de 1, 2, 3, 4 et 5 mm (*Figures 50).* Au total 11 plaquettes planes et 11 plaquettes courbes ont été réalisées (*Figures 51 a, b et c et 52 a, b et c).*

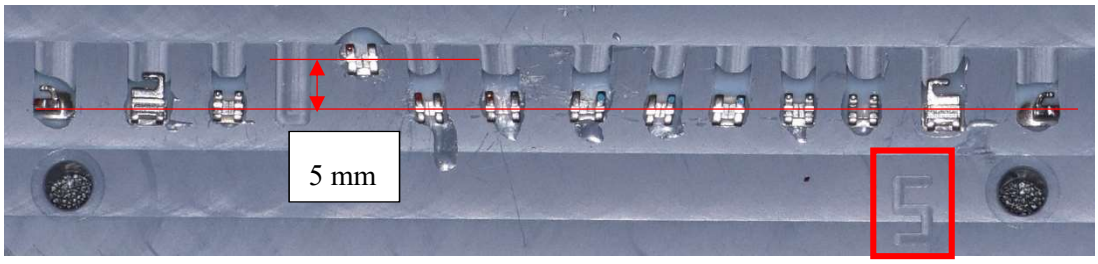


Figure 50 : exemple d'une plaquette plane servant à la mesure de la force corono-apicale (ou verticale), lorsque l'attache 5 est décalée verticalement de 5 mm, au centre de l'attache 4 (seule attache non collée pour pouvoir faire la mesure).

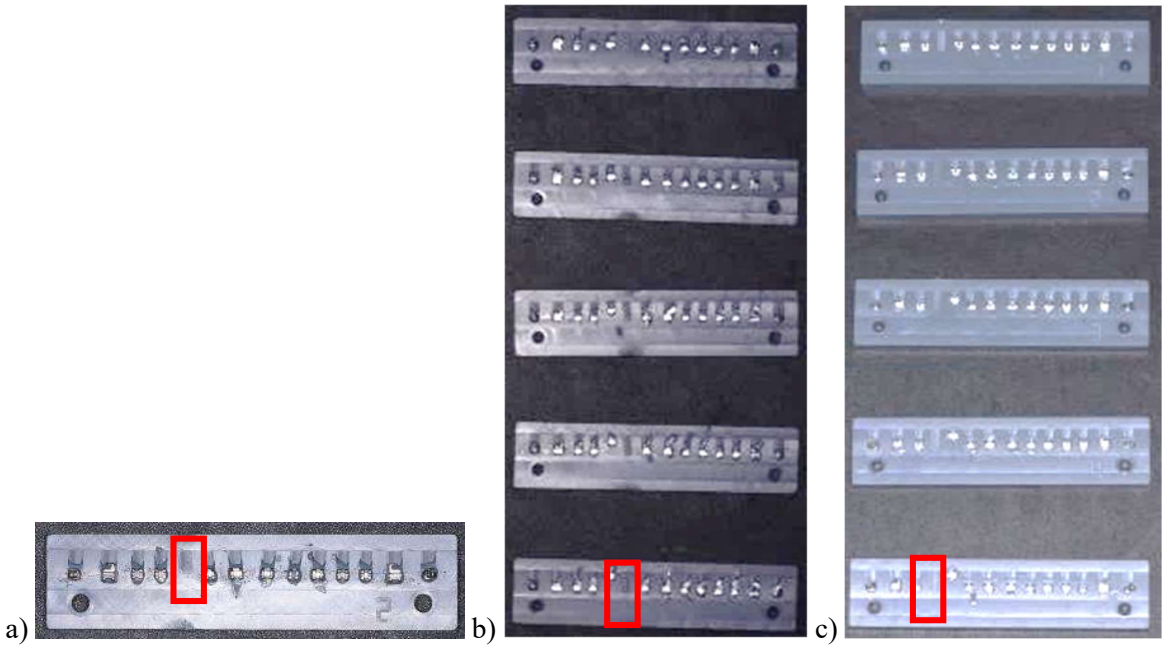


Figure 51: plaquettes planes en PVC servant pour les mesures des forces corono-apicales (ou verticales) sur :

a) la canine,

b) l'incisive latérale,

c) et la première prémolaire maxillaires droites.

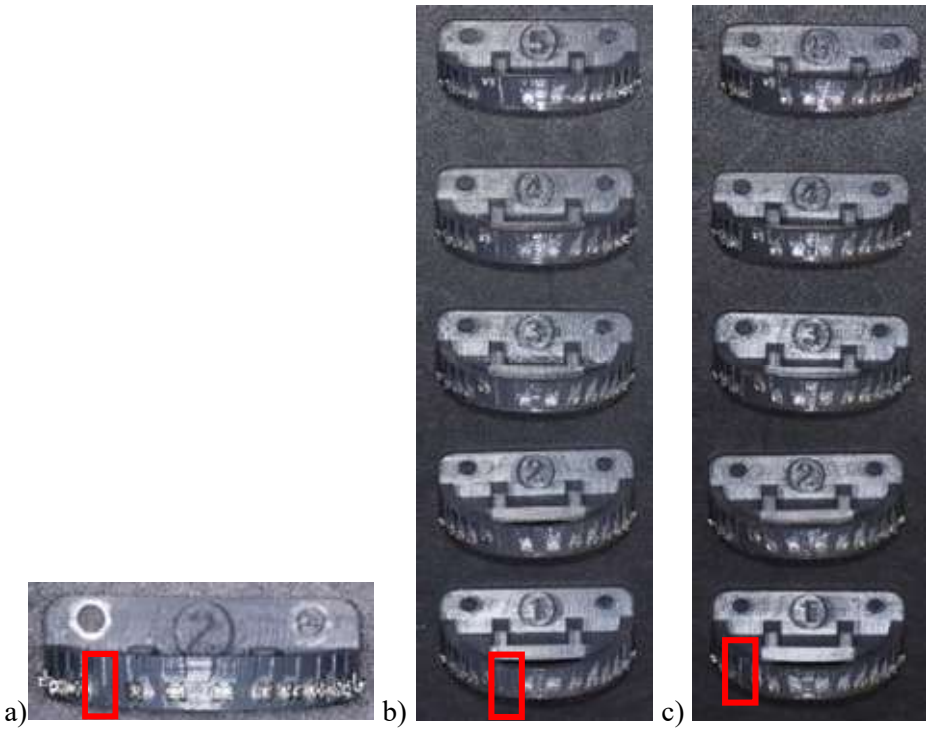


Figure 52 : plaquettes courbes en ABS servant pour les mesures des forces corono-apicales (ou verticales) sur :

a) *la canine,*

b) *l'incisive latérale,*

c) *et la première prémolaire maxillaires droites.*

Ces mesures nous permettent de quantifier les forces vestibulo-palatines présentes par exemple lorsqu'une dent est plus vestibulaire (plus vers l'extérieur de la bouche) ou plus palatine (plus vers l'intérieur de la bouche) par rapport aux dents adjacentes. Cette manipulation permet également de quantifier les forces dues aux différents diamètres vestibulo-palatins des dents maxillaires.

4.3.6. Conception des plaquettes planes et courbes pour la mesure des forces vestibulo-palatines (ou horizontales)

Des plaquettes planes et courbes ont été conçues afin de pouvoir mesurer les forces vestibulo-palatines (ou horizontales). Pour se faire, un décaissement au niveau de l'attache d'intérêt a été réalisé, mesurant 6 mm de profondeur. Encore une fois, toutes les gorges des attaches ne faisant pas l'objet d'une mesure sont alignées entre elles (*Figure 53*).

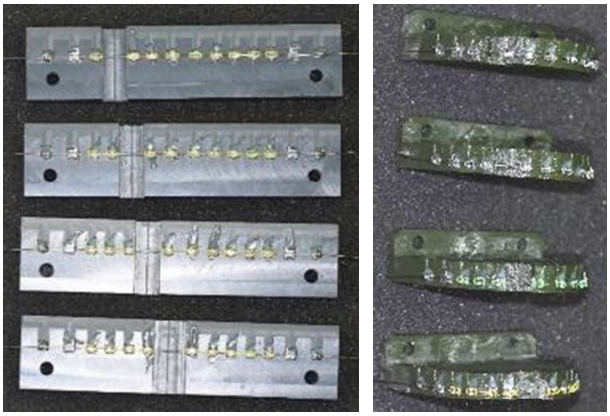


Figure 53 : plaquettes planes et courbes pour quantifier les forces vestibulo-palatines (ou horizontales).

4.3.7. Conception et réalisation des référentiels de mesure pour la quantification des forces corono-apicales (ou verticales) et vestibulo-palatines (ou horizontales)

Deux référentiels, respectivement pour les mesures sur les plaquettes planes et courbes, ont été conçus en 3D puis usinés afin de déterminer le centre des attaches 4, 5 et 6 matérialisé par une rainure de 1 mm de profondeur et 0,9 mm de largeur (correspondance avec les dimensions du bec de traction) (*Figures 54 et 55*). Ceci nous permet un positionnement précis du bec de traction au niveau du centre des attaches d'intérêt.

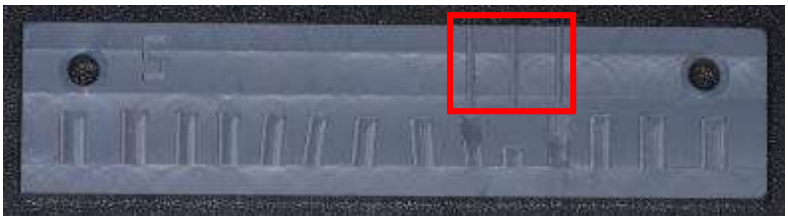


Figure 54 : référentiel pour permettre les mesures au centre des attaches d'intérêt sur les plaquettes planes.

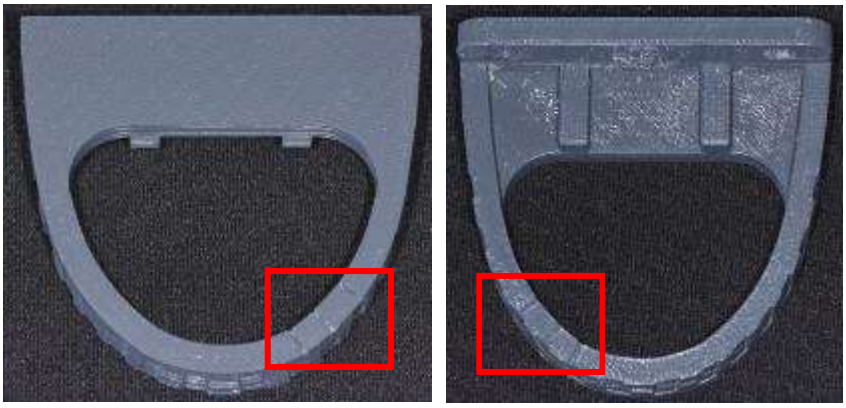


Figure 55 : référentiel pour permettre les mesures au centre des attaches d'intérêt sur les plaquettes courbes.

4.4. CONCEPTION D'UN BANC DE TRACTION ADAPTE AUX MESURES SUR DES MODELES DE MACHOIRES

Afin de mener cette campagne de mesures, nous avons conçu et réalisé un banc de traction-compression dédié et avons validé son utilisation par une campagne d'essais sur une machine de traction normalisée.

Deux machines de traction ont donc été utilisées :

- Un banc de traction intégralement conçu et réalisé pour notre travail de thèse, qui a permis de réaliser l'intégralité des mesures expérimentales.

- Une machine de traction normalisée (située à l'IUT de Forbach, Université de Moselle-Est), qui a permis d'effectuer les tests de comparaison et de validations du banc de traction.

La décision de développer un banc de traction personnalisé est fondée sur deux arguments principaux. Dans un premier temps, il s'agissait de pouvoir bénéficier du banc de traction avec une flexibilité encore plus grande que celle déjà octroyée par l'IUT de Forbach et dans une localité plus proche. L'objectif

était de pouvoir répéter à souhait les expérimentations avec une grande flexibilité au niveau du planning. De plus, la machine de traction normalisée aurait nécessité des aménagements conséquents au niveau de ses équipements pour permettre les différents montages des manipulations telles que nous les voulions. Cependant, pour pouvoir utiliser ce banc de traction personnalisé, nous devions démontrer qu'il permettait d'obtenir des résultats similaires à ceux d'une machine de traction normalisée, ce qui sera explicité dans le paragraphe 4.4.3.

4.4.1. Caractéristiques recherchées

Afin de développer un banc de traction personnalisé concordant avec nos besoins expérimentaux spécifiques, le cahier des charges suivant a été mis en place :

- Possibilité de mesures des forces délivrées en traction/compression.
- Déplacement de l'outil de mesure dans les trois dimensions de l'espace contrôlé par des vis micrométriques.
- Positionnement stable des pièces à étudier et stabilité au cours des mesures.
- Tige de traction avec un bec de mesure rigide.
- Atmosphère contrôlée dans une enceinte thermique à 35°C, pour permettre une régulation de la température, évaluée par un thermomètre digital.

4.4.2. Conception et réalisation

La conception a été assistée par ordinateur et grâce au logiciel Geomagic® une prévisualisation en trois dimensions est possible (*Figure 56*). L'ensemble des pièces a été usinée spécialement pour ce banc de traction.

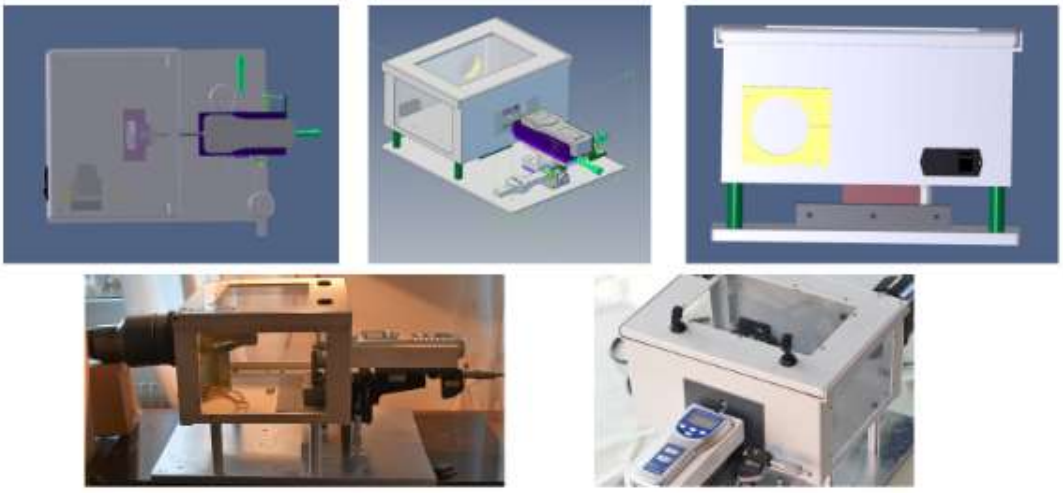


Figure 56 : modélisation en trois dimensions du banc de traction et réalisation.

Le banc comprend un chariot avec un possibilité de réaliser des déplacements tridimensionnels grâce à trois ponts XYZ, quantifiés par une vis micrométrique pour chaque direction de l'espace avec un comparateur numérique pour chacune d'elle (*cf. fiches techniques*) La précision de mesure est de ± 2 µm. Les mesures peuvent ainsi être effectuées en 3 dimensions.

L'objectif est de relier par des éléments de haute rigidité le dynamomètre électronique au support de traction, pour limiter au maximum les distorsions de mesure au cours des manipulations.

Les mesures des forces sont réalisées à l'aide d'un dynamomètre (PCE Instruments, référence PCE-FM50), qui peut mesurer de 0 à 49,03 N (soit 0 à 5 000 g) avec une résolution de 0,01 N (1 g) et une précision de 0,03 N (3 g) (*cf. fiches techniques et de calibration*). Le dynamomètre est placé dans un support en PVC gris, usiné en empreinte. Cette technique assure une immobilisation parfaite de l'outil de mesure. L'ensemble est monté sur un bâti rigide pour réduire au maximum les erreurs de mesure.

La rigidité et la section des matériaux utilisés permettent d'émettre l'hypothèse que les déformations des différentes pièces peuvent être considérées comme négligeables.

La pièce permettant la traction est conçue en trois parties :

- Une tige en acier inoxydable A304L, qui doit être la plus courte possible, de longueur 46,75 mm et de diamètre 8 mm, pour éviter toute déviation latérale au cours de la traction. A une des extrémités, elle possède un pas de vis, qui sera adapté à l'emplacement prévu à cet effet sur le dynamomètre.
- A l'autre extrémité de la tige recevra une pièce intermédiaire rigide en aluminium 2017 pivotante à 360° avec une vis de blocage.

- Le bec de traction en acier inoxydable A304L sera solidarisé avec la pièce intermédiaire de manière fixe. La largeur du bec (0,85mm) a été définie par rapport à la plus petite largeur des piliers sur les attaches à mesurer (0,88mm) (*Figure 57*).

Figure 57 : vue d'ensemble des trois parties constituant la pièce de traction.

Un second bec de traction (*Figure 58)* a été manufacturé, avec les mêmes caractéristiques mais qui est plus long. Il permettra notamment de réaliser les mesures des forces vestibulo-palatines.

Figure 58 : second bec, plus long, servant pour les mesures des forces vestibulo-palatines ou horizontales.

Conception d'une pince de traction spécifique pour l'évaluation des forces de frottement (*Figure 59*). Pour pouvoir tracter le fil, un bec de traction a été réalisé, qui puisse maintenir le fil en étau au cours de la traction. De plus, la face interne des mâchoires de cette pince est striée afin d'éviter tout glissement du fil au cours de la traction.

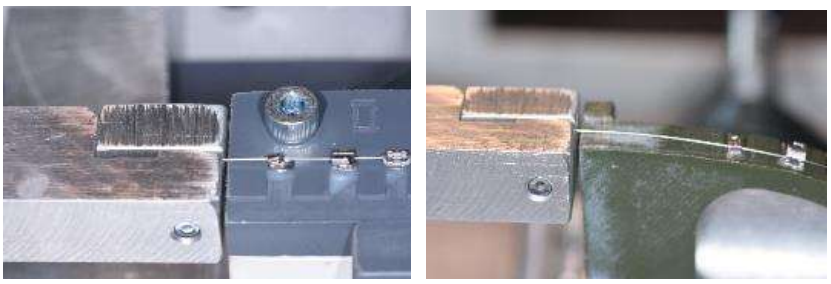


Figure 59 : pince pour les mesures des forces de frottement.

L'enceinte thermique est préfabriquée en polyester. Des fenêtres en polycarbonate ont été ajoutées sur les faces supérieures et latérales. La fermeture se fait par un système de deux clés au niveau du toit.

Pour permettre le passage de la tige de traction dans l'enceinte thermique sans frottement une fenêtre coulissante a été prévue. Celle-ci permet également de suivre visuellement de déroulement des différentes manipulations.

Un support permet la mise en place de la source de chaleur dans l'enceinte. Le corps chauffant régulé avec système de chauffage air chaud type chaleur tournante de four vient se positionner dans la cage par l'intermédiaire d'un support de maintien. La température de chauffe est réglée à 40°C et un délai d'environ 10 min est nécessaire pour obtenir une température interne dans le caisson de 35°C, régulée et contrôlée tout au long des différentes expérimentations pour qu'elle reste homogène et stable.

4.4.3. Validation du banc de traction

Pour valider les données acquises avec notre banc de mesure, en plus du certificat d'étalonnage de l'appareil, nous avons mené les mêmes mesures dans des conditions identiques sur une machine de traction normalisée située à Forbach dans l'IUT de Moselle-Est (*Figure 60*).

Figure 60 : enceinte thermique et machine de traction normalisée à l'IUT de Moselle-Est (Forbach).

Afin d'établir une comparaison entre les deux bancs d'essai, un élément essentiel à prendre en compte est le positionnement strictement identique du bec de traction par rapport au fil orthodontique lors de la mise en place des différentes manipulations. Le bec de traction doit être compris dans un plan orthogonal au fil orthodontique et passant par le centre du bracket d'intérêt (représentée par une rainure sur chaque plaquette). Cette méthodologie de mise en place de l'essai sera respectée systématiquement afin de garantir une précision et une reproductibilité des différentes manipulations, sur les deux bancs d'essai.

Dans le cas de la machine de traction normalisée à l'IUT de Moselle-Est de Forbach, le bec de traction est fixe et les différentes plaquettes sont ajustées avec leur support pour respecter le principe précédemment expliqué. A l'inverse, sur notre banc de mesure, les plaquettes sont immobilisées sur leur

support et l'ajustement se fait au niveau du positionnement du bec de traction pour également respecter le précédent principe.

Le bec de traction de la machine de traction normalisée (Forbach) a été usiné selon les mêmes critères que le bec de traction de notre banc, mais avec une rainure supplémentaire de 0,5 mm afin d'éviter tout mouvement d'échappement du fil au cours des manipulations (*Figure 61*).

Figure 61 : bec de traction de la machine de traction normalisée a été usiné selon les mêmes critères que le bec de traction de notre banc.

A noter que les mêmes plaquettes seront utilisées sur les deux bancs dans les mêmes conditions.

De plus, l'enceinte thermique et le système de chauffage seront identiques pour les manipulations sur le banc de mesure ainsi que sur la machine de traction normalisée (Forbach). Elle bénéficie de fenêtres en polycarbonate qui permettent le passage du bec de traction et la visualisation du déroulement de la manipulation.

La machine de traction normalisée est connectée à un ordinateur qui exploite le logiciel testXpert (Zwick Roell).

Pour valider notre banc de traction, nous avons mené différents types d'essais à la fois sur la machine de traction normalisée (Forbach) et sur notre banc de traction et comparé les résultats obtenus :

- Des essais en compression à sec à 35°C pour quantifier la force corono-apicale ou verticale appliquée sur l'attache N°5 sur une plaquette courbe (*Figure 62*),
- Des essais en compression en milieu humide à 35°C pour quantifier la force vestibulo-palatine ou horizontale appliquée sur l'attache N°6 sur une plaquette plane (*Figure 63*),
- Des essais en compression en milieu humide à 35°C pour quantifier la force verticale appliquée sur l'attache N°5 sur une plaquette plane (*Figure 64*),

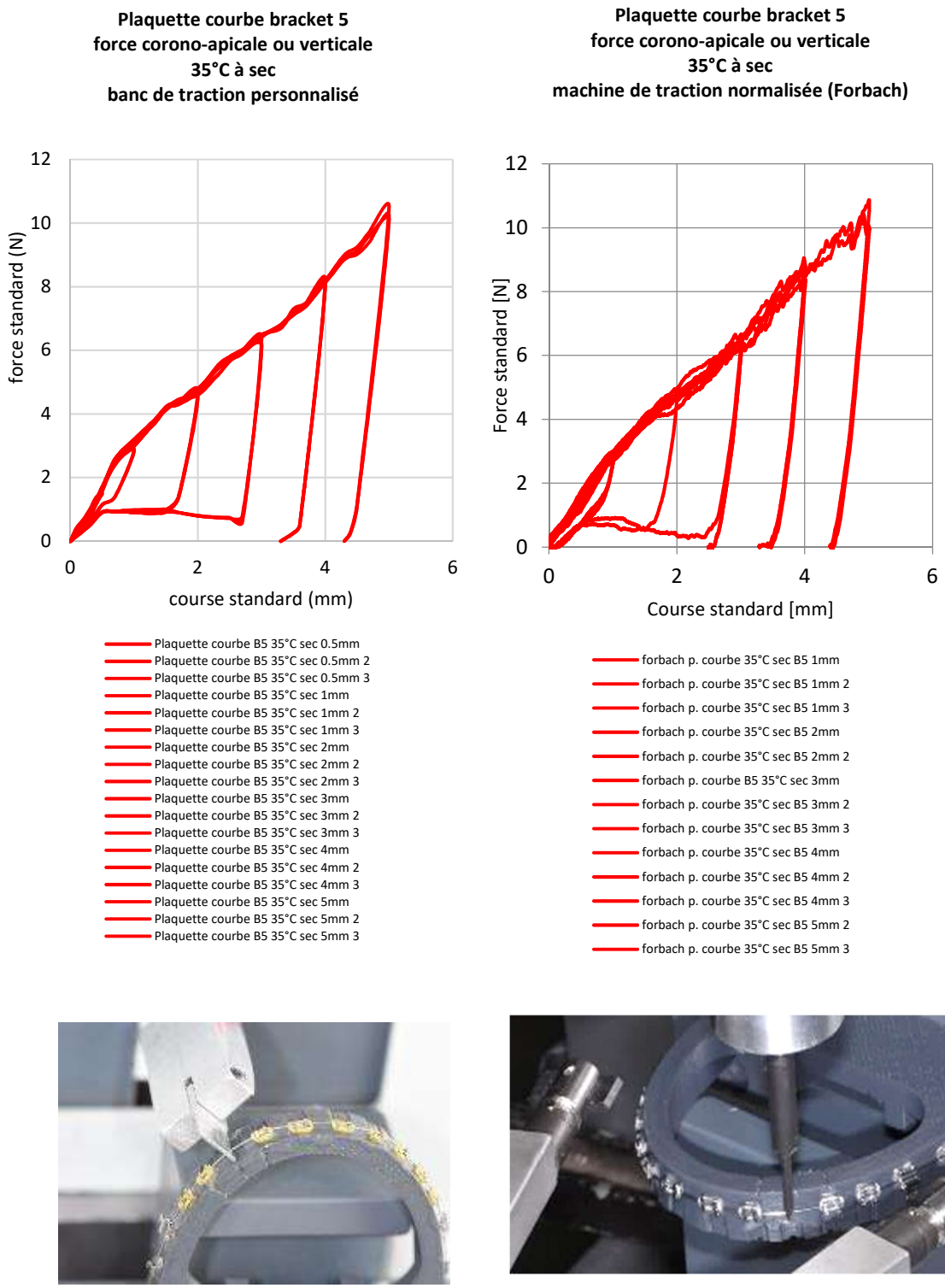


Figure 62 : essai en compression sur la machine de traction normalisée (Forbach) comparé aux essais en traction sur le banc de traction personnalisé pour la quantification des forces verticales ou corono-apicales sur l'attache N°5 positionné sur une plaquette courbe en milieu sec à 35°C.

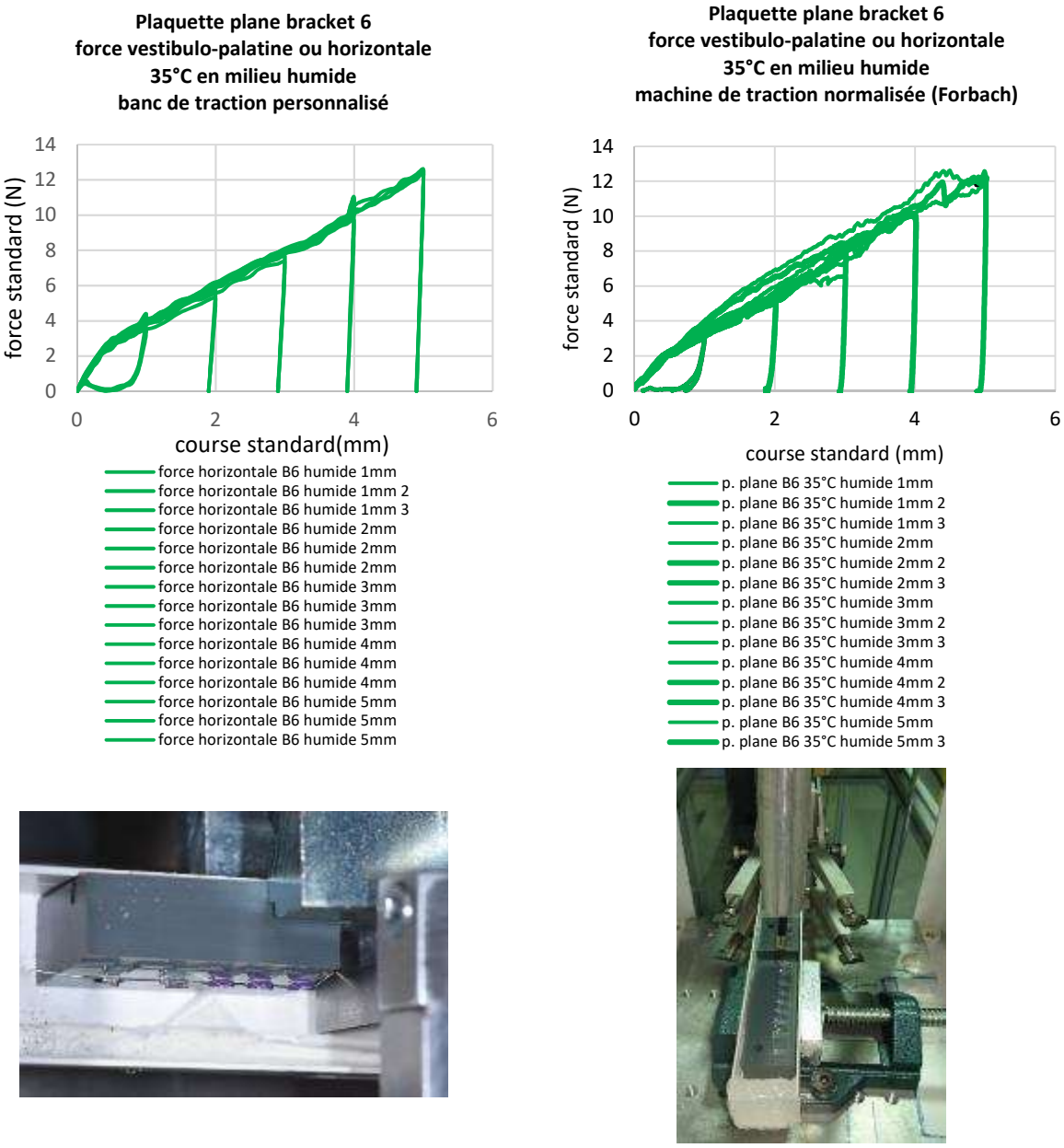


Figure 63 : essai en compression sur la machine de traction normalisée (Forbach) comparé aux essais en traction sur le banc de traction personnalisé pour la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales sur l'attache N°6 positionné sur une plaquette plane en milieu humide à 35°C.

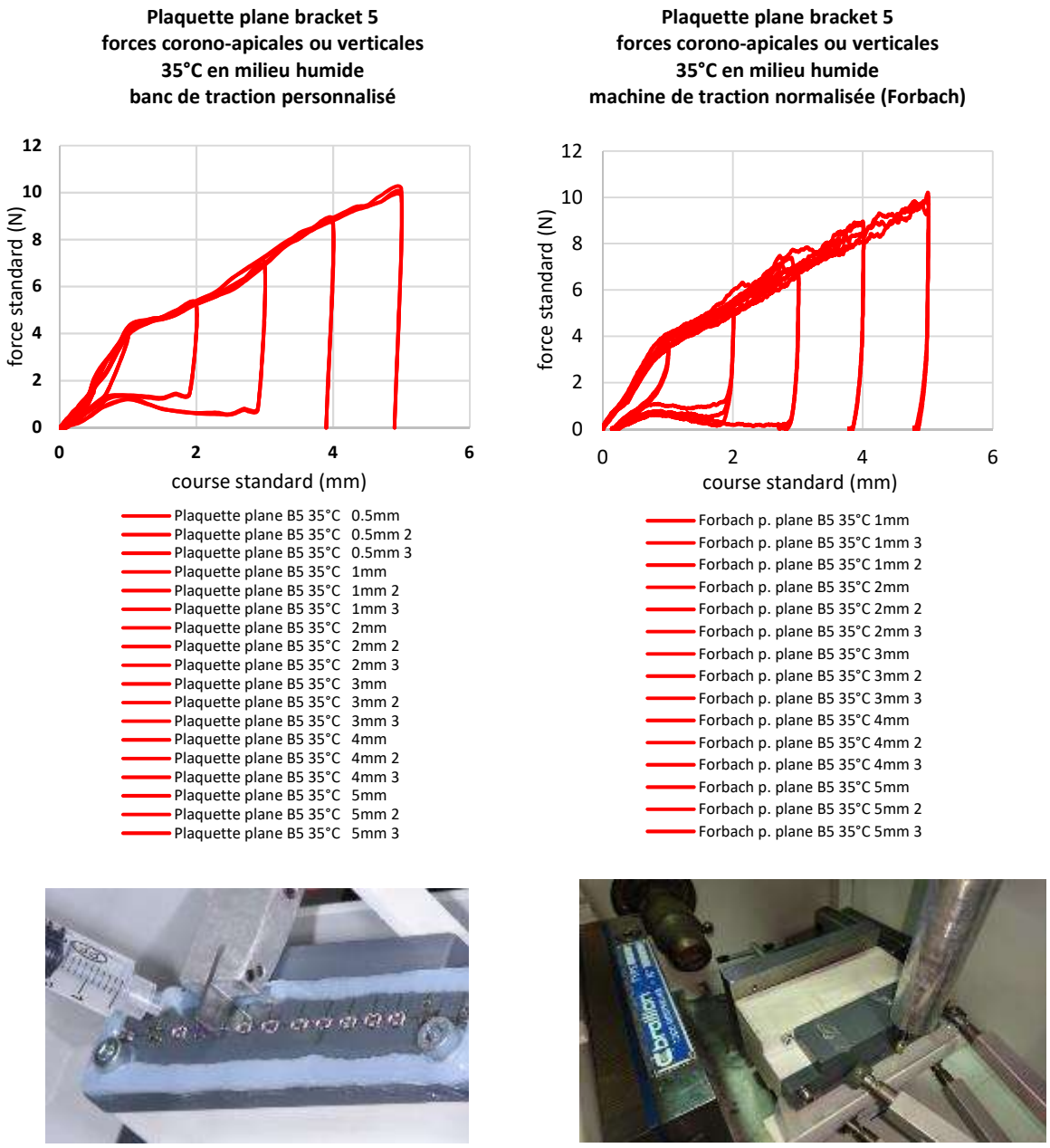


Figure 64 : essai en compression sur la machine de traction normalisée (Forbach) comparé aux essais en traction sur le banc de traction personnalisé pour la quantification des forces verticales ou corono-apicales sur l'attache N°5 positionné sur une plaquette plane en milieu humide à 35°C.

A la suite de l'argumentaire développé au début de ce paragraphe, nous constatons que les résultats entre le banc de traction personnalisé et ceux obtenus avec la machine de traction normalisée (Forbach) sont similaires quel que soit le type de plaquette, la position de l'attache d'intérêt et les conditions d'essai. Des différences mineures peuvent être imputées à la vitesse de déplacement, car plus elle est rapide plus elle favorise le glissement du fil (cf. paragraphe 2.1.4.).

Le choix a été fait de ne pas nous servir exclusivement de cette machine normalisée pour nos expérimentations. La raison principale est que le positionnement des plaquettes pour les différentes mesures dans le caisson thermostaté a fait l'objet d'une réflexion en amont, avec la création d'un châssis intégralement dédié à nos mesures. Nous avons mis au point un assemblage permettant de positionner de façon stable et précise les différentes plaquettes en fonction du bec de traction du dynamomètre. Ceci a également pu être fait avec la machine de traction normalisée. L'ingéniosité de notre banc de traction réside dans le pivotement à 360° du bec de traction. C'est donc un ajustement de la position du bec qui est fait selon l'attache d'intérêt et la direction de la mesure à effectuer et non une modulation de la position générale de la plaquette avec tout son support de fixation (comme avec la machine de traction normalisée).

4.5. COLLAGE DES BRACKETS SUR LES PLAQUETTES

4.5.1. Caractéristiques recherchées de la colle

Adhérence élevée sur le PVC, l'ABS et sur l'acier inoxydable.

Résistante à des tractions jusqu'à 20 N (2 000 g)

Résistante à des températures variant de 20°C à 40°C, en milieu sec et humide

Temps de travail assez long mais temps de prise court

Autopolymérisation

4.5.2. Tests préliminaires pour le choix de la colle à utiliser

Le choix de la colle a été difficile compte tenu de la faible surface de collage (environ 1 mm^2). Nous avons pris avis auprès d'un ingénieur chimiste spécialisé dans les colles professionnelles et avons procédé à différents tests. Au total, 9 colles ont été testées (*Tableau 12*).

Nom commercial	**Nature chimique**	**Aspect**	**Composants**	**Temps de polymérisation (ISO 10123)**
Loctite 276	Esther di-méthacrylate	Liquide vert	Mono-composant	Polymérisation complète : 24 h à 22°C
Loctite 2701	Esther di-méthacrylate	Liquide vert	Mono-composant, sans mélange	Polymérisation complète : 72 h à 22°C
Loctite 496	A base de méthyl	Gel	Mono-composant, sans mélange	Polymérisation complète : 24 h à 22°C
Loctite 401	A base de méthyl	Gel	Mono-composant, sans mélange	Polymérisation complète : 1 semaine à 22°C
Loctite 3090	A base de méthyl	Gel	Bi-composant	Polymérisation complète : 24 h à 25°C
Loctite 431 + primer Loctite 700 ou 7239	A base d'éthyle	Gel	Mono-composant, sans mélange	Polymérisation complète : 24 h à 22°C
Loctite EA3430	Epoxy	Gel clair	Bi-composant	Polymérisation complète : 7 jours à 22°C Polymérisation complète : 3 h à 100°C
Araldite DP 100	Epoxy	Pâte grise	Bi-composant	Polymérisation complète 48 h à 23°C
DP 460	Epoxy	Gel crème	Bi-composant	Temps de prise 60 min à 22°C Polymérisation complète 24 h à 22°C

Tableau 12 : ensemble des colles testées.

Des tests de résistance à l'arrachement ont été effectués à 35°C. Le test a été effectué sur trois brackets pour chaque colle, avec et sans adhésif. La manipulation a été la même sur les plaquettes planes puis courbes. Le même type de bracket a été utilisé. Le fil utilisé pour le test est en acier et de grosse section, il est considéré comme très rigide par rapport aux forces développées (*Figure 65*).

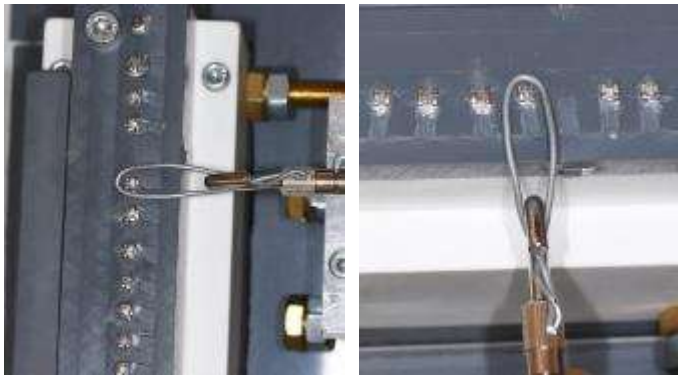


Figure 65 : test de traction pour choisir la colle.

Les résultats sont donnés dans le *Tableau 13*.

Colles testées	**Valeurs moyennes de décollement**	**Colle rejetée ou retenue**
Araldite, Loctite 496, 401, 276, 3090, EA3430	7-9 N (soit 710-920 g)	Colles rejetées
Loctite 431	13 N (soit 1 330 g)	Colle rejetée
Loctite 2701	17 N (soit 1 730 g)	Colle rejetée
DP460	>25 N (soit 2 550 g)	Colle retenue

Tableau 13 : résultats des essais de traction et décision de la colle retenue pour les expérimentations.

Aucune différence n'a été constatée sur les plaquettes planes en PVC avec l'association ou non d'un adhésif (*cf. fiche technique*). A l'inverse, le primer améliore sensiblement la résistance à l'arrachement sur les plaquettes courbes en ABS. La colle retenue est la colle biphasée 3M™ Scotch-Weld™ Epoxy Adhesive DP460 Off-White avec adhésif pour les plaquettes courbes et sans pour les planes (*cf. fiche technique colle DP460)*).

4.5.3. Protocole de collage sur les plaquettes

Les brackets ainsi que les plaquettes sont préparées avant la phase de collage. Le collage se fait sur un banc conçu spécialement à cet effet (*Figures 66 et 67*). Le même opérateur a réalisé l'ensemble des collages.

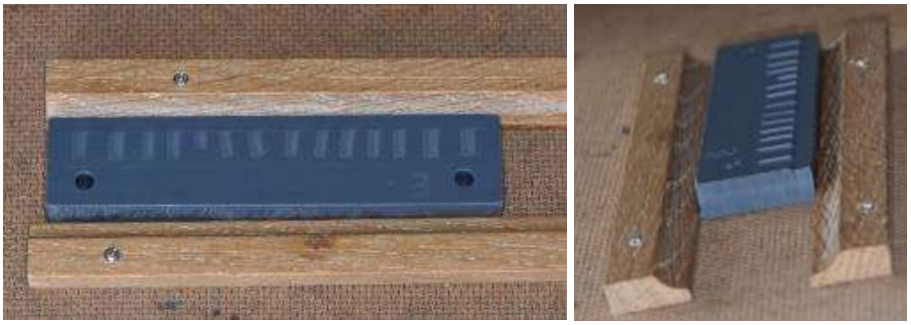


Figure 66 : mise en place des plaquettes planes sur le banc de collage spécifique.

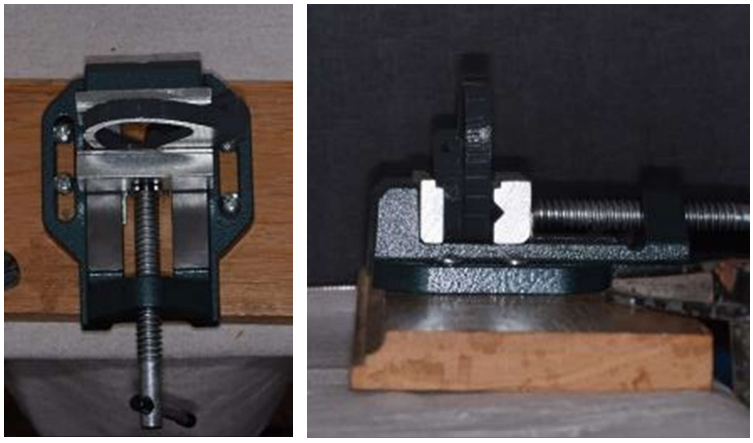


Figure 67 : banc de collage spécifique pour les plaquettes courbes.

4.5.4. Contrôle du collage

Pour vérifier la qualité du collage et l'alignement des gorges, un référentiel en acier a été réalisé pour les plaquettes planes (*Figure 68*) ainsi que pour les plaquettes courbes (*Figure 69)*, dont l'épaisseur correspond à la largeur des gorges des brackets.

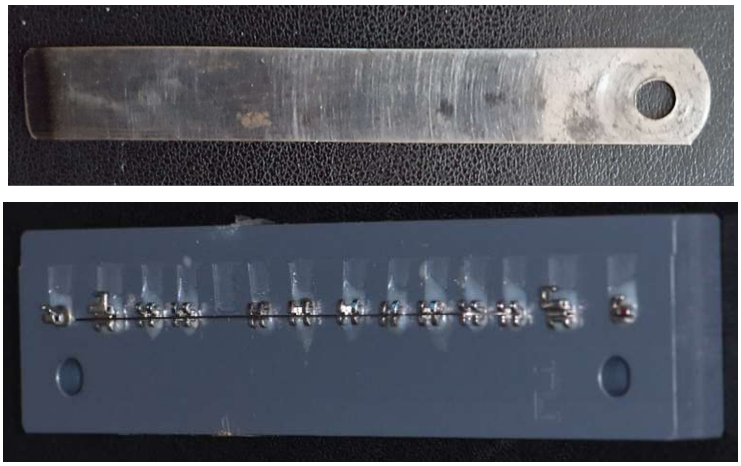


Figure 68 : référentiel de contrôle du collage positionné dans les gorges de tous les brackets collés, permettant de vérifier que les gorges soient toutes alignées entre elles.

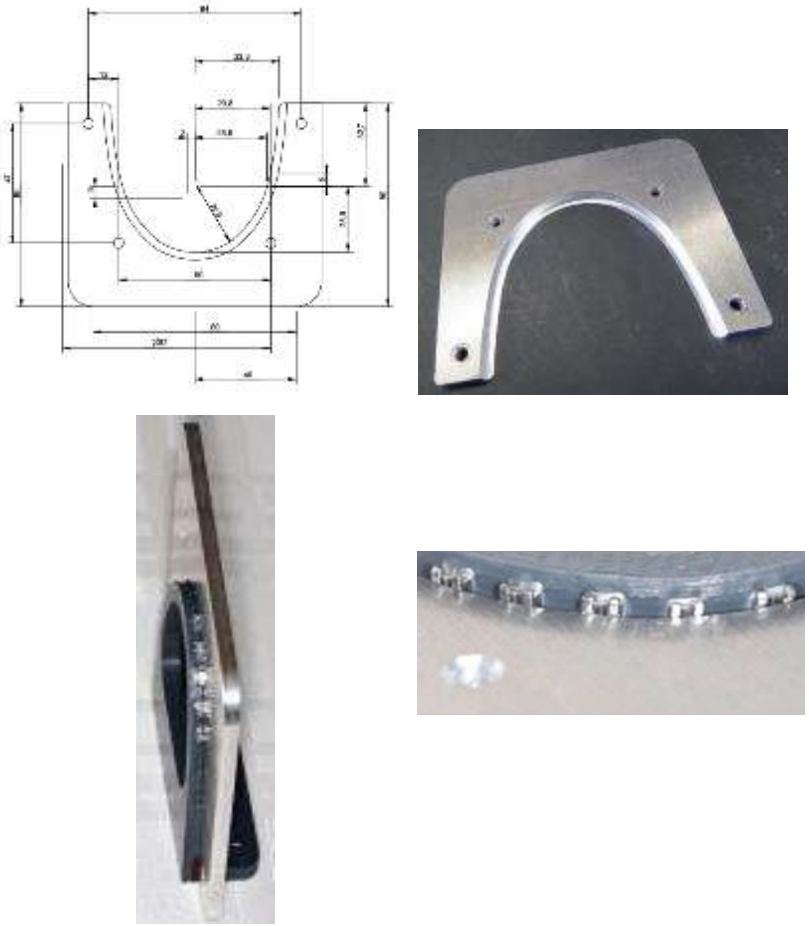


Figure 69 : référentiel de contrôle du collage sur les plaquettes courbes.

4.6. LA TEMPERATURE D'ESSAI : PREMIER PARAMETRE INFLUENT POUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES

Moore et coll. (1999) ont mesuré les variations thermiques dans la cavité buccale de 20 sujets pendant 24 h, grâce à un dispositif fixe placé en regard de l'incisive centrale et de la première prémolaire maxillaires droites (*Figure 70)*.

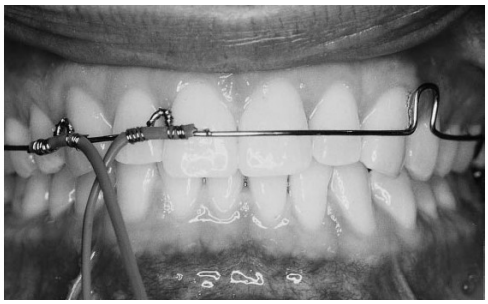


Figure 70 : Thermo-couples positionnés en regard de l'incisive centrale et de la première prémolaire maxillaires droites, placés sur un dispositif intra-oral, permettant de mesurer la température (issue de Moore, 1999).

Les températures enregistrées variaient de 5,6 à 58,5°C (valeur médiane de 34,9°C) au niveau de l'incisive centrale et de 7,9 à 54°C (valeur médiane de 35,6°C) au niveau de la première prémolaire. Les températures les plus fréquemment rencontrées s'échelonnaient entre 35 et 36°C (*Figure 71)*.

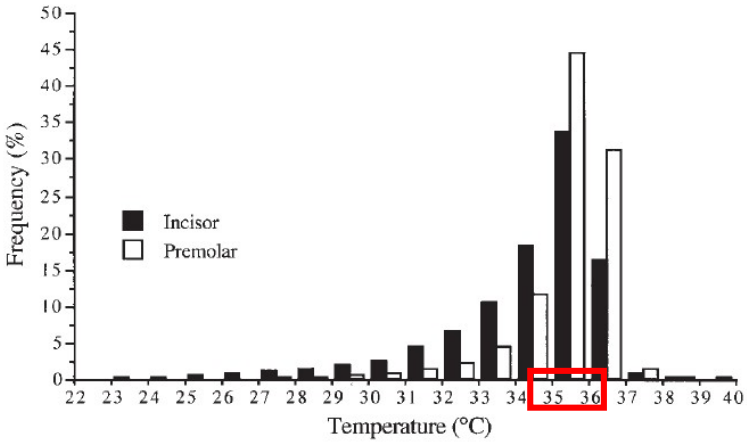


Figure 71 : distribution de fréquence des températures enregistrées expérimentalement par Moore et coll. (1999).

Nous avons choisi, sur la base de cette publication (Moore, 1999), 35°C comme température expérimentale afin de nous rapprocher des conditions intra-orales.

4.7. LE MILIEU SEC OU HUMIDE : DEUXIEME PARAMETRE INFLUENT POUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES

Nous avons testé l'influence de l'utilisation d'un lubrifiant. L'objectif est de déterminer si le milieu a une influence sur la quantification :

- des forces mésio-distales ou force de frottement (statique et cinématique),
- des forces corono-apicales (ou verticales),
- des forces vestibulo-palatines (ou horizontales).

Les conditions d'expérimentation ont été menées en milieu sec et humide, à l'aide d'une salive artificielle (salive artificielle SAGF) la plus couramment citée dans la littérature orthodontique (Egloff, 2009). Pour tester le milieu humide, les plaquettes sont systématiquement entièrement immergées. Le milieu a été conditionné pour être à 35°C, avec une vérification au thermomètre à mercure.

La salive SAGF a été proposée par Gal et coll., 2001. Sa composition est référencée dans le *Tableau 14* ci-dessous, elle ne contient pas de protéines.

Salive artificielle	**Ca^{2+}**	**CO_3 tot**	**Pi tot**	**K^+**	**Na^+**	**Cl^-**	**SCN^-**	**$NH4^+$**	**Prot**	**PH**
SAGF	1.55	7.51	4.81	19.69	14.40	21.51	1.95	3.33	Non	6.8
Salive naturelle (écart-type)	1.3 +/- 0.27	7.00 nc	6.00 +/- 2.6	21.5 +/- 5.7	9 +/- 6	16.00 +/- 6	1.5 nc	4.50 +/- 1.5	Oui	6.8

* CO_3 tot= $[CO_3^{2-}]$+$[HCO_3^-]$+$[CO_2$dissout]; Pi tot = $[PO_4^{3-}]$+$[HPO_4^{2-}]$+$[H_2PO_4^-]$; Prot. = présencede protéines

Tableau 14: composition de salives artificielles.

4.7.1. Résultats de l'influence du milieu sur la quantification des forces mésio-distales ou forces de frottement

Nous évaluons les forces de frottement (*Figure 5*) sur 1, 3, 5 et 14 attaches (c'est-à-dire 10 attaches ligaturées) (*Figures 72 et 73*).

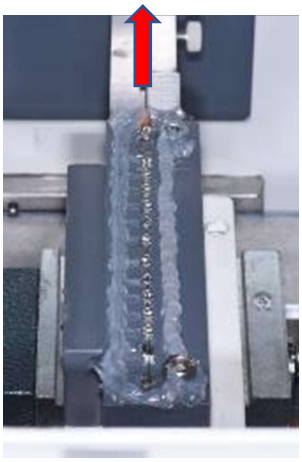


Figure 72 : évaluation des forces de frottement sur 1, 3, 5 et 14 brackets en milieu sec et humide à 35°C sur des plaquettes planes (la flèche rouge indique la direction de traction du fil).

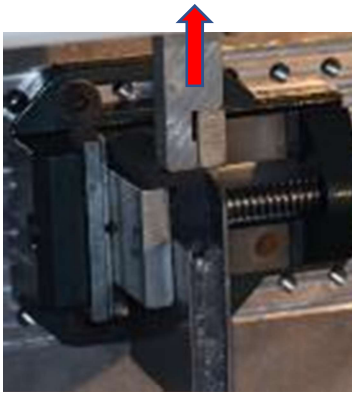
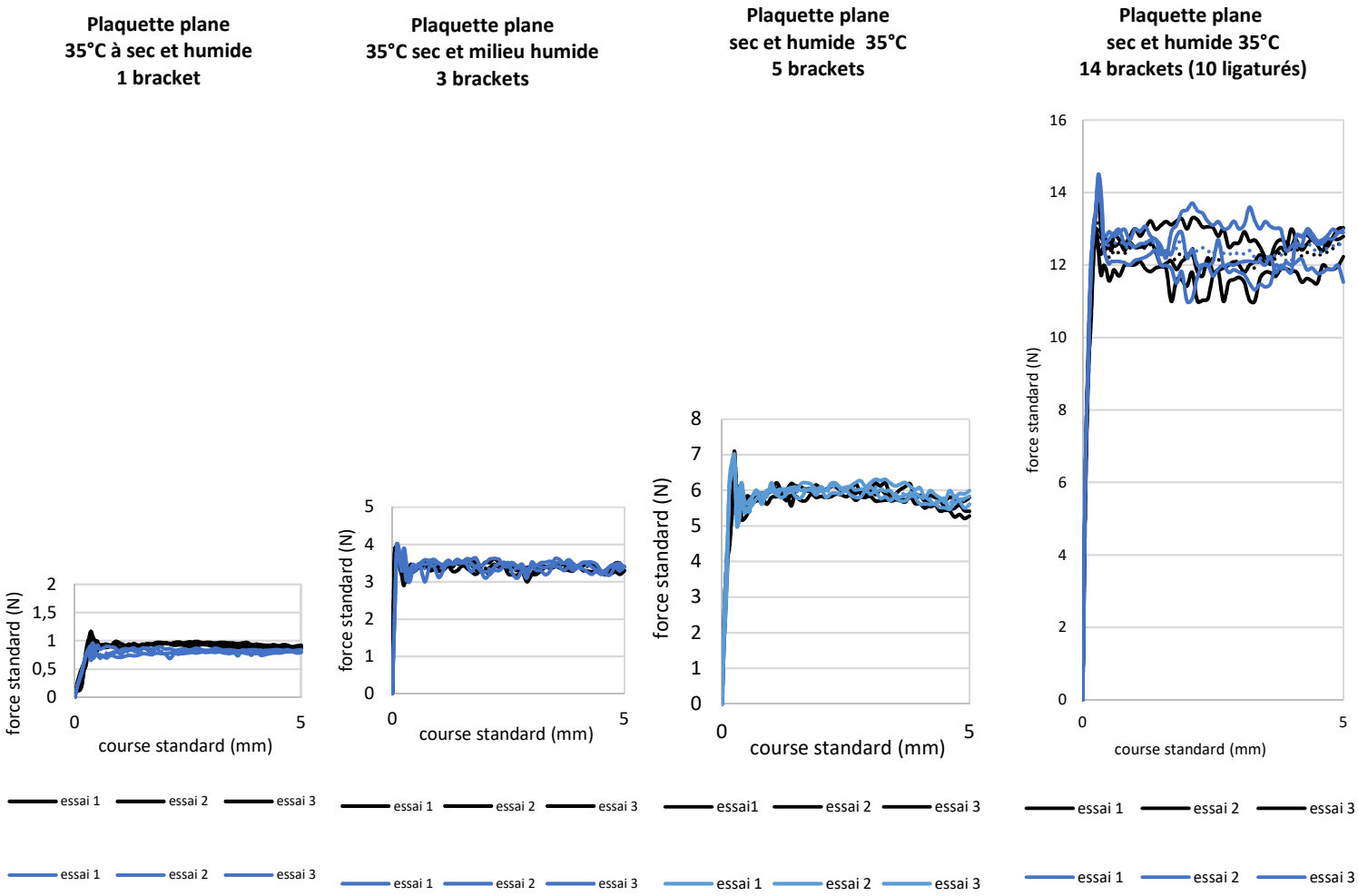


Figure 73 : évaluation des forces de frottement sur 1, 3, 5 et 14 brackets en milieu humide à 35°C sur des plaquettes courbes (la flèche rouge indique la direction de traction du fil).

Les essais à sec sont identifiés en noir alors que les essais dans la salive artificielle sont en bleu (*Figure 74*).



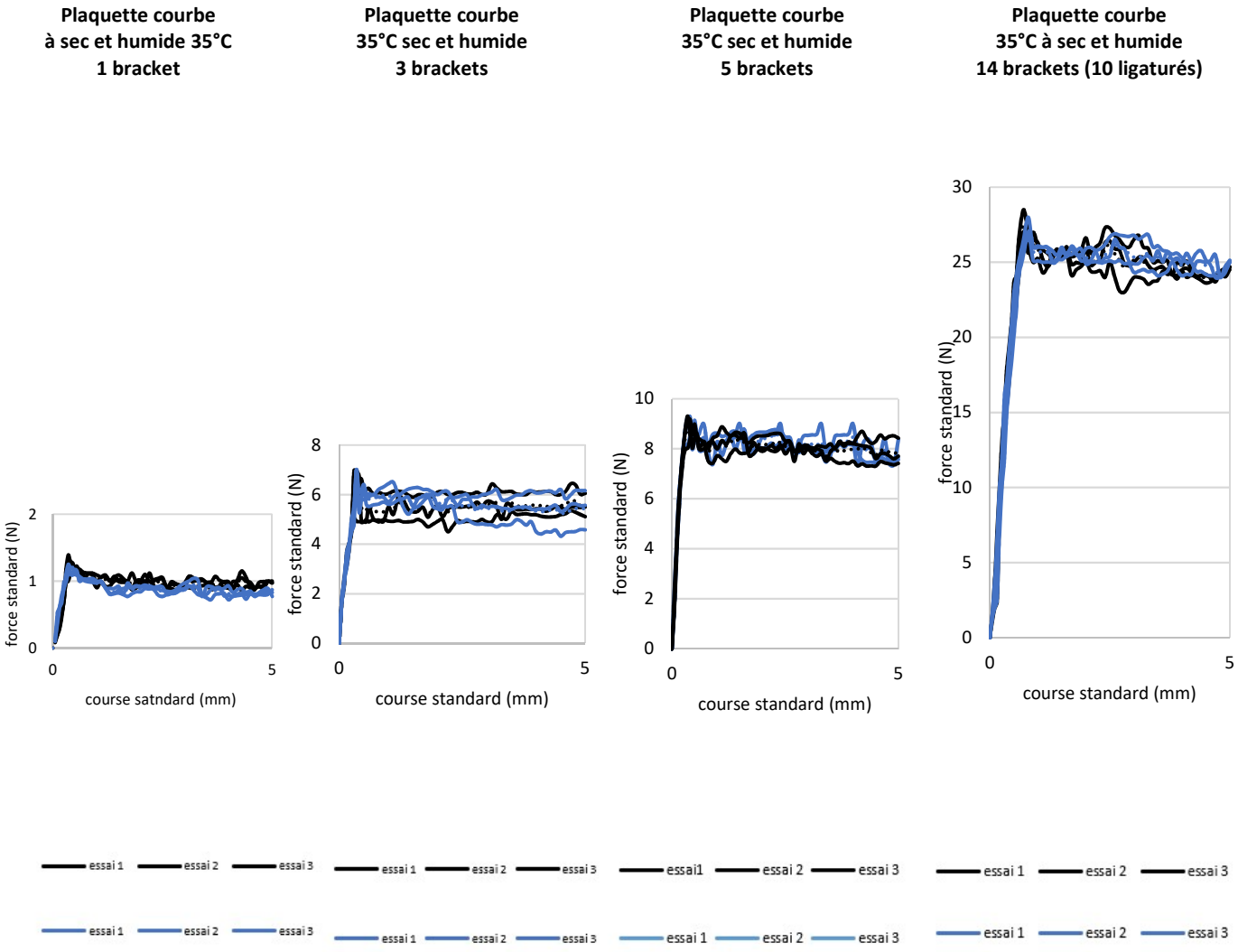


Figure 74 : quantification des forces de frottement en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes et sur les plaquettes courbes.

Lorsque l'expérimentation est menée sur une seule attache, la salive artificielle permet de réduire les forces de frottement de 20%, sur les plaquettes planes et courbes. En revanche, lorsque le nombre d'attaches considéré augmente le changement de milieu ne semble pas avoir une influence significative sur les valeurs de frottement quel que soit le type de plaquette (plane ou croube).

4.7.2. Résultats de l'influence du milieu sur la quantification des forces corono-apicales ou verticales

Les forces corono-apicales (ou verticales) (*Figure 5*) au niveau des attaches 4, 5 et 6 ont été mesurées (*Figures 75 et 76)*.

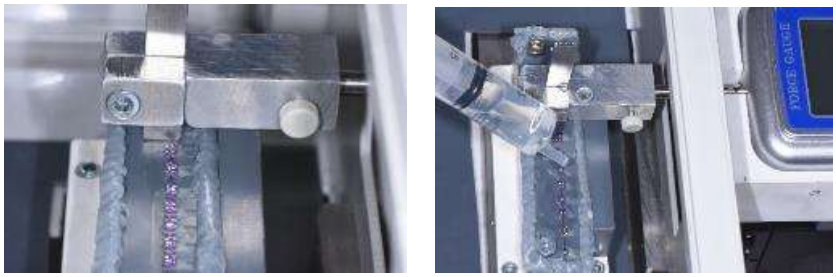
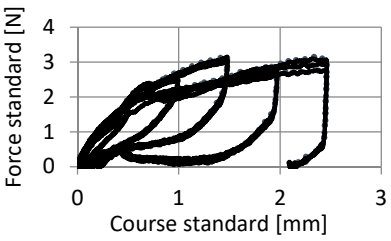


Figure 75 : évaluation des forces corono-apicales (ou verticales) en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes.

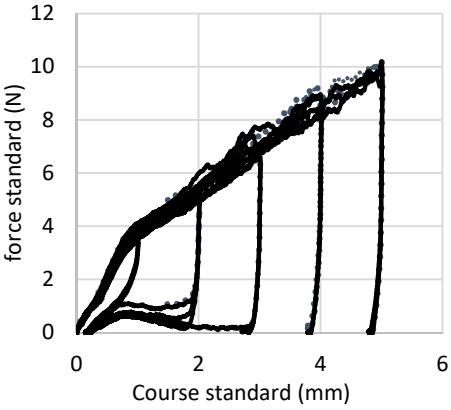
Figure 76 : évaluation des forces corono-apicales (ou verticales) en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes courbes.

Plaquette plane bracket 4
35°C à sec et en milieu humide



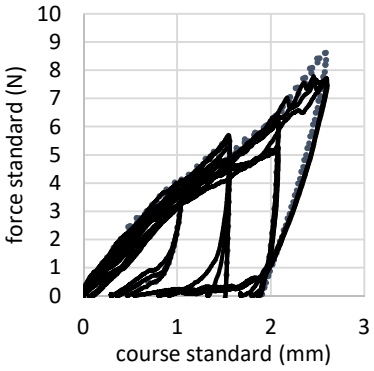
p. plane B4 35°C humide 0.49mm
p. plane B4 35°C humide 0.49mm 2
p. plane B4 35°C humide 0.49mm 3
p. plane B4 35°C humide 0.98mm
p. plane B4 35°C humide 0.98mm 2
p. plane B4 35°C humide 0.98mm 3
p. plane B4 35°C humide 1.47mm
p. plane B4 35°C humide 1.47mm 2
p. plane B4 35°C humide 1.47mm 3
p. plane B4 35°C humide 1.96mm
p. plane B4 35°C humide 1.96mm 2
p. plane B4 35°C humide 1.96mm 3
p. plane B4 35°C humide 2.45mm
p. plane B4 35°C humide 2.45mm 2
p. plane B4 35°C humide 2.45mm 3
p. plan 35°C sec 0.49mm
p. plan 35°C sec 0.49mm 2
p. plan 35°C sec 0.49mm 3
p. plan 35°C sec 0.98mm
p. plan 35°C sec 0.98mm 2
p. plan 35°C sec 0.98mm 3
p. plan 35°C sec 1.47mm
p. plan 35°C sec 1.47mm 2
p. plan 35°C sec 1.47mm 3
p. plan 35°C sec 1.96mm
p. plan 35°C sec 1.96mm 2
p. plan 35°C sec 1.96mm 3
p. plan 35°C sec 2.45mm 2
p. plan 35°C sec 2.45mm 3
p. plan 35°C sec 2.45mm 4

Plaquette plane bracket 5
35°C à sec et en milieu humide



p. plane B5 35°C humide 1mm
p. plane B5 35°C humide 1mm 2
p. plane B5 35°C humide 1mm 3
p. plane B5 35°C humide 2mm
p. plane B5 35°C humide 2mm 2
p. plane B5 35°C humide 2mm 3
p. plane B5 35°C humide 3mm
p. plane B5 35°C humide 3mm 3
p. plane B5 35°C humide 4mm
p. plane B5 35°C humide 4mm 2
p. plane B5 35°C humide 4mm 3
p. plane B5 35°C humide 5mm
p. plane B5 35°C humide 5mm 2
p. plane B5 35°C humide 5mm 3
p. plane B5 35°C sec 1mm
p. plane B5 35°C sec 1mm 3
p. plane B5 35°C sec 1mm 2
p. plane B5 35°C sec 2mm
p. plane B5 35°C sec 2mm 2
p. plane B5 35°C sec 2mm 3
p. plane B5 35°C sec 3mm
p. plane B5 35°C sec 3mm 2
p. plane B5 35°C sec 3mm 3
p. plane B5 35°C sec4mm
p. plane B5 35°C sec 4mm 2
p. plane B5 35°C sec 4mm 3
p. plane B5 35°C sec 5mm
p. plane B5 35°C sec 5mm 2
p. plane B5 35°C sec 5mm 3

Plaquette plane bracket 6
35°C à sec et en milieu humide



p. plane B6 35°C humide 0.52mm
p. plane B6 35°C humide 0.52mm 2
p. plane B6 35°C humide 0.52mm 3
p. plane B6 35°C humide 1.04mm
p. plane B6 35°C humide 1.04mm 2
p. plane B6 35°C humide 1.04mm 3
p. plane B6 35°C humide 1.55mm
p. plane B6 35°C humide 1.55mm 3
p. plane B6 35°C humide 2.07mm
p. plane B6 35°C humide 2.07mm 2
p. plane B6 35°C humide 2.07mm 3
p. plane B6 35°C humide 2.59mm
p. plane B6 35°C humide 2.59mm 2
p. plane B6 35°C humide 2.59mm 3
p. plane B6 35°C sec 0.52mm
p. plane B6 35°C sec 0.52mm 2
p. plane B6 35°C sec 0.52mm 3
p. plane B6 35°C sec 1.04mm
p. plane B6 35°C sec 1.04mm 2
p. plane B6 35°C sec 1.04mm 3
p. plane B6 35°C sec 1.55mm
p. plane B6 35°C sec 1.55mm 3
p. plane B6 35°C sec 1.55mm 4
p. plane B6 35°C sec 1.55mm 5
p. plane B6 35°C sec 2.07mm
p. plane B6 35°C sec 2.07mm 2
p. plane B6 35°C sec 2.07mm 3
p. plane B6 35°C sec 2.07mm 4
p. plane B6 35°C sec 2.07mm 5
p. plane B6 35°C sec 2.59mm
p. plane B6 35°C sec 2.59mm 2
p. plane B6 35°C sec 2.59mm 3

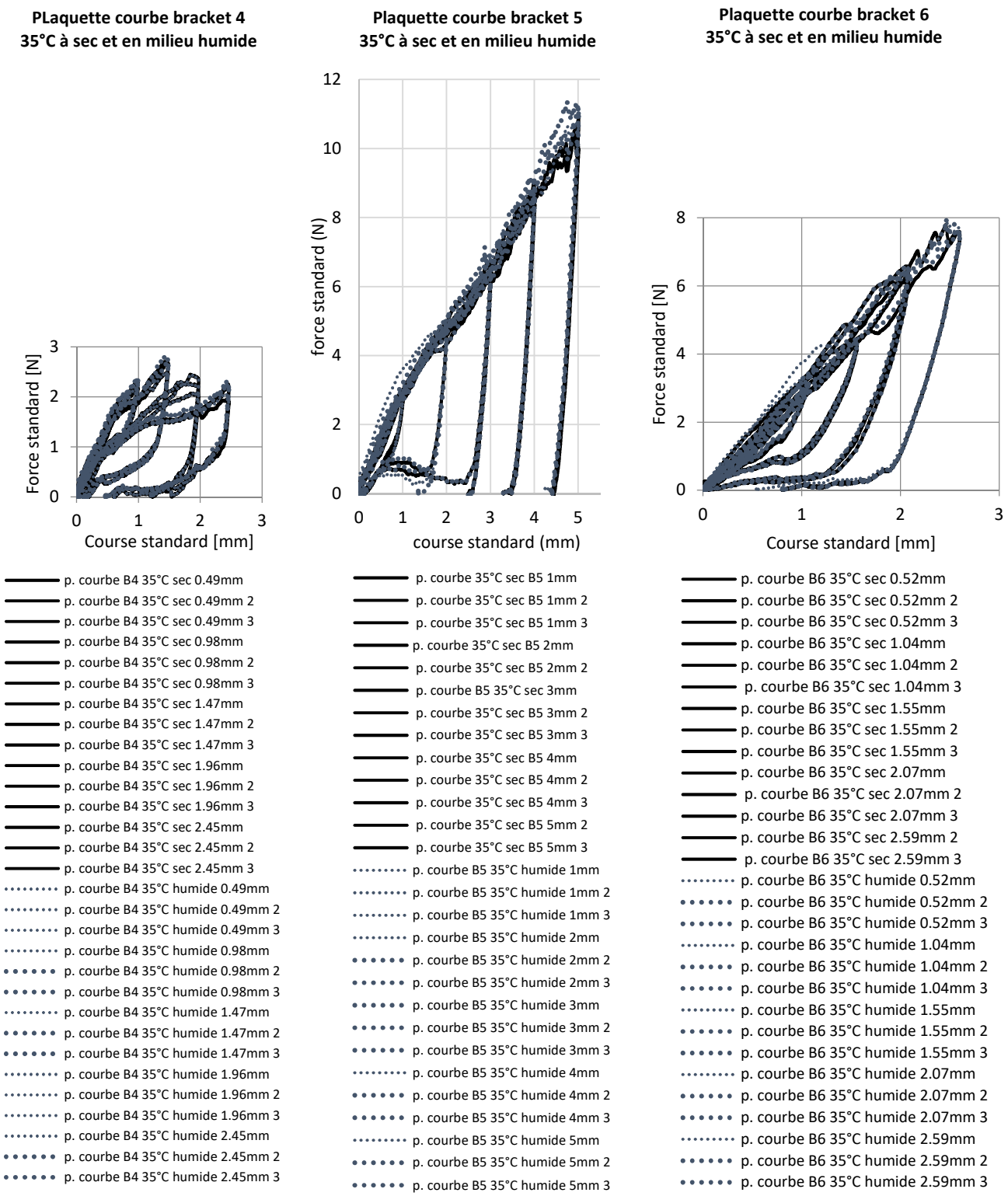


Figure 77 : quantification des forces verticlaes ou corono-apicales sur les brackets 4, 5 et 6 en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes et courbes.

Le milieu sec ou humide ne semble pas avoir d'influence sur les résultats en charge ou en décharge pour la quantification des forces corono-apicales (ou verticales) (*Figure 77*).

4.7.3. Résultats de l'influence du milieu sur la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales

Les forces vestibulo-palatines (ou horizontales) (*Figure 5*) ont été quantifiées sur les attaches 4, 5, 6 et 7, à la fois sur les plaquettes planes et courbes. Le montage est illustré dans les *Figures 78, 79, 80*.

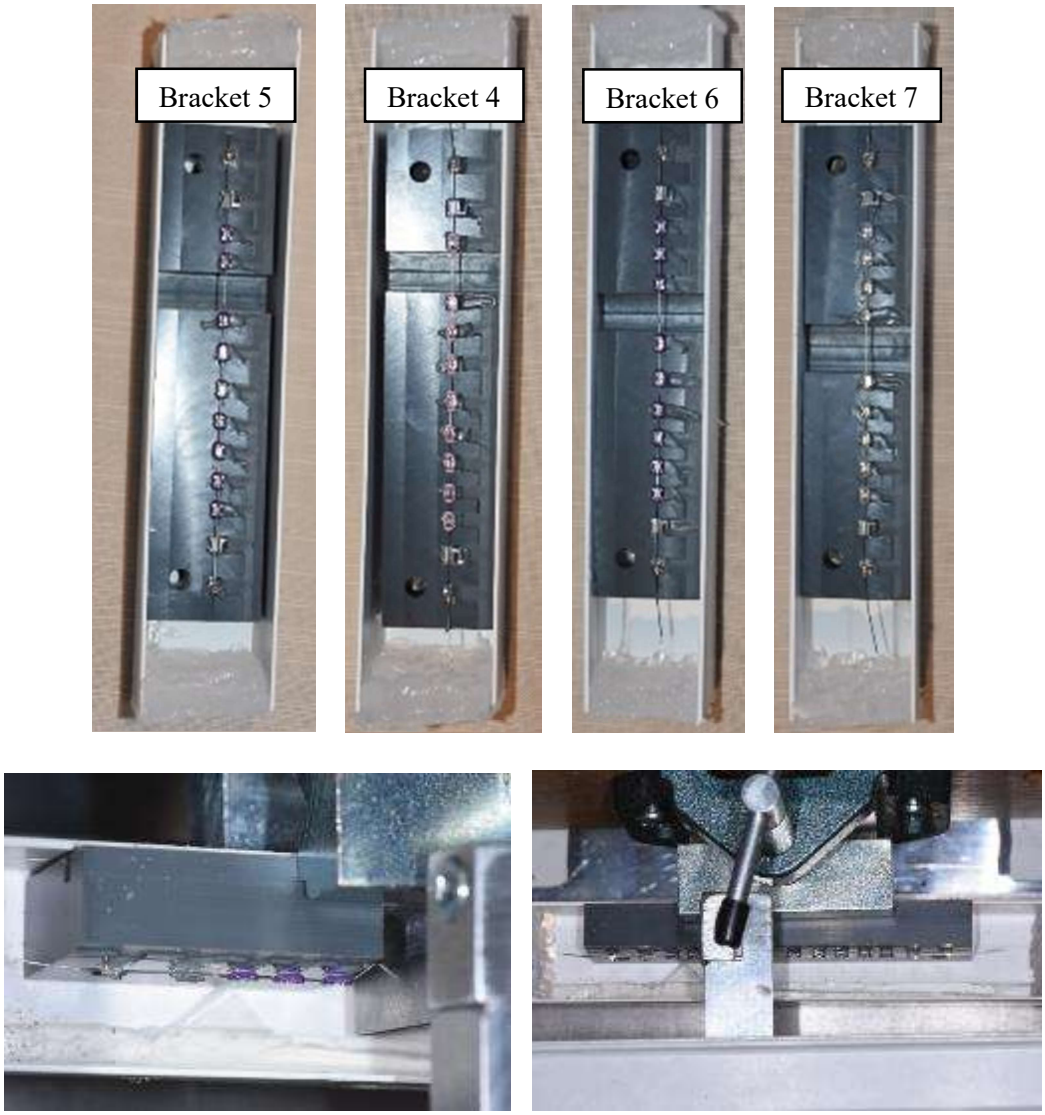


Figure 78 : montage pour la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales sur les brackets 4, 5, 6 et 7 en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes.

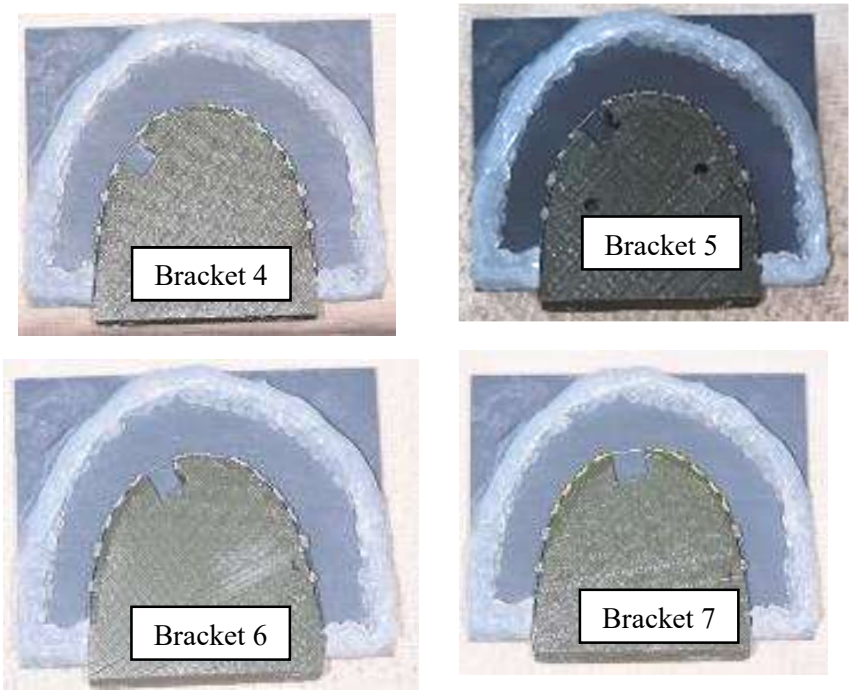
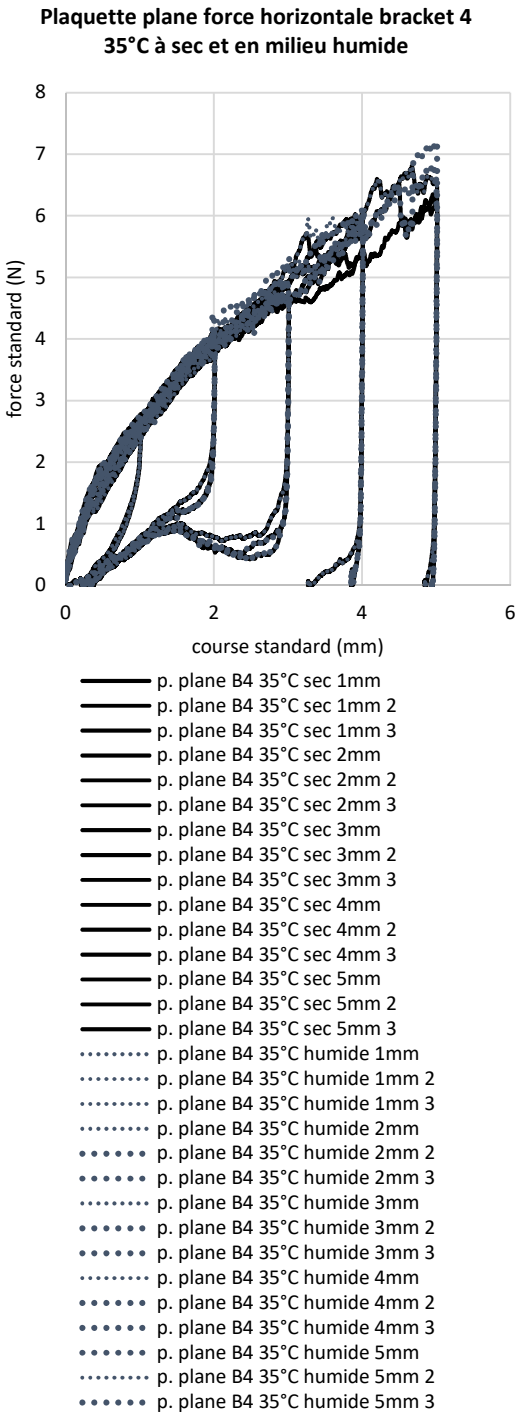
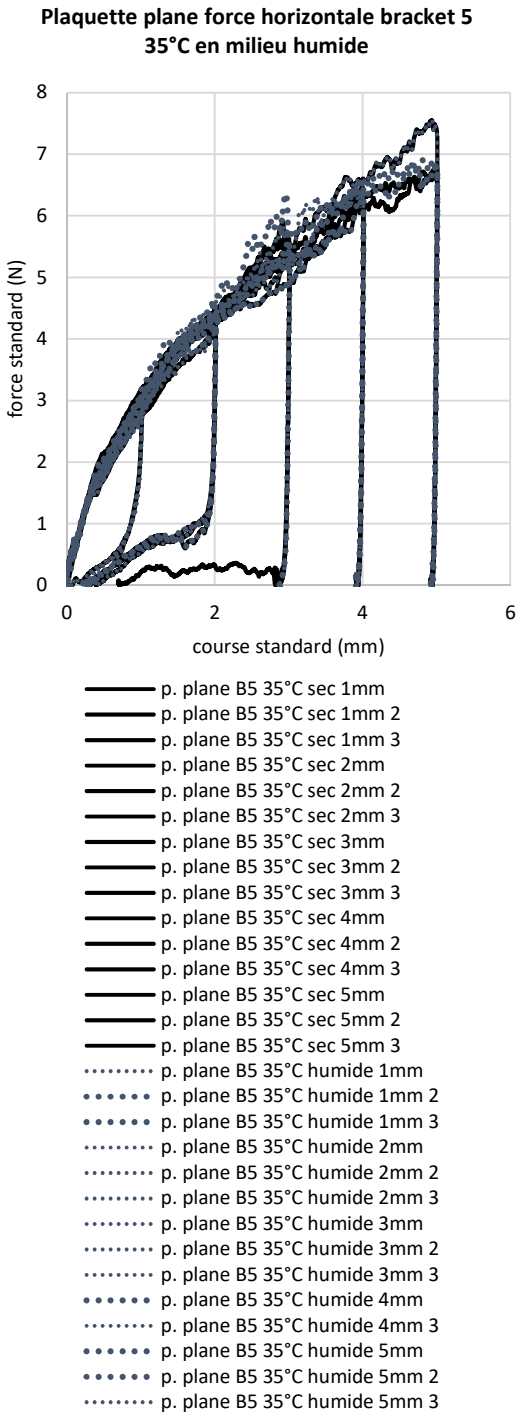


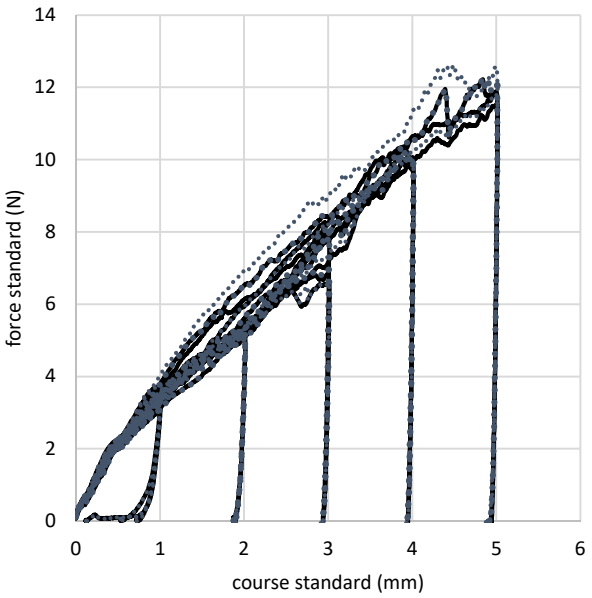
Figure 79 : évaluation des forces vestibulo-palatines ou horizontales sur les brackets 4, 5, 6 et 7 en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes courbes.

Figure 80 : montage pour la mesure sur le bracket 6 pour la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes courbes.


Plaquette plane force horizontale bracket 4
35°C à sec et en milieu humide
force standard (N)
course standard (mm)
0
1
2
3
4
5
6
7
8
0
2
4
6
p. plane B4 35°C sec 1mm
p. plane B4 35°C sec 1mm 2
p. plane B4 35°C sec 1mm 3
p. plane B4 35°C sec 2mm
p. plane B4 35°C sec 2mm 2
p. plane B4 35°C sec 2mm 3
p. plane B4 35°C sec 3mm
p. plane B4 35°C sec 3mm 2
p. plane B4 35°C sec 3mm 3
p. plane B4 35°C sec 4mm
p. plane B4 35°C sec 4mm 2
p. plane B4 35°C sec 4mm 3
p. plane B4 35°C sec 5mm
p. plane B4 35°C sec 5mm 2
p. plane B4 35°C sec 5mm 3
p. plane B4 35°C humide 1mm
p. plane B4 35°C humide 1mm 2
p. plane B4 35°C humide 1mm 3
p. plane B4 35°C humide 2mm
p. plane B4 35°C humide 2mm 2
p. plane B4 35°C humide 2mm 3
p. plane B4 35°C humide 3mm
p. plane B4 35°C humide 3mm 2
p. plane B4 35°C humide 3mm 3
p. plane B4 35°C humide 4mm
p. plane B4 35°C humide 4mm 2
p. plane B4 35°C humide 4mm 3
p. plane B4 35°C humide 5mm
p. plane B4 35°C humide 5mm 2
p. plane B4 35°C humide 5mm 3

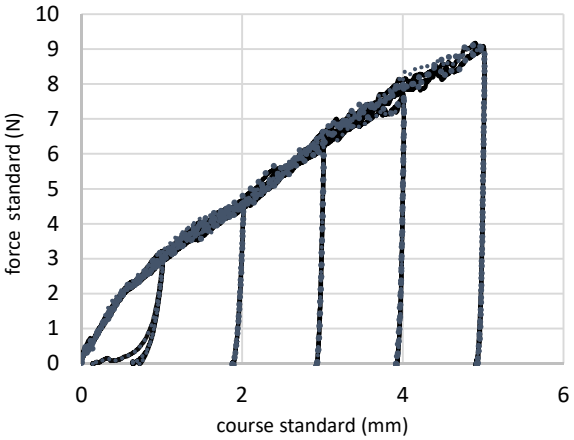

Plaquette plane force horizontale bracket 5
35°C en milieu humide
force standard (N)
course standard (mm)
0
1
2
3
4
5
6
7
8
0
2
4
6
p. plane B5 35°C sec 1mm
p. plane B5 35°C sec 1mm 2
p. plane B5 35°C sec 1mm 3
p. plane B5 35°C sec 2mm
p. plane B5 35°C sec 2mm 2
p. plane B5 35°C sec 2mm 3
p. plane B5 35°C sec 3mm
p. plane B5 35°C sec 3mm 2
p. plane B5 35°C sec 3mm 3
p. plane B5 35°C sec 4mm
p. plane B5 35°C sec 4mm 2
p. plane B5 35°C sec 4mm 3
p. plane B5 35°C sec 5mm
p. plane B5 35°C sec 5mm 2
p. plane B5 35°C sec 5mm 3
p. plane B5 35°C humide 1mm
p. plane B5 35°C humide 1mm 2
p. plane B5 35°C humide 1mm 3
p. plane B5 35°C humide 2mm
p. plane B5 35°C humide 2mm 2
p. plane B5 35°C humide 2mm 3
p. plane B5 35°C humide 3mm
p. plane B5 35°C humide 3mm 2
p. plane B5 35°C humide 3mm 3
p. plane B5 35°C humide 4mm
p. plane B5 35°C humide 4mm 3
p. plane B5 35°C humide 5mm
p. plane B5 35°C humide 5mm 2
p. plane B5 35°C humide 5mm 3

Plaquette plane force horizontale bracket 6
35°C à sec et en milieu humide



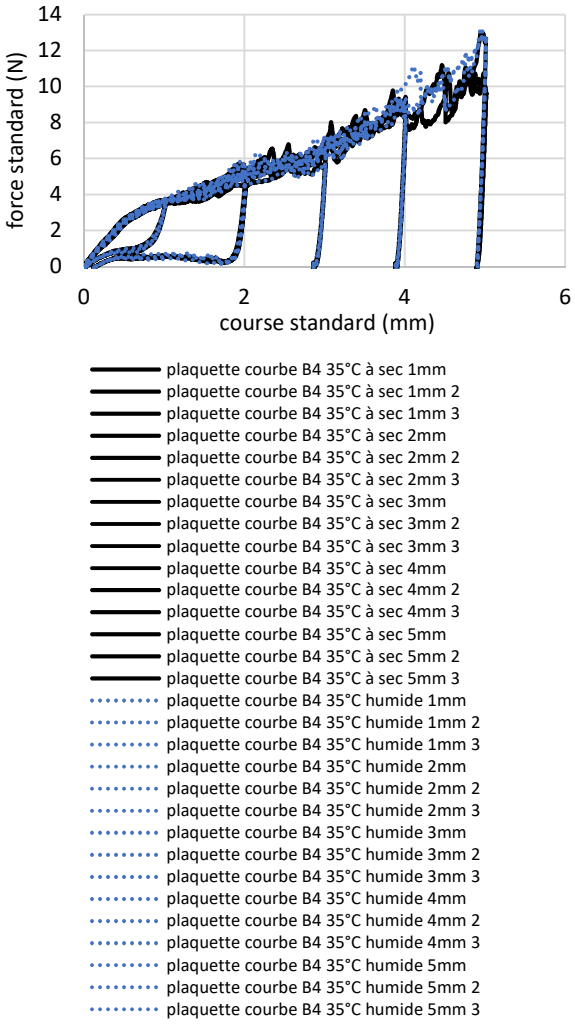
p. plane B6 35°C sec 1mm
p. plane B6 35°C sec 1mm 2
p. plane B6 35°C sec 1mm 3
p. plane B6 35°C sec 2mm
p. plane B6 35°C sec 2mm 2
p. plane B6 35°C sec 2mm 3
p. plane B6 35°C sec 3mm
p. plane B6 35°C sec 3mm 2
p. plane B6 35°C sec 3mm 3
p. plane B6 35°C sec 4mm
p. plane B6 35°C sec 4mm 2
p. plane B6 35°C sec 4mm 3
p. plane B6 35°C sec 5mm
p. plane B6 35°C sec 5mm 2
p. plane B6 35°C sec 5mm 3
p. plane B6 35°C humide 1mm
p. plane B6 35°C humide 1mm 2
p. plane B6 35°C humide 1mm 3
p. plane B6 35°C humide 2mm
p. plane B6 35°C humide 2mm 2
p. plane B6 35°C humide 2mm 3
p. plane B6 35°C humide 3mm
p. plane B6 35°C humide 3mm 2
p. plane B6 35°C humide 3mm 3
p. plane B6 35°C humide 4mm
p. plane B6 35°C humide 4mm 2
p. plane B6 35°C humide 4mm 3
p. plane B6 35°C humide 5mm
p. plane B6 35°C humide 5mm 2
p. plane B6 35°C humide 5mm 3

Plaquette plane force horizontale bracket 7
35°C à sec et en milieu humide

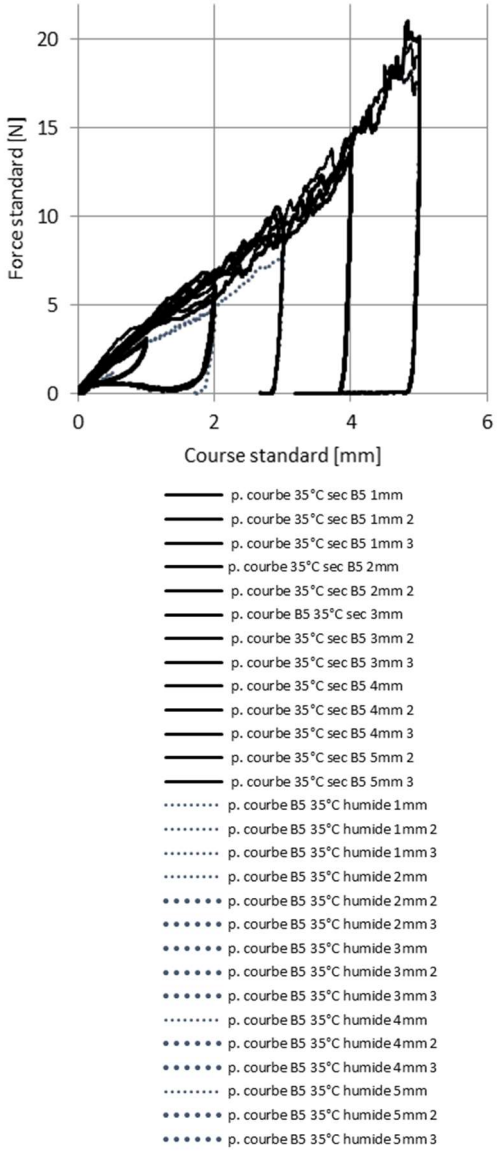


p. plane B7 35°C sec 1mm
p. plane B7 35°C sec 1mm 2
p. plane B7 35°C sec 1mm 3
p. plane B7 35°C sec 2mm
p. plane B7 35°C sec 2mm 2
p. plane B7 35°C sec 2mm 3
p. plane B7 35°C sec 3mm
p. plane B7 35°C sec 3mm 2
p. plane B7 35°C sec 3mm 3
p. plane B7 35°C sec 4mm
p. plane B7 35°C sec 4mm 2
p. plane B7 35°C sec 4mm 3
p. plane B7 35°C sec 5mm
p. plane B7 35°C sec 5mm 2
p. plane B7 35°C sec 5mm 3
p. plane B7 35°C humide 1mm
p. plane B7 35°C humide 1mm 2
p. plane B7 35°C humide 1mm 3
p. plane B7 35°C humide 2mm
p. plane B7 35°C humide 2mm 2
p. plane B7 35°C humide 2mm 3
p. plane B7 35°C humide 3mm
p. plane B7 35°C humide 3mm 2
p. plane B7 35°C humide 3mm 3
p. plane B7 35°C humide 4mm
p. plane B7 35°C humide 4mm 2
p. plane B7 35°C humide 4mm 3
p. plane B7 35°C humide 5mm
p. plane B7 35°C humide 5mm 2
p. plane B7 35°C humide 5mm 3

Plaquette courbe force horizontale bracket 4
35°C à sec et en milieu humide



Plaquette courbe force horizontale bracket 5
35°C à sec et en milieu humide



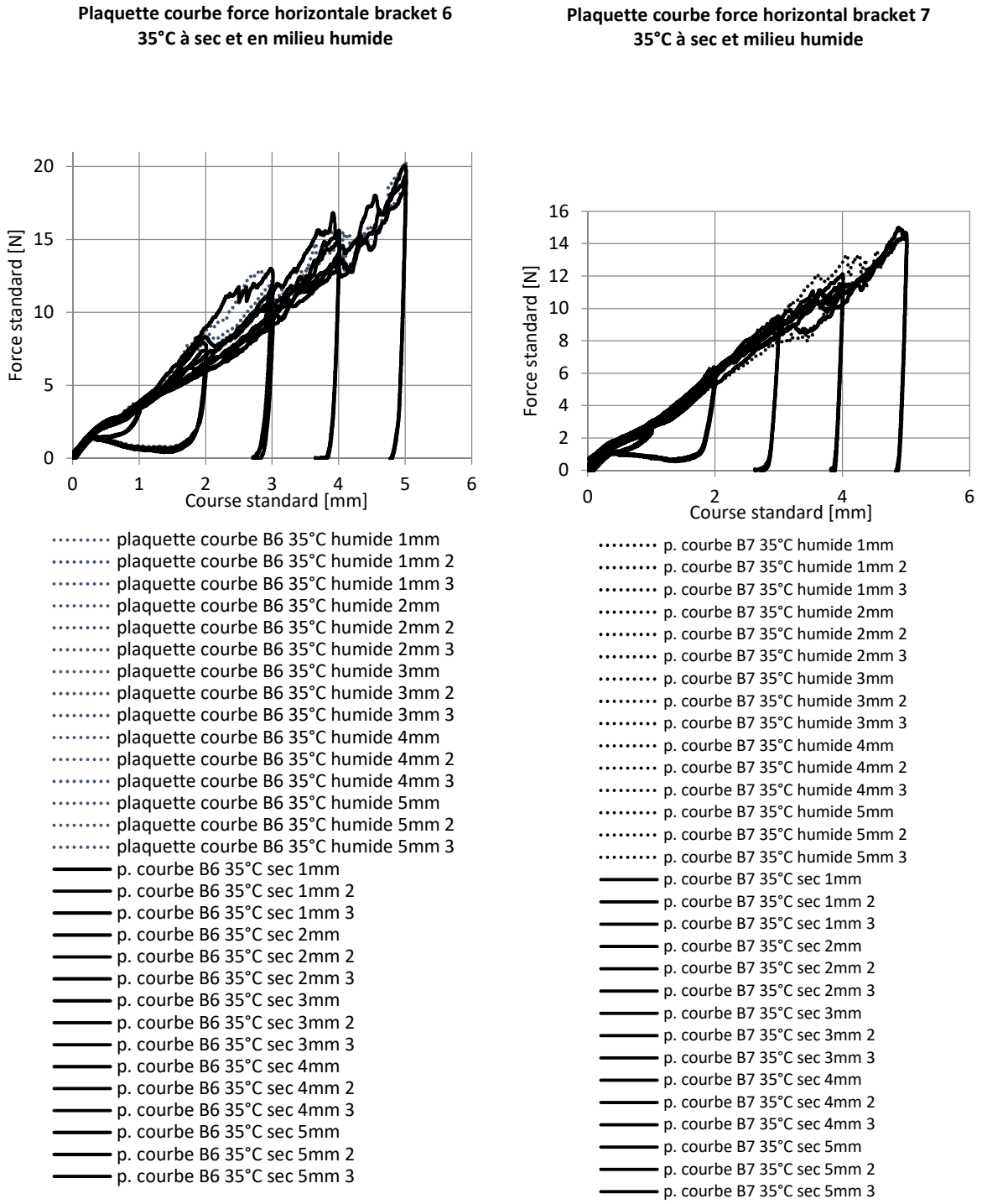


Figure 81 : quantification des forces vestibulo-palatines sur les plaquettes planes et courbes au niveau des brackets 4, 5, 6 et 7 en milieu sec et humide à 35°C.

Les forces vestibulo-palatines (ou horizontales) ne semblent pas non plus être influencées par le milieu (*Figure 81*).

4.8. LA FORCE EXERCEE PAR LES LIGATURES ELASTOMERIQUES SUR LE FIL : TROISIEME PARAMETRE INFLUENT POUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES

4.8.1. Objectif

Mesurer l'influence des ligatures élastomériques sur le frottement/glissement du fil, grâce à la quantification de la force qu'exerce la ligature sur le fil.

Cette variable servira de donnée d'entrée pour la conception des modèles numériques décrits dans le chapitre 5.

4.8.2. Méthodologie

La force appliquée par la ligature sur le fil a été mesurée sur des plaquettes décaissées au niveau du bracket 4 pour pouvoir mesurer la force au niveau de la ligature positionnée sur le bracket 5, une fois le fil mis en place. Un déplacement de 0,356 mm est imposé, ce qui correspond au diamètre du fil. On a ainsi pu quantifier la force de compression exercée par la ligature sur le fil. L'essai est mené à 35°C, en milieu sec et humide *(Figure 82)*. Toutes les ligatures sont changées après chaque essai.

Figure 82 : montage pour mesurer la résistance d'une ligature élastomérique.

4.8.3. Résultat

10 essais ont été menés de façon identique, en milieu sec puis en milieu humide. Les valeurs de la force exercée par la ligature sur le fil varient de 0.38 à 0.60 N en milieu sec et de 0.46 à 0.55 N en milieu

humide. En moyenne, à sec, une force de 0,522 N (soit 53,3 g) est appliquée par la ligature sur l'arc orthodontique unilatéralement lorsque la ligature sertit une attache. En milieu humide, une force moyenne de 0,515 N (soit 52,5 g) est enregistrée. La différence entre les deux moyennes selon le milieu ne semble pas significative (1,5%) (*Figure 83).*

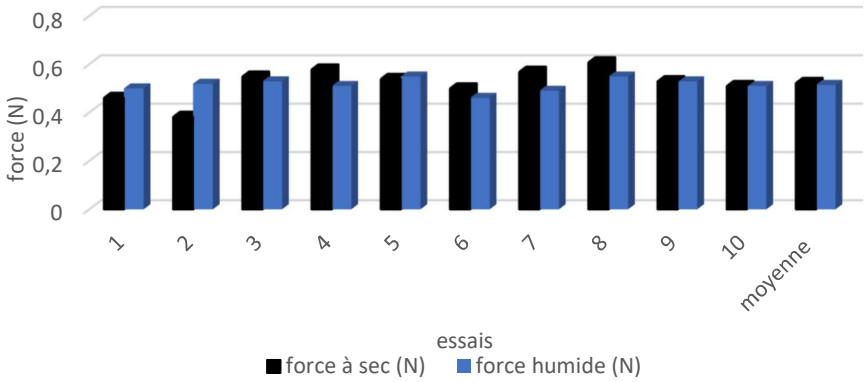


Figure 83 : force appliquée par une ligature sur l'arc orthodontique ligaturé (N).

Nous avons également testé la résistance en traction des ligatures, avec différents échantillons (*Figure 84*).

Figure 84 : test résistance des ligatures.

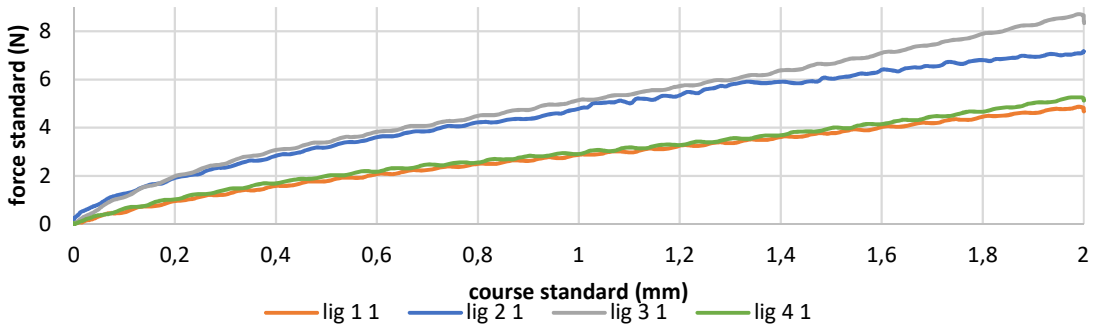


Figure 85 : variation de la résistance inter-ligature.

La résistance entre les ligatures peut varier de manière très importante (quasiment du simple au double) (*Figure 85*).

4.8.4. Conclusion

Les ligatures élastomériques appliquent une force sur le fil, entrainant une certaine résistance au glissement du fil à travers les attaches. Cette dernière entraine une force de frottement présente au cours du déplacement dentaire, qui va dépendre : du coefficient de frottement entre la ligature et le fil, du coefficient de frottement entre le fil et l'attache selon le milieu considéré, de l'intensité de la force appliquée, de la variabilité des propriétés mécaniques de la ligature.

Nos tests sur les ligatures montrent une plage de mesures relativement grande quant aux forces de résistance. Ceci pourrait en partie expliquer que nos résultats expérimentaux de quantifications des forces dans les trois directions de l'espace présentent des variations d'environ 0,1 N (soit 100 g).

4.9. RESULTATS SUR LA QUANTIFICATION EXPERIMENTALE DES FORCES EXERCEES PAR LE FIL SUR CERTAINES ATTACHES DANS LES TROIS DIMENSIONS DE L'ESPACE

Nous voulons pouvoir mesurer individuellement les forces appliquées dans les trois directions de l'espace.

A cet effet, nous avons élaboré :

- Des plaquettes spécifiques pour quantifier les forces mésio-distales ou forces de frottement (*Figure 5*) (cf. paragraphe 4.3.2.).
- D'autres supports pour mesurer les forces corono-apicales (ou verticales) (*Figure5*) sur les attaches 4, 5 et 6 (cf. paragraphe 4.3.5.).
- Un troisième type de support a permis de quantifier les forces vestibulo-palatines (ou horizontales) (*Figure 5*) sur les attaches 4, 5, 6 et 7 (cf. paragraphe 4.3.6.).

Ayant précisé dans le paragraphe 4.7. que le milieu (sec ou humide) ne semble pas influencer les résultats quelle que soit la direction de la force étudiée, nous ne présenterons que les résultats obtenus en milieu sec, même si les mêmes essais en milieu humide ont aussi été systématiquement effectués, selon le même protocole expérimental.

Nous allons détailler les différents éléments pris en compte pour réaliser les mesures. Il est à noter que le fils et les ligatures ont été changés à chaque essai. Chaque essai a été répété 3 fois, par le même opérateur, dans des conditions identiques.

4.9.1. Quantification des forces mésio-distales ou forces de frottement

Objectif

Nous présenterons d'abord l'influence de la température sur la quantification des forces, en prenant comme exemple les forces de frottement (statique et cinématique). Puis nous évaluerons les forces de frottement cinématique existantes entre 1, 3, 5 et 14 attaches et le fil en Nickel-Titane de 0,356 mm de diamètre (soit 0.014 inch) maintenu par des ligatures élastomériques, sur des plaquettes planes (*Figure 86*) et courbes à 35°C.

Figure 86 : plaquettes planes pour la quantification des forces de frottement ou forces mésio-distales sur 1, 3, 5 et 14 attaches (ou 10 attaches ligaturées).

Méthodologie

La pince de traction a été modifiée pour pouvoir tracter le fil selon l'alignement des attaches. Les plaquettes sont positionnées dans l'axe du dynamomètre (*Figure 87*). Une traction uni axiale du fil est réalisée. Les mesures sont enregistrées tous les 0,05 mm de déplacement.

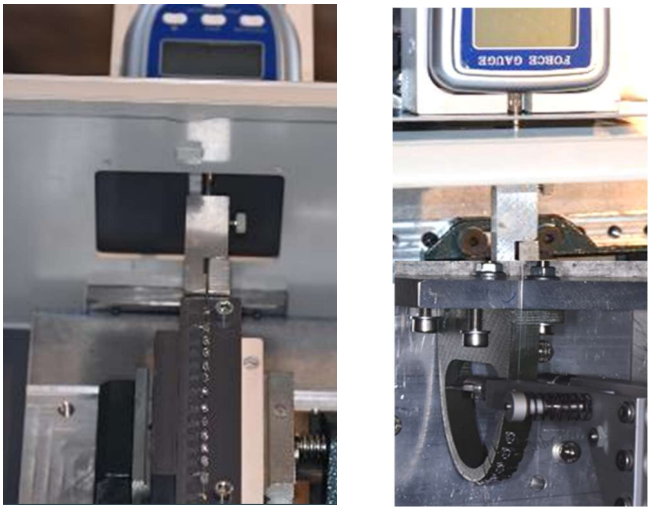


Figure 87 : mise en place de l'expérimentation pour mesurer les forces mésio-distales ou forces de frottement sur 14 attaches (ou 10 attaches ligaturées) les plaquettes planes et courbes.

Résultats (1)

Premièrement, cette méthodologie a permis de justifier l'influence de la température d'essai et vient en complément du paragraphe 4.6. Nous avons comparé des essais menés à température ambiante (21°C) à 35°C (Moore, 1999). (*Figure 88 a, b, c et d)*.

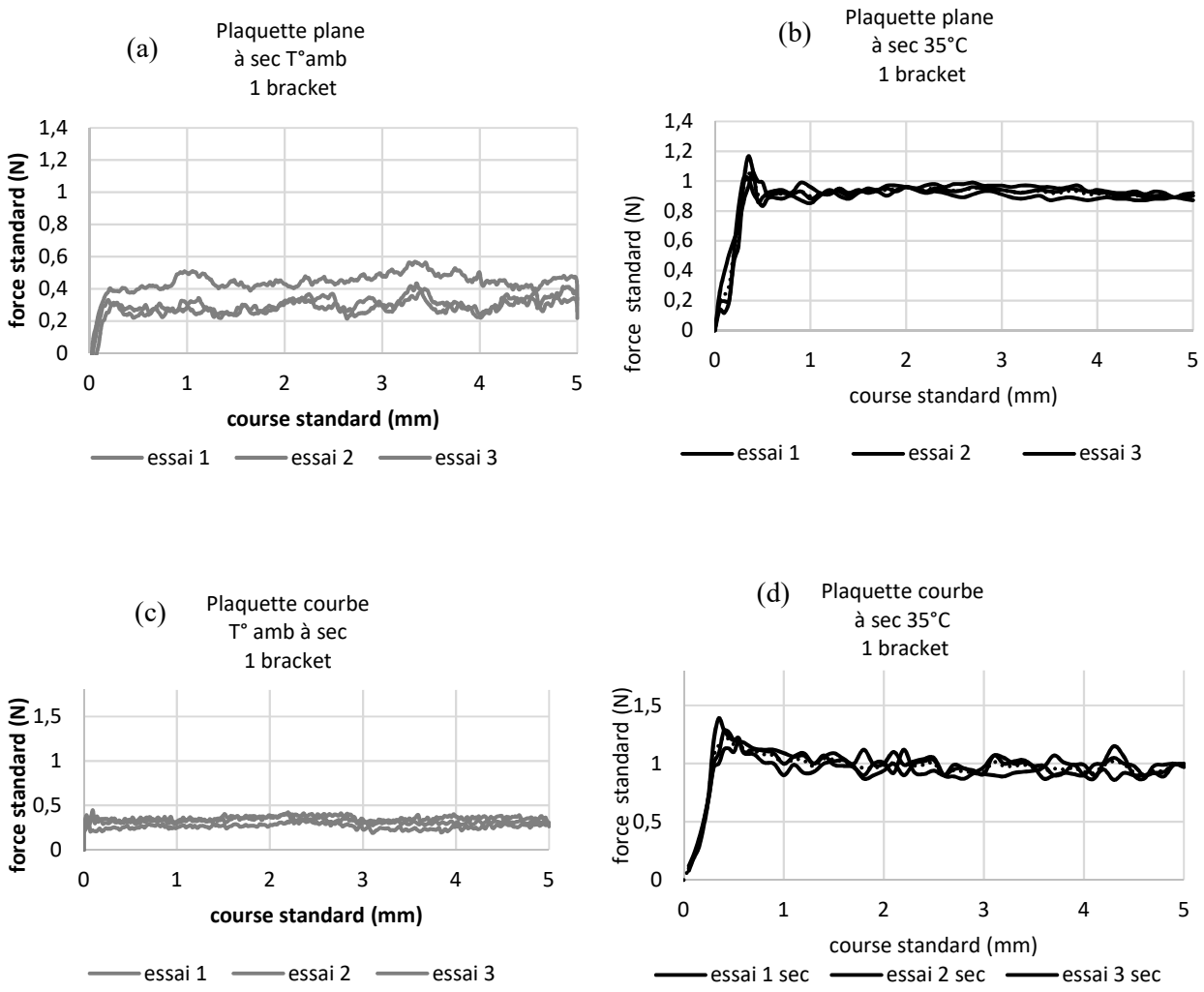


Figure 88 : influence de la température d'essai
(a) essai sur les plaquettes planes à température ambiante,
(b) essai sur les plaquettes planes à 35°C,
(c) essai sur les plaquettes courbes à température ambiante,
(d) essai sur les plaquettes courbes à 35°C.

Les forces de frottement sont plus importantes à 35°C qu'à température ambiante. Ceci est sans doute dû à l'influence de la température sur le comportement du fil ainsi que sur celui des ligatures.

Ces résultats nous confirment l'influence de la température. Afin de nous rapprocher des conditions intra-orales, nous avons mené tous les essais à 35°C.

Résultats (2)

Deuxièmement, cette méthodologie a permis de quantifier les forces de frottement statique et cinématique en présence de 1, 3, 5 et 14 attaches (ou 10 attaches ligaturées) sur des plaquettes planes et courbes.

Les courbes en noir désignent les essais sur les plaquettes planes et en gris ceux sur les plaquettes courbes (*Figure 89)*.

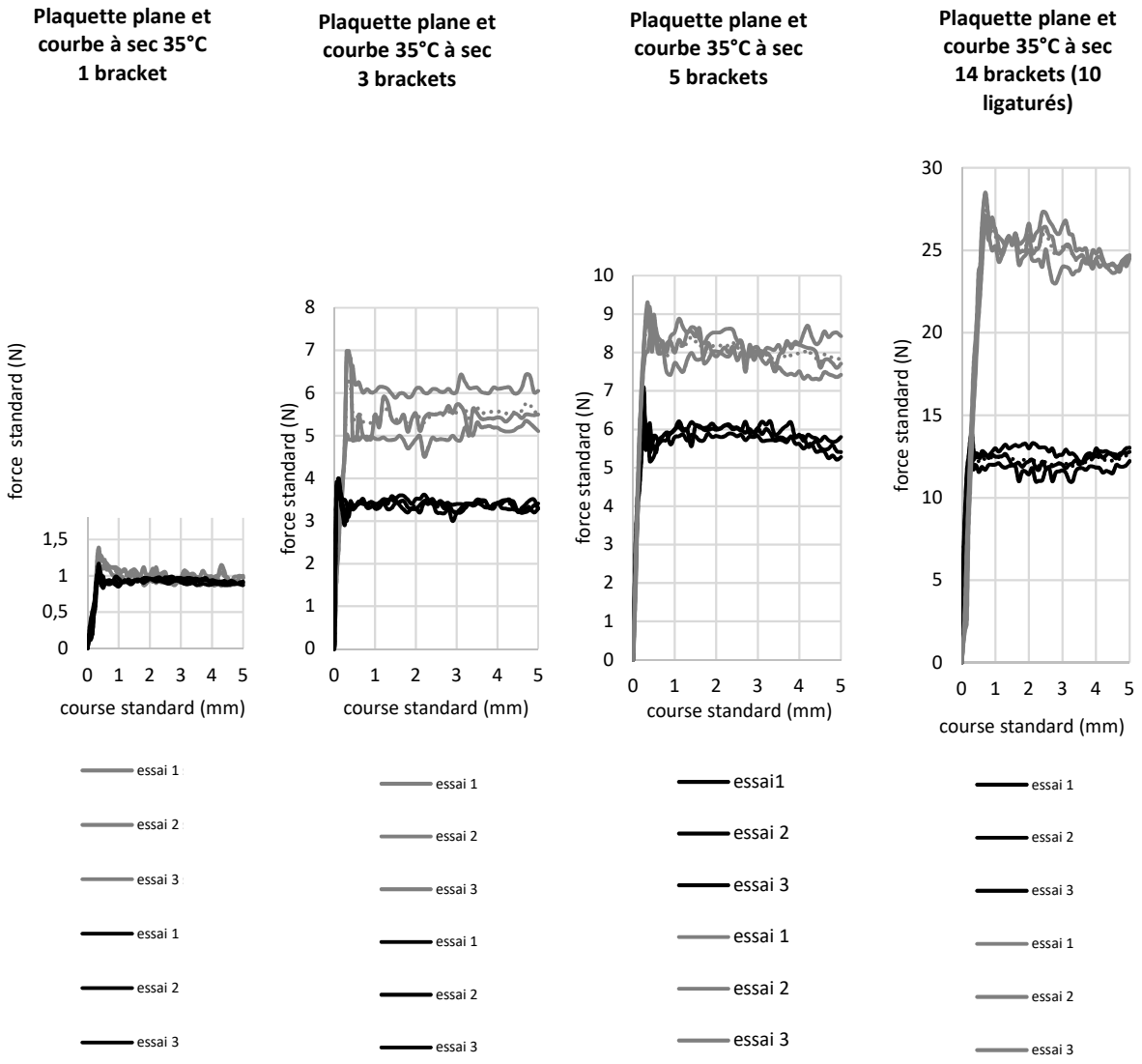
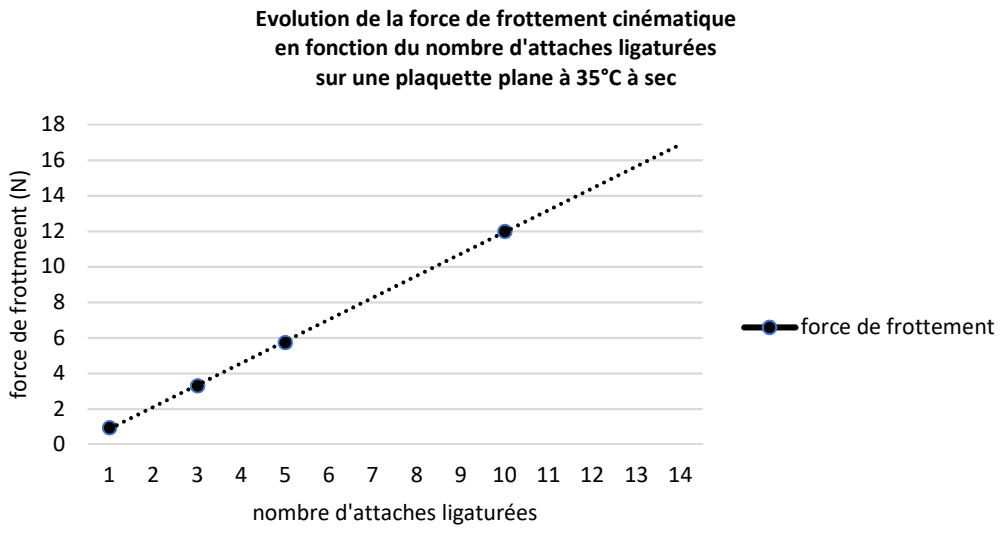
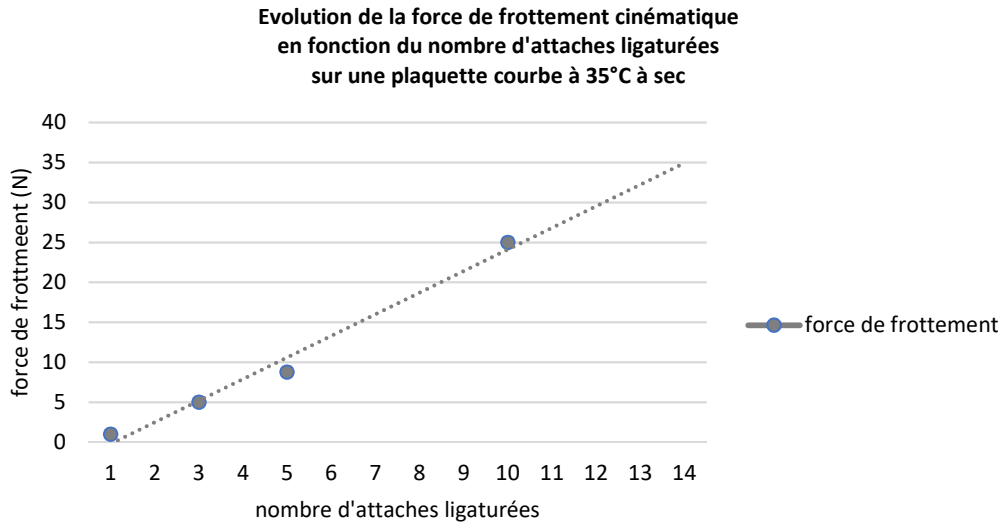


Figure 89 : quantification des forces de frottement statique et cinématique sur les planquettes planes et courbes en milieu sec à 35°C

Le nombre d'attaches ligaturées est quasiment proportionnel aux forces de frottement cinématique sur les plaquettes planes et courbes à 35°C (*Figure 90 a et b*). Pour les plaquettes planes, on observe une augmentation de la force de frottement cinématique d'environ 1 N par attache. Alors que pour le cas des plaquettes courbes on arrive à presque 2 N d'augmentation de la force de frottement cinématique par attache.



a)



b)

Figure 90 : évolution de la force de frottement cinématique en fonction du nombre de brackets ligaturés

a) sur les plaquettes planes

b) sur les plaquettes courbes.

Les points représentent les moyennes expérimentales et la droite en pointillés est une interpolation linéaire.

Au niveau des plaquettes planes et courbes, le frottement statique semble être approximativement comparable.

Par contre, la configuration courbe doit probablement faire intervenir plus de contacts entre le fil, les attaches et les ligatures. Ainsi, les valeurs maximales de frottement statique sont supérieures sur les plaquettes courbes par rapport aux plaquettes planes pour un même nombre d'attaches.

Le frottement cinématique présente des seuils plus élevés pour les plaquettes courbes par rapport aux plaquettes planes, à nombre d'attaches équivalent. Le frottement cinématique est plus important sur les plaquettes courbes, peut-être à cause de la prise en compte de la courbure d'arcade.

4.9.2. Quantification des forces corono-apicales ou verticales

Objectif

Déterminer les forces corono-apicales (ou verticales) (*Figure 5*) présentes sur la canine (attache 5), l'incisive latérale (attache 6) et la première prémolaire (attache 4) maxillaires droites, ceci dans un premier temps avec des attaches colinéaires, puis sur une arcade simulant une arcade dentaire. Nous simulons ainsi une canine en infravestibulotopie de 1 à 5 mm par rapport aux dents adjacentes préalablement alignées.

Méthode

Les essais sont réalisés à température contrôlée à 35°C.

Pour les plaquettes planes, le référentiel précédemment cité, a servi à positionner le bec de traction au centre du bracket d'intérêt. De plus, ce bec a été orienté à 90° par rapport au fil (*Figure 91*).

Figure 91 : montage expérimental pour la quantification des forces corono-apicales sur le bracket 5 sur une plaquette plane.

Pour les plaquettes courbes, en plus du référentiel, un pivotement du bec de traction a été nécessaire pour toujours tracter le fil perpendiculairement. Ceci a été rendu possible grâce à la pièce intermédiaire et à son blocage dans la position voulue, une rotation du bec de traction de 360° est alors possible (*Figure 92*).

Figure 92 : montage expérimental pour la quantification des forces corono-apicales sur le bracket 5 sur une plaquette courbe.

Le *Tableau 15* répertorie les déplacements à effectuer pour effectuer les mesures au centre de chaque bracket.

D1 ou déplacement vertical du bracket N°5 (mm)	Déplacement à effectuer pour le bracket N°4 (au centre) mm	Déplacement à effectuer pour le bracket N°6 (au centre) mm
1	0,49	0,52
2	0,98	1,04
3	1,47	1,55
4	1,96	2,07
5	2,45	2,59

Tableau 15 : déplacements à effectuer pour réaliser les mesures sur les trois brackets d'intérêt, en leur centre.

Pour faciliter la compréhension des calculs effectués nous avons schématisé la situation en numérotant les brackets 3 à 7 et en définissant D1 comme la distance qui sépare le bracket N°5 des autres attaches (*Figure 93*).

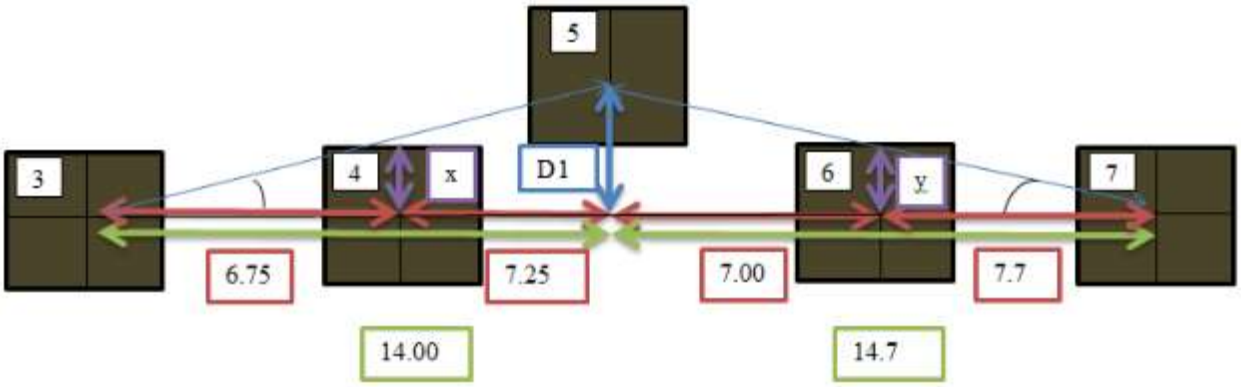
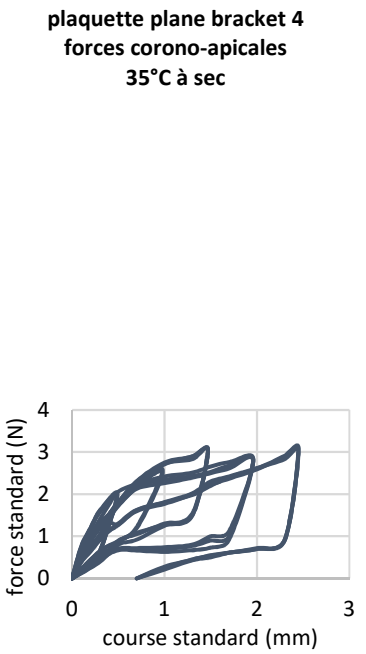
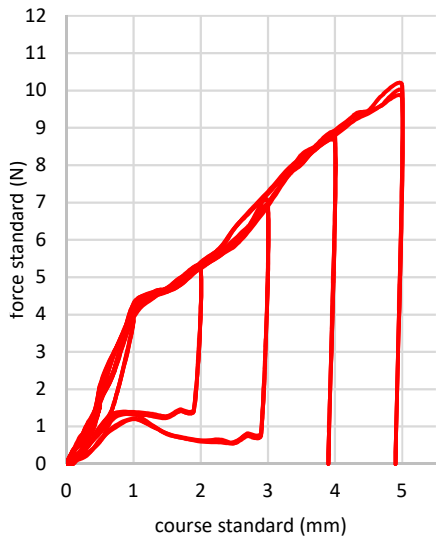


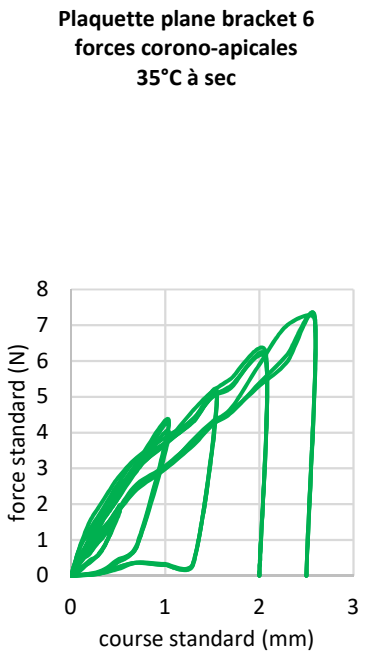
Figure 93 : schématisation de la situation pour les calculs de x et y qui sont les distances à respecter pour mesures les forces verticales appliquées au centre des brackets 4 et 6 respectivement (flèches violettes).

Les enregistrements sont faits tous les 0,1 mm pour obtenir les courbes force/déplacement en charge puis en décharge.

Résultats







- Saverne p. plane B4 35°C sec 0.49mm 2
- Saverne p. plane B4 35°C sec 0.49mm 3
- Saverne p. plane B4 35°C sec 0,98mm
- Saverne p. plane B4 35°C sec 0,98mm 2
- Saverne p. plane B4 35°C sec 0,98mm 3
- Saverne p. plane B4 35°C sec 1,47mm
- Saverne p. plane B4 35°C sec 1,47mm 2
- Saverne p. plane B4 35°C sec 1,47mm 3
- Saverne p. plane B4 35°C sec 1,96mm
- Saverne p. plane B4 35°C sec 1,96mm 2
- Saverne p. plane B4 35°C sec 1,96mm 3
- Saverne p. plane B4 35°C sec 2,45mm
- Saverne p. plane B4 35°C sec 2,45mm 2
- Saverne p. plane B4 35°C sec 2,45mm 3

- Saverne p. plane B5 35°C sec 0.5mm
- Saverne p. plane B5 35°C sec 0.5mm 2
- Saverne p. plane B5 35°C sec 0.5mm 3
- Saverne p. plane B5 35°C sec 1mm
- Saverne p. plane B5 35°C sec 1mm 2
- Saverne p. plane B5 35°C sec 1mm 3
- Saverne p. plane B5 35°C sec 2mm
- Saverne p. plane B5 35°C sec 2mm 2
- Saverne p. plane B5 35°C sec 2mm 3
- Saverne p. plane B5 35°C sec 3mm
- Saverne p. plane B5 35°C sec 3mm 2
- Saverne p. plane B5 35°C sec 3mm 3
- Saverne p. plane B5 35°C sec 4mm
- Saverne p. plane B5 35°C sec 4mm 2
- Saverne p. plane B5 35°C sec 4mm 3
- Saverne p. plane B5 35°C sec 5mm
- Saverne p. plane B5 35°C sec 5mm 2
- Saverne p. plane B5 35°C sec 5mm 3

- Saverne p. plane B6 35°C sec 0.52mm 2
- Saverne p. plane B6 35°C sec 0.52mm 3
- Saverne p. plane B6 35°C sec 1,04mm
- Saverne p. plane B6 35°C sec 1,04mm 2
- Saverne p. plane B6 35°C sec 1,04mm 3
- Saverne p. plane B6 35°C sec 1,55mm
- Saverne p. plane B6 35°C sec 1,55mm 2
- Saverne p. plane B6 35°C sec 1,55mm 3
- Saverne p. plane B6 35°C sec 2,07mm
- Saverne p. plane B6 35°C sec 2,07mm 2
- Saverne p. plane B6 35°C sec 2,07mm 3
- Saverne p. plane B6 35°C sec 2,59mm
- Saverne p. plane B6 35°C sec 2,59mm 2
- Saverne p. plane B6 35°C sec 2,59mm 3

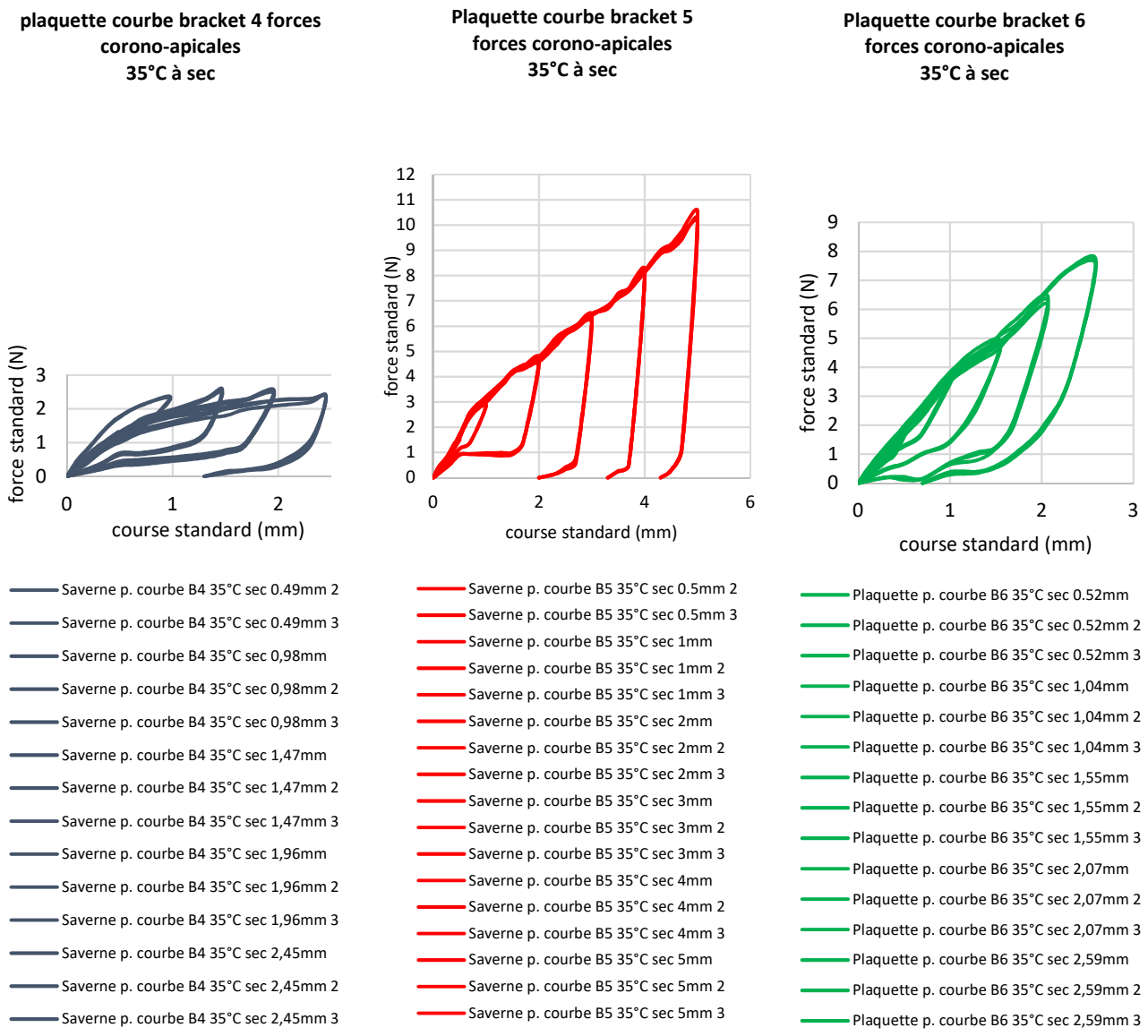


Figure 94 : courbes force/déplacement pour la quantification des forces corono-apicales sur l'incisive latérale, la canine et la première prémolaire sur les plaquettes planes puis courbes.

De façon globale, les valeurs de traction sur les plaquettes courbes sont supérieures à celles observées sur les plaquettes planes. Ceci est dû à l'augmentation des forces de frottement créés par la courbure d'arcade lorsque l'on considère la frottement cinématique (*Figure 94*).

Nous remarquons que nous avons obtenu un résultat comparable à celui publié par Montasser et coll. (2015), une force corono-apicale de 5 +/- 0,3 N en associant des brackets Victory avec des ligatures

élastomériques et un alliage de NiTi de diamètre 0,356 mm (ou0.014 inch) pour un déplacement de 2 mm.

4.9.3. Quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales

Objectif

Mesurer les forces vestibulo-palatines (ou horizontales) (*Figure 5*) présentes sur la première prémolaire (attache 4), la canine (attache 5), l'incisive latérale (attache 6), l'incisive centrale (attache 7) maxillaires droites, ceci par des déplacements de 1 à 5 mm.

Méthodes

Les essais ont été menés sur les plaquettes planes (*Figure 95*) ainsi que sur les plaquettes courbes (*Figure 96)* à 35°C.

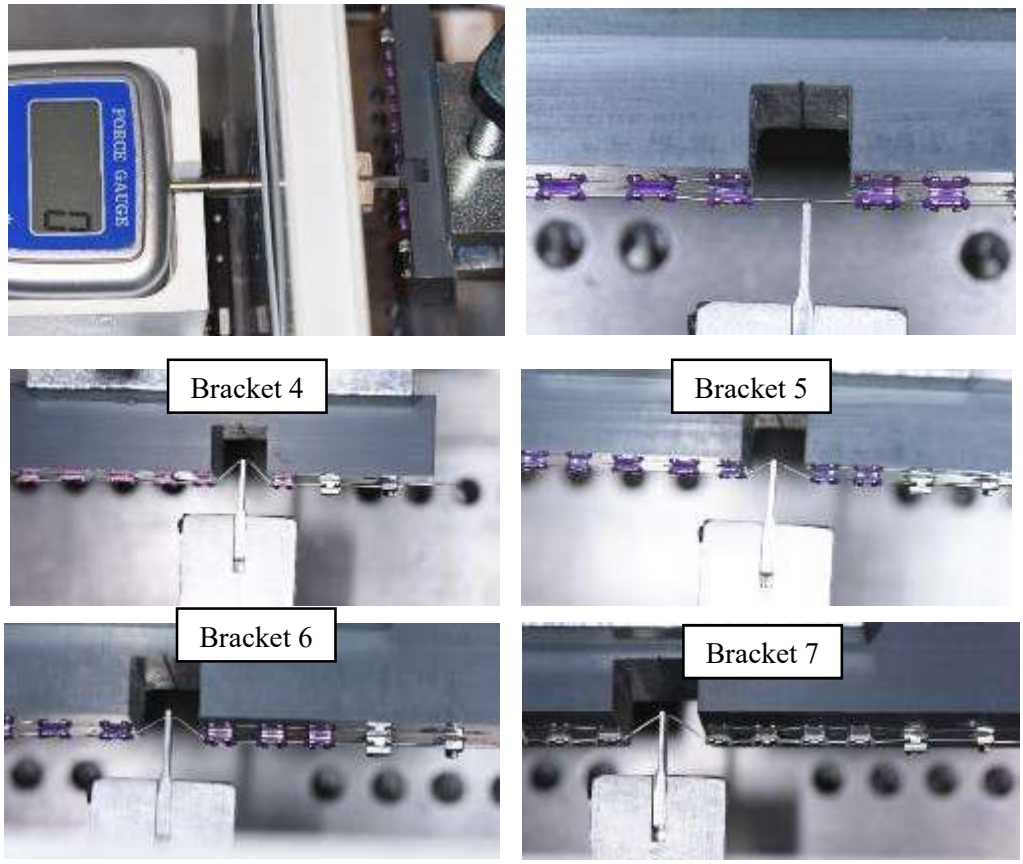
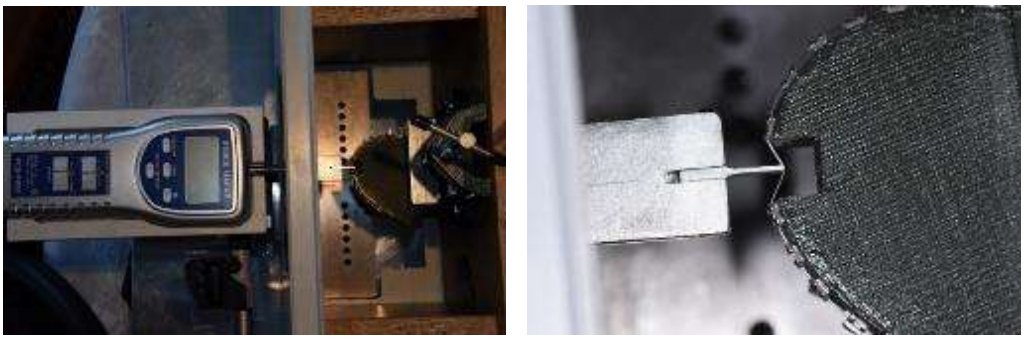


Figure 95 : mesure des forces vestibulo-palatines (ou horizontales) sur les plaquettes planes.



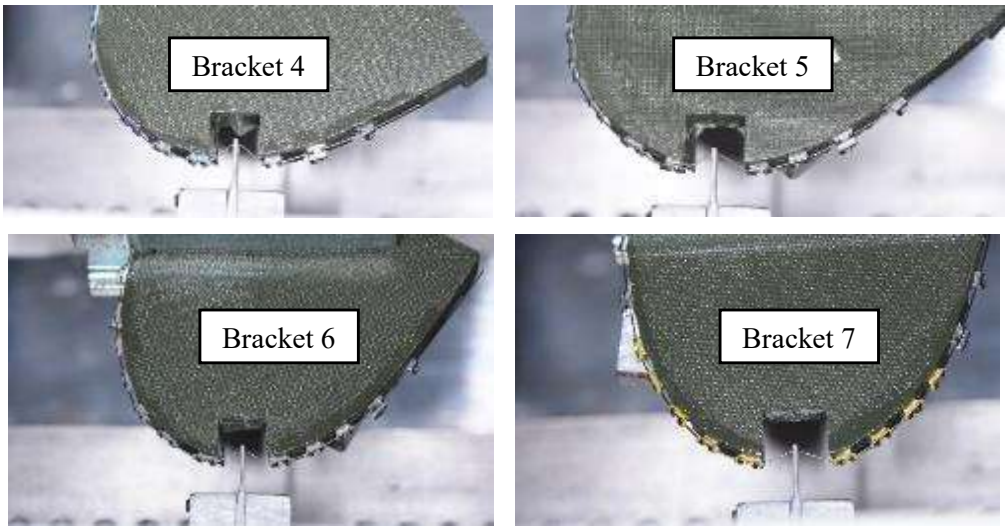


Figure 96 : mesure des forces vestibulo-palatines (ou horizontales) sur les plaquettes courbes.

Le milieu du bracket a été repéré au projecteur de profil puis reporté par une rainure de 0,2 mm directement sur les plaquettes au niveau du décaissement. Un outil de marquage spécifique a été réalisé pour pouvoir être placé dans cette rainure et permettre de repérer au marqueur sur le fil l'emplacement du centre du bracket d'intérêt. La même procédure de repérage a été suivie sur les plaquettes planes et courbes (*Figure 97)*.

Figure 97 : repérage (flèche rouge) du centre de l'attache d'intérêt sur les plaquettes planes et courbes.

Sur les plaquettes courbes, il a également fallu prévoir une rainure pour permettre un positionnement adéquat des plaquettes dans l'étau, afin que bec de traction soit positionné perpendiculairement par rapport au fil à l'endroit de la mesure (*Figure 98*).

Figure 98 : rainure sur les plaquettes courbes pour optimiser leur positionnement par rapport au bec de traction.

Résultats

Les valeurs enregistrées pour les plaquettes courbes sont supérieures à celles sur les plaquettes planes (*Figures 99 et 100*), ce qui peut être l'influence de la courbure d'arcade et du frottement cinématique.

Les valeurs des forces selon la position des brackets sur les plaquettes planes à 35°C à sec est la suivante, le bracket 6 observe des forces supérieures au bracket 7, lui-même supérieur au bracket 5 et 4. Pour les plaquettes courbes, c'est cependant les brackets 5 et 6 qui observent les plus fortes valeurs, suivis par le bracket 7 puis 4. Sur une arcade courbe, le bracket 5 enregistre les plus fortes valeurs, à l'opposé des plaquettes planes, ce phénomène peut s'expliquer par la courbure d'arcade qui est la plus importante pour les brackets 5 et 6.

Les courbes de décharge sont presque toutes identiques (sauf pour le bracket 4 sur la plaquette plane). Le retour élastique existe jusqu'à un déplacement de 2 mm en moyenne.

Que les expérimentations soient faites en milieu humide ou sec, nous n'observons pas de différence significative.

Il existe une anisotropie du comportement du système arc-fil-ligature, car les courbes force/déplacement sont différentes selon que le déplacement soit imposé dans le sens vestibulo-palatin (ou horizontal) ou corono-apical (ou vertical), malgré la section ronde du fil. Il existe sans doute des différences de surface de contact et donc de frottement en fonction de la direction de sollicitation.

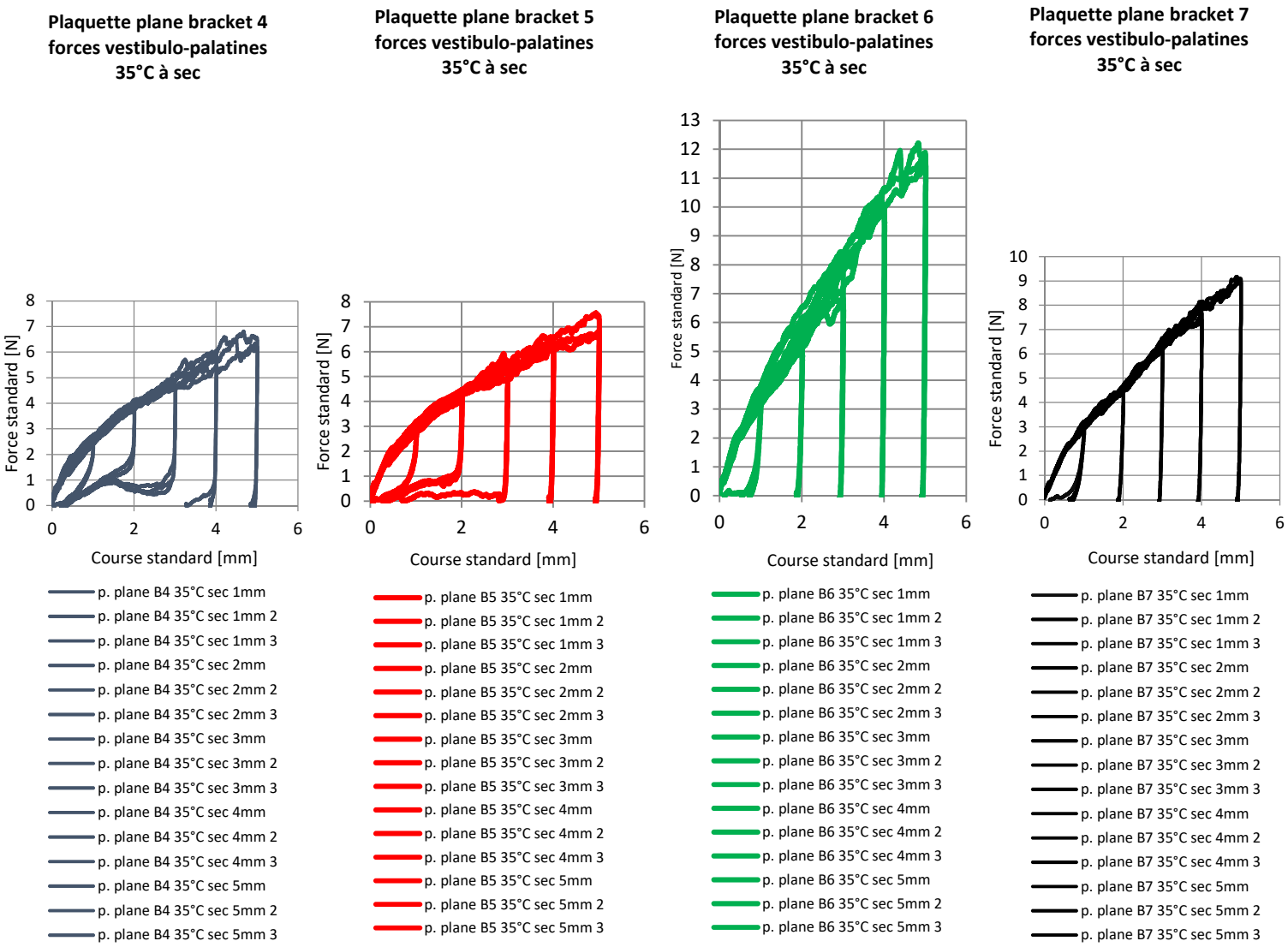


Figure 99 : quantification des forces vestibulo-palatines sur les brackets 4, 5, 6 et 7 à 35°C sur les plaquettes planes.

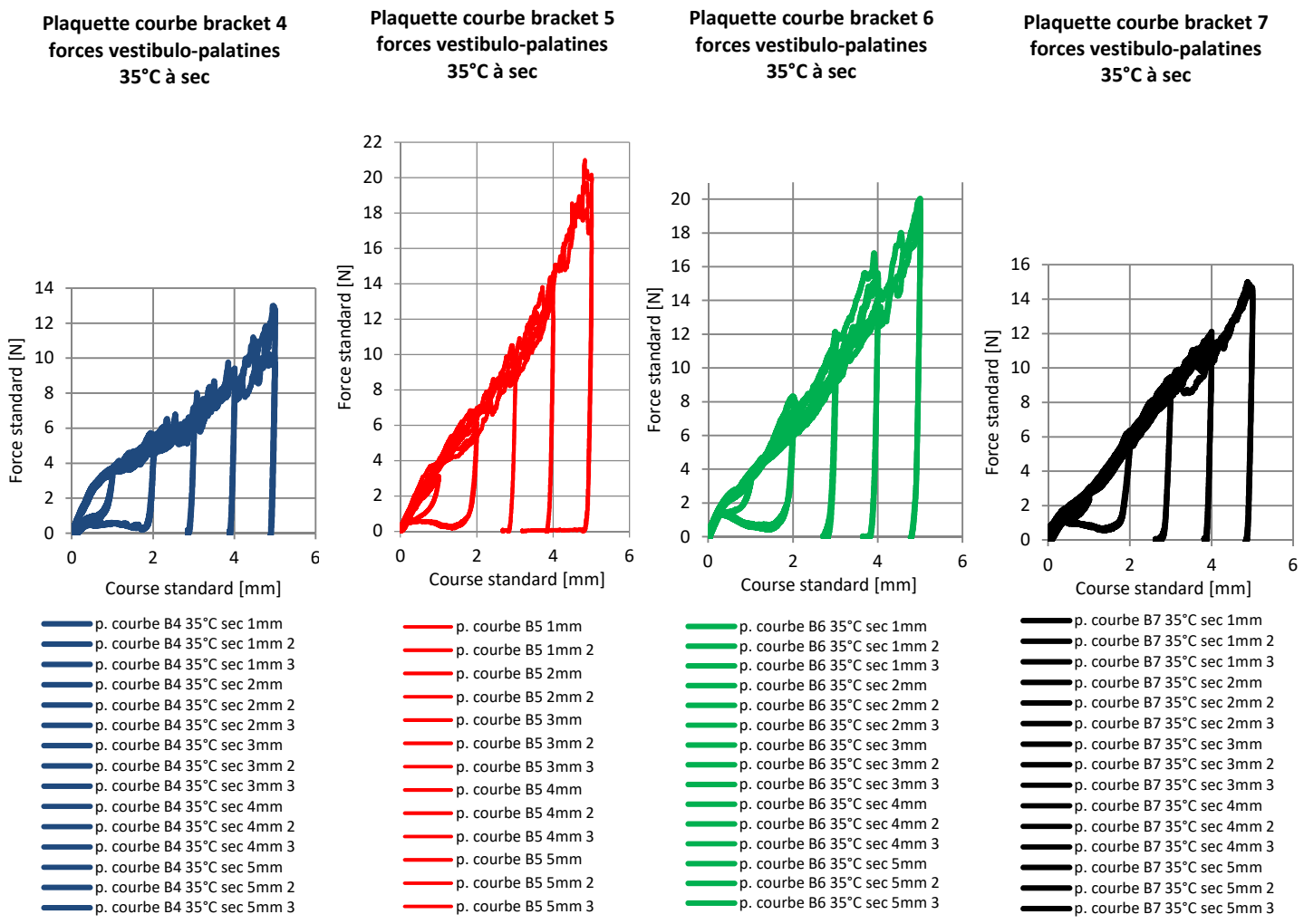


Figure 100 : quantification des forces vestibulo-palatines sur les brackets 4, 5, 6 et 7 à 35°C sur les plaquettes courbes.

Nous avons obtenu un résultat comparable à celui obtenu par Montasser *et al.* (2015), une force vestibulo-palatine de 5,5 +/- 0,3 N en associant des brackets Victory avec des ligatures élastomériques et un alliage de NiTi de diamètre 0,356 mm (ou 0.014 inch) pour un déplacement de 2 mm sur une arcade courbe.

4.10. DISCUSSION ET CONCLUSIONS DE LA PARTIE EXPERIMENTALE

Notre travail expérimental, fondé sur la conception et l'utilisation d'un banc de traction intégralement dédié à la mesure des forces orthodontiques dans des conditions contrôlées, nous a permis de mettre en évidence les forces pouvant être appliquées par un fil en alliage Nickel-Titane de diamètre 0,356 mm (soit 0.014 inch) de façon quantitative et tridimensionnelle.

Seuls certains brackets d'intérêt ont été sélectionnés dans cette partie expérimentale. Nous avons choisi dans un premier temps les brackets qui sont support d'une ligature élastomérique car les tubes sur les deux dents à chaque extrémité n'ont pas besoin de ligature pour que le fil soit maintenu à l'intérieur de leur gorge et ils n'influencent donc pas grandement les mesures effectuées. En effet, le fil est largement sous dimensionné par rapport à la gorge des attaches et il ne va pas engendrer d'importantes forces de frottement au niveau de son passage dans les tubes.

Nous avons également pris l'option de centrer nos expérimentations autour du bracket de la canine (bracket 5), car il se situe à l'endroit de la plus grande courbure sur une arcade dentaire. De plus, ce choix a aussi été fait en considérant la situation clinique traitée dans le Chapitre 3, à savoir une infravestibulotopie de la canine.

Les étapes préliminaires ont permis de répondre à un certain nombre de questions :

- Selon nos expérimentations, la température joue un rôle important dans le comportement du fil en alliage nickel-titane. Les essais cherchant à caractériser un comportement clinique devraient idéalement être menés à des températures proches de celle retrouvée dans la cavité buccale.
- Nous avons démontré que le milieu sec ou humide (utilisation de la salive artificielle SAGF) ne semble pas être un facteur déterminant quant à l'évaluation des forces orthodontique *in-vitro* sur une arcade complète.
- Les ligatures élastomériques indispensables dans les techniques orthodontiques conventionnelles (c'est-à-dire n'utilisant pas les attaches auto-ligaturantes) sont des éléments possédant une forte variabilité intrinsèque et influencent par conséquent les valeurs expérimentales. Nous avons aussi pu déterminer la force moyenne exercée par une ligature sur un fil en nickel-titane de 0,356 mm de diamètre à une extrémité du bracket, soit 0,5 N (environ 50 g).

Les principaux résultats, qui n'apparaissaient pas jusqu'alors dans la littérature, sont :

- L'importance des forces de frottement cinématique sur une arcade courbe composée de 14 brackets (dont 10 ligaturés), est d'environ 25 N. Par ailleurs, la valeur retrouvée sur un bracket isolé est déjà intéressante, de l'ordre de 1 N, car la grandeur de force appliquée pour déplacer une dent est estimée à 0,5 à 1,5 N (soit 50 à 150 g).
- Nous avons également été surpris de constater que lorsque le bracket 5 était déplacé verticalement de 5 mm alors que tous les autres sont parfaitement alignés entre eux, ce bracket reçoit une force verticale de 10 N (ne correspondant pas aux forces « légères » attendues pour déplacer cette dent). Cliniquement, cette donnée est intéressante car une malposition d'une canine dans cet ordre de grandeur n'est pas un fait exceptionnel. Il est donc intéressant de connaître l'intensité des forces que le fil peut appliquer à l'intérieur d'une attache sur une dent présentant une telle malposition et surtout ceci nous rend vigilent quant aux risques d'effets délétères (douleur, résorptions radiculaires, perte parodontale par exemple).

Enfin, tous les résultats expérimentaux présentés dans ce chapitre, ont servi de données d'entrée pour le modèle numérique, décrit dans la prochaine partie du manuscrit.

CHAPITRE V. MODELISATION NUMERIQUE

5.1. PROBLEMATIQUES

Obtenir un modèle représentant des situations cliniques pour quantifier les forces et moments présents à l'intérieur des attaches orthodontiques dans les trois dimensions de l'espace à l'échelle d'une arcade dentaire

Quantifier les contraintes présentes dans le fil utilisé lors de la phase orthodontique de nivellement selon différentes situations cliniques (les contraintes appartiennent-elles à la zone de déformation élastique, super-élastique ou plastique de l'alliage Nickel-Titane ?)

5.2. CONTRIBUTIONS POUR L'ELABORATION DES MODELES NUMERIQUES

5.2.1. Apport des données d'imagerie médicale tridimensionnelle

Les images médicales tridimensionnelles utilisées pour l'étude proviennent de *Cone beam computed tomography* CBCT prescrits dans le cadre d'une prise en charge orthodontique standard sans modification liée au protocole de recherche, pour des patients suivis au sein de l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg (HUS). Une autorisation préalable du comité d'éthique n'a donc pas été nécessaire, après consultation du Président du comité d'éthique des HUS, le Pr François Clauss.

5.2.2. Apports de données cliniques pour la conception des brackets, du fil et des ligatures

Ma contribution a été de fournir un contexte clinique d'étude et de participer aux premières étapes de création des éléments du modèle :

- La modélisation des attaches (Victory 3M, gorges de dimensions 0,457 × 0,635 mm (ou 0.018 × 0.025 inch), en acier inoxydable 17-4pH). Les cotes des attaches ont été respectées lors de leur création sur le logiciel Solidworks®, Dassault Systèmes. Leur géométrie a été simplifiée avec chanfrein au niveau des bords, pour favoriser le contact.
- La modélisation du fil de section ronde, 0,356 mm de diamètre (0.014 inch) (Abaqus®, Dassault Systèmes).

Dans les différents modèles, les distances inter-brackets et les mesures des brackets sont respectées (*Figure 101*) en tenant compte des dimensions anatomiques des dents maxillaires (Nelson, 2009).

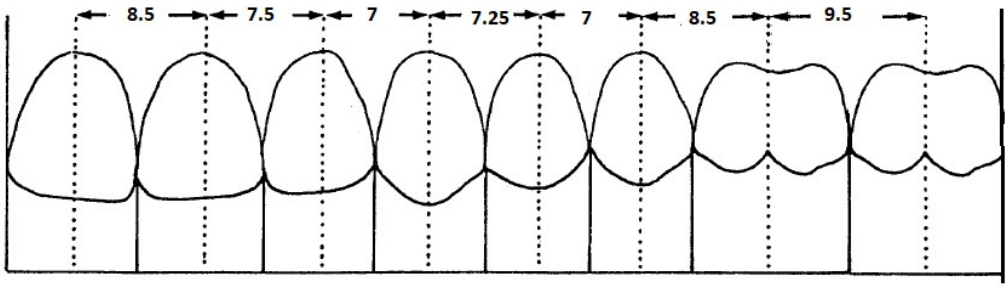
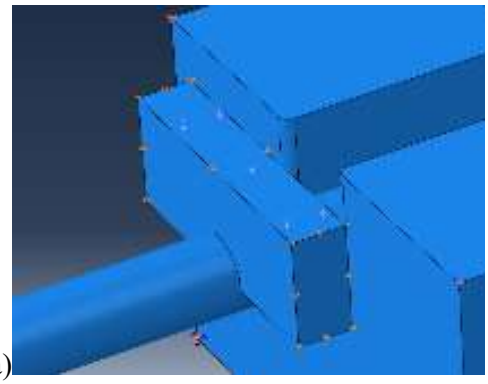
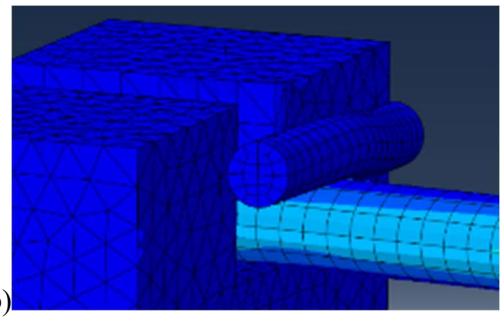


Figure 101 : les distances inter-brackets sont respectées en tenant compte des dimensions anatomiques des dents maxillaires et des mesures des brackets (Nelson, 2009).

- La modélisation des ligatures puis évolution dans leur modélisation pour mieux simuler les situations cliniques (*Figure 102 a et b*). Nous avons particulièrement discuté du rôle des ligatures élastomériques. Une première représentation utilisait des parallélogrammes rectangles découpés selon un demi cylindre à l'endroit en contact avec le fil (*Figure 102 a*). Cette représentation n'avait pas permis de reproduire les expérimentations de quantification des forces de frottement. Nous avons fait évoluer leur représentation en cylindres avec une zone de contact elliptique avec le fil (*Figure 102 b*), avec des résultats plus concordants avec les valeurs expérimentales.

a)


b)


Figures 102 : a) représentation initiale des ligatures élastomérique,
b) évolution des représentations des ligatures élastomériques.

Elles ont été modélisées au niveau de leur contact avec le fil de part et d'autre des attaches. Grâce à cette caractéristique, les extrémités du fil dans Abaqus® n'ont pas eu besoin d'être ancrées, ce qui nous permet de nous rapprocher des situations cliniques et expérimentales.

5.2.3. Apport des données d'entrée issues de la phase expérimentale

Pour la suite du travail, j'ai apporté les données expérimentales et la littérature orthodontique, qui ont permis de définir les conditions limites et de quantification des forces de frottement présentes dans le système attache-fil-ligature.

Prise en compte de 3 paramètres pour caractériser le frottement global du système bracket-fil-ligature, 2 paramètres ont été définis grâce à la littérature et l'expérimentation :

- Le coefficient de frottement fil/bracket (NiTi/acier inox) : 0,4 en milieu sec et 0,25 en milieu humide (Kusy, 1997 ; Lombardo, 2014).
- La force de plaquage de la ligature sur le fil : force équivalente de 1 N (0,5N / côté de l'attache), validée par l'expérimentation.

Le coefficient de frottement ligature/fil a été déterminé numériquement.

Différentes simulations de validation ont été effectuées et confrontées aux valeurs expérimentales. La référence expérimentale utilisée a été la quantification des forces de frottement cinématique en présence de 3 brackets alignés sur une plaquette plane (*Figure 103*).

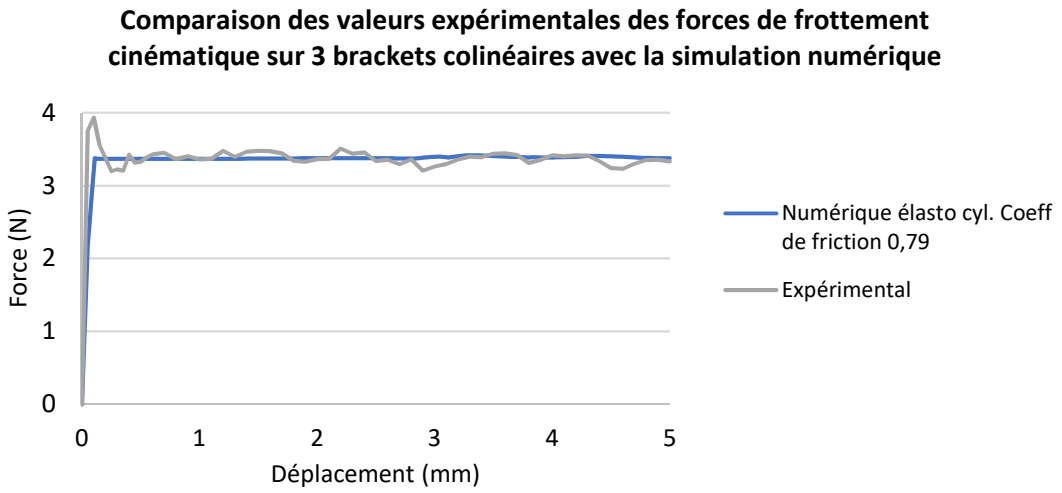
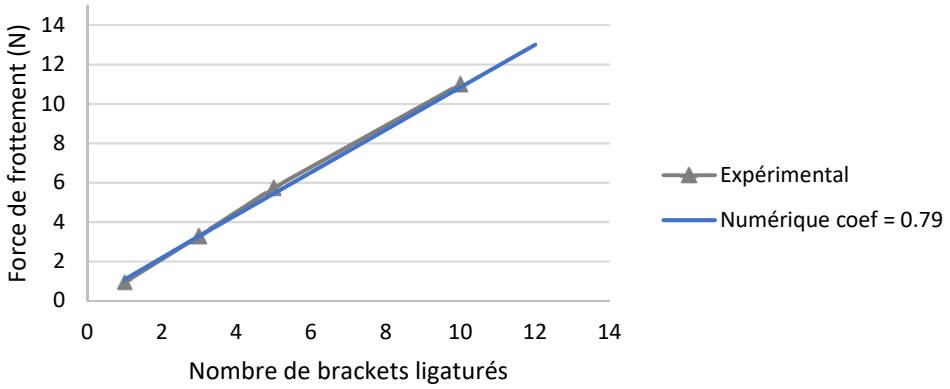


Figure 103 : validation du coefficient de frottement ligature/fil avec la situation expérimentale comprenant 3 brackets colinéaires.

Puis les simulations ont été faites sur 5 et 10 brackets et comparées aux forces de décrochement obtenues expérimentalement. Le coefficient de frottement ligature/fil a été évalué à 0.79.

Une relation linéaire lie le nombre de brackets et la force de frottement cinématique de l'assemblage fil/attache/ligature (*Figure 104*).



Nombre de brackets colinéaires ligaturés	Moyenne de la force de frottement cinématique expérimentale (N)	[min; max] (N)
1 bracket	1	[0,92; 1,1]
3 brackets	3,3	[3; 3,5]
5 brackets	5,75	[5,1; 6,2]
10 brackets	12	[11; 13,3]

Figure 104 : détermination du coefficient de frottement cinématique entre les ligatures et le fil par comparaison avec les résultats expérimentaux.

Le modèle a été conçu avec comme hypothèse qu'il n'existe entre la ligature et le fil qu'une translation possible et rien d'autre. Les ligatures ont la possibilité de se déplacer au niveau de la zone en contact avec le fil selon l'axe du fil mais les extrémités et contours de la ligature ne peuvent se déplacer que verticalement.

Le comportement du fil Nickel-Titane

Les données expérimentales issues de l'essai de traction pure mené sur le fi NiTi (cf. paragraphe 4.2.1.2.) ont servi dans l'élaboration des modèles numériques, notamment la valeur du plateau super-élastique se situant autour de 350-400 MPa à 35°C.

5.3. OBTENTION DU MODELE NUMERIQUE

Dr Boris Piotrowski, Maître de Conférences, appartenant au laboratoire d'Etude des Microstructures et de Mécanique des Matériaux (LEM 3) UMR CNRS 7239 de l'Université de Metz (dirigé par Pr El Mostafa DAYA) et au Centre d'Innovation et de Recherche franco-allemand Associé de Metz (CIRAM)) et M Paul Didier, doctorant (Ecole Doctorale EMMA, ED 409) ont réalisé la segmentation des images DICOM des CBCT (Mimics®, Materialise) puis ont conçu et développé les modèles numériques.

Réalisation de 3 modèles successifs :

- **Modèle 1 rectiligne puis courbe** : quantification des forces de frottement sur une plaquette rectiligne puis courbe (3, 5 et 10 brackets ligaturés), traction dans l'axe principal du fil.
- **Modèle 2 rectiligne puis courbe** : déplacement vertical d'un bracket sur une plaquette rectiligne puis courbe (3, 5 et 10 brackets ligaturés), traction orthogonale à l'axe principal du fil.
- **Modèle 3 :** position des brackets selon une situation clinique pré-traitement et déformation du fil lors de son insertion dans les gorges des brackets.

Une loi de comportement phénoménologique simulant le comportement des alliages à mémoire de forme polycristallins est fondée sur les travaux de Patoor et coll. (Patoor, 1987) et Peultier et coll. (Peultier, 2006). Elle a été utilisée pour ce travail par Boris Piotrowski et Paul Didier. Cette loi tridimensionnelle est intégrée à un code de calcul par éléments finis (ABAQUS®) à travers une subroutine UMAT (User Material) codée en langage Fortran et présente les caractéristiques suivantes :

- Elle prend en compte plusieurs mécanismes de déformation : élasticité, déformation de transformation de phase et réorientation des variantes de martensite.
- Elle possède deux variables internes : la fraction de martensite et le tenseur de déformation de transformation (il s'agit de variables internes au programme dont on cherche à connaître l'évolution dans chaque élément du modèle. Ces variables sont directement liées aux forces motrices du modèle, qui permettent de faire évoluer la transformation des variantes de martensite et leur orientation ou ré-orientation).
- Elle permet de simuler la transformation de phase réversible entre la phase austénitique et la phase martensitique.
- Elle permet la simulation de l'orientation de martensite auto-accommodée et la ré-orientation de martensite.

- La résolution globale de la loi de comportement se fait par un mécanisme de prédiction/correction, qui permet de détecter l'activation ou non des mécanismes de déformation et de résoudre le problème global par un schéma implicite de Newton-Raphson.

Cette loi a fait l'objet de publications (Sittner, 2009 ; Chemisky, 2011) et permet de caractériser de façon fiable le comportement des alliages à mémoire de forme (AMF). La loi de comportement AMF est représentée dans la *Figure 105*. La plage du domaine super-élastique se situe entre 1 et 5% de déformation, pour des contraintes allant de 350 à 400 MPa environ.

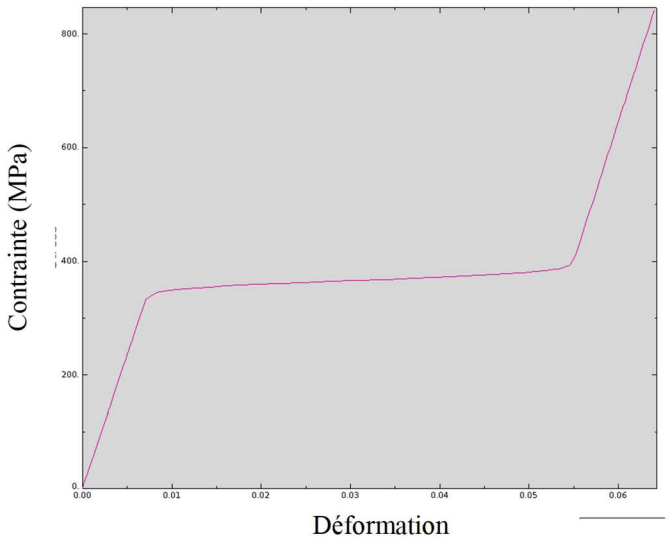


Figure 105 : loi de comportement AMF utilisée pour notre modélisation numérique.

La loi AMF utilisée numériquement a été confrontée aux essais expérimentaux en traction pure effectués sur l'arc NiTi (0.014 NiTinol^{TM} réf. WON 7000, RMO) décrit dans le paragraphe 4.2.1.2. Un essai de traction numérique a été mené et son résultat a été comparé aux résultats expérimentaux de traction pure, ce qui a permis de confirmer que la loi AMF pouvait être appliquée dans le cas particulier du fil orthodontique choisi pour nos expérimentations.

5.4. METHODOLOGIE ET RESULTATS NUMERIQUES

Les modèles ont été conçus selon une même méthodologie et selon les caractéristiques précédemment citées. Chacun a été construit avec 3, puis 5, puis 10 attaches ligaturées.

Même si une arcade dentaire appareillée comporte 14 attaches, les deux dernières de chaque côté sont des tubes et non des brackets et ne nécessitent pas de ligatures élastomériques pour maintenir le fil en position (*Figure 106*). Le fil orthodontique étudié étant sous-dimensionné par rapport à la taille des gorges des attaches et des tubes, les forces de frottement de ce fil à l'intérieur des tubes sont négligeables. Ces deux tubes supplémentaires en fin d'arcade n'ont pas été modélisés.

L'expérimentation a montré qu'il n'y avait pas de différence au niveau des forces de frottement si on étudie les 10 attaches et 4 tubes ou uniquement les 10 attaches ligaturées.

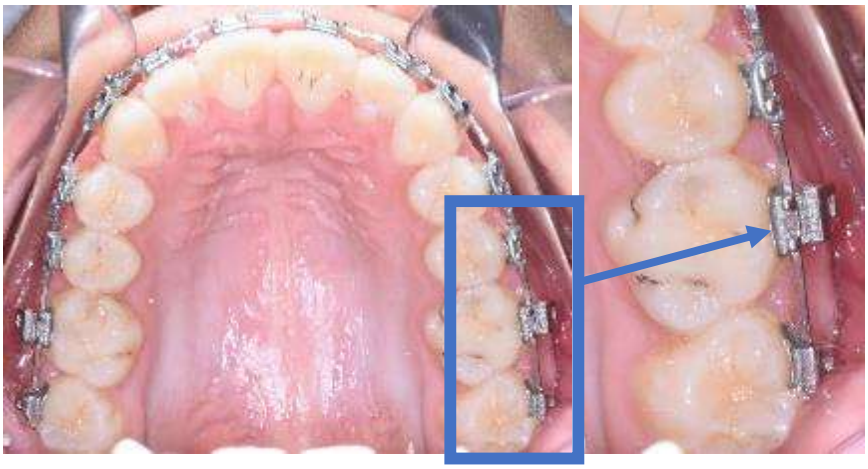


Figure 106 : les deux dernières attaches de chaque côté sont des tubes et non des brackets et ne nécessite pas de ligatures élastomériques pour maintenir le fil en position.

5.4.1. Analyse des résultats numériques

Tous les modèles ont dans un premier temps été testés avec une loi de comportement linéaire élastique attribuée au fil orthodontique. Selon les résultats, notamment les contraintes enregistrées dans le fil, la loi AMF a été inclus dans certains modèles. La loi AMF a été utilisée quand le comportement du fil dépassait la limité élastique (environ 350-400 MPa).

Une fois les différents modèles numériques créés,

- J'ai réalisé les analyses numériques qui ne nécessitaient pas l'intégration de la loi AMF. Il s'agissait des situations de faible charge, les modèles rectilignes étudiant les frottements ainsi que le modèle global issu d'un CBCT d'un patient.

- Les autres analyses, qui ont nécessité la mise en œuvre de la loi AMF ont été faites par Boris Piotrowski et Paul Didier. J'ai réalisé pour ces situations l'interprétation des résultats.

5.4.2. Quantification des forces de frottement cinématique lors de la traction du fil

Objectif

Evaluer les forces de frottement cinématique lors d'une traction du fil dans son axe à travers 3, 5 et 10 brackets colinéaires, puis alignés sur une arcade courbe. Cette caractérisation est la première étape pour la conception d'un modèle numérique global définissant les forces et moments présents dans les trois dimensions de l'espace sur une arcade entière (modèle 3).

La phase expérimentale a permis de définir les niveaux de forces attendus lors de la traction du fil orthodontique à travers un nombre croissant d'attaches, colinéaires et alignées sur une courbure d'arcade. Cependant, pour intégrer ces valeurs dans les modèles numériques, il a fallu décomposer les phénomènes produisant le frottement, le frottement entre l'arc et le bracket, entre la ligature et le fil ainsi que la pression exercée par la ligature sur le fil. Une fois ces caractéristiques obtenues et validées. Le modèle avec 3 attaches alignées sur une plaquette rectiligne a servi de référence pour calibrer les coefficients de frottement, appelé modèle 1. Nous avons ensuite étendu le modèle initial avec plus de brackets pris en compte (5 et 10 attaches), ainsi qu'en modélisant ensuite la courbure d'arcade.

Cette étape numérique a été validée en comparant les valeurs obtenues avec celles issues de l'expérimentation.

Résultats

Modèle 1 rectiligne

La modélisation avec 5 attaches correspond aux valeurs trouvées expérimentalement. Les mesures expérimentales pour le glissement sur 10 attaches ligaturées sont comprises entre 11 et 13,3 N, le résultat numérique est inclus dans la barre d'erreur (± 1,15 N) des mesures expérimentales (*Figure 107*).

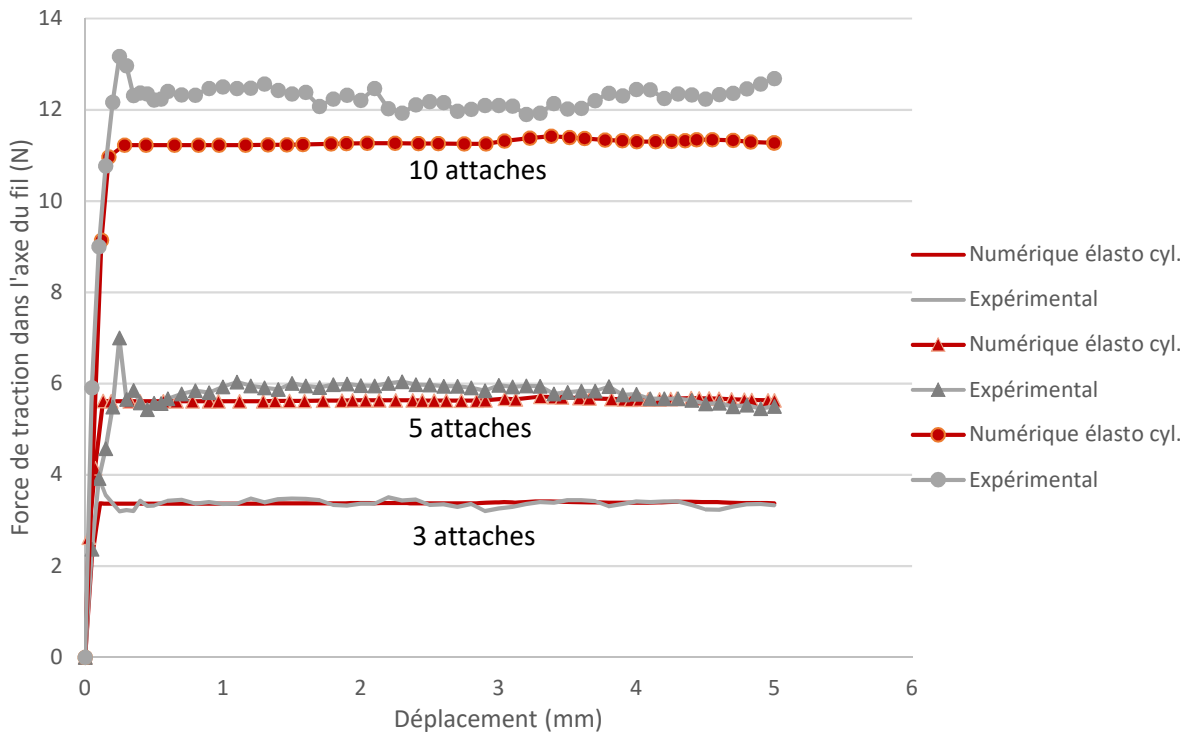


Figure 107 : comparaison des valeur expérimentales (en gris) avec les valeurs numériques (en rouge) des forces de frottement sur les plaquettes rectilignes avec 3 (trait plein), 5(triangle) et 10 (rond) attaches alignées.

Les différences observées entre les deux types de résultats peuvent être en partie expliquées par la variabilité expérimentale liées aux ligatures (paragraphe 4.8.).

Une dernière conclusion pour ce modèle 1 rectiligne porte sur les contraintes dans le fil obtenues dans le modèle éléments finis. Elles sont inférieures à 400 MPa donc restent dans le domaine élastique. Le matériau ne transforme pas, les contraintes sont faibles, donc les résultats n'ont pas eu besoin d'être extrapolés avec l'attribution d'une loi AMF pour le fil.

Modèle 1 courbe

La loi de comportement AMF a été attribuée au fil car une faible fraction volumique du matériau entre en transformation de phase (*Figure 108*).

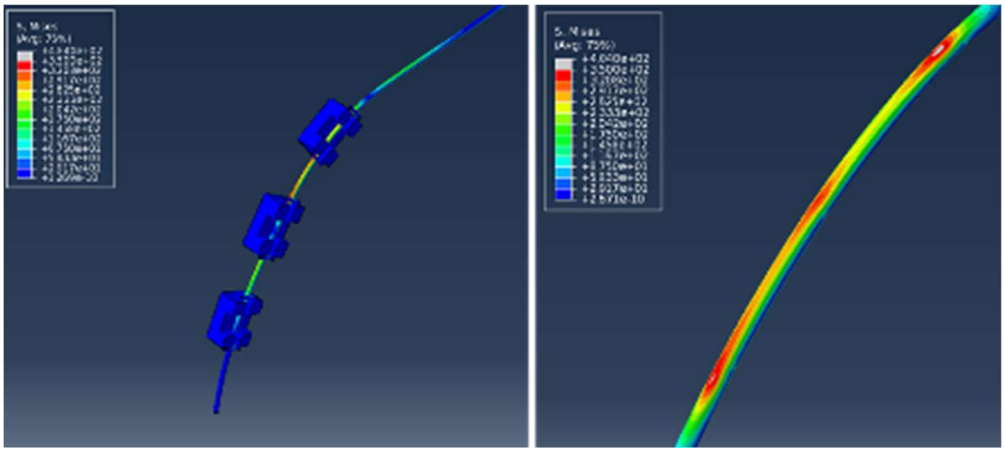


Figure 108 : en gris, volume de fil qui débute la phase de super-élasticité.

Remarque : la première partie de courbe des résultats numériques est parallèle aux données expérimentales mais décalée probablement à cause de la précharge imposée expérimentalement et non numériquement (*Figure 109*).

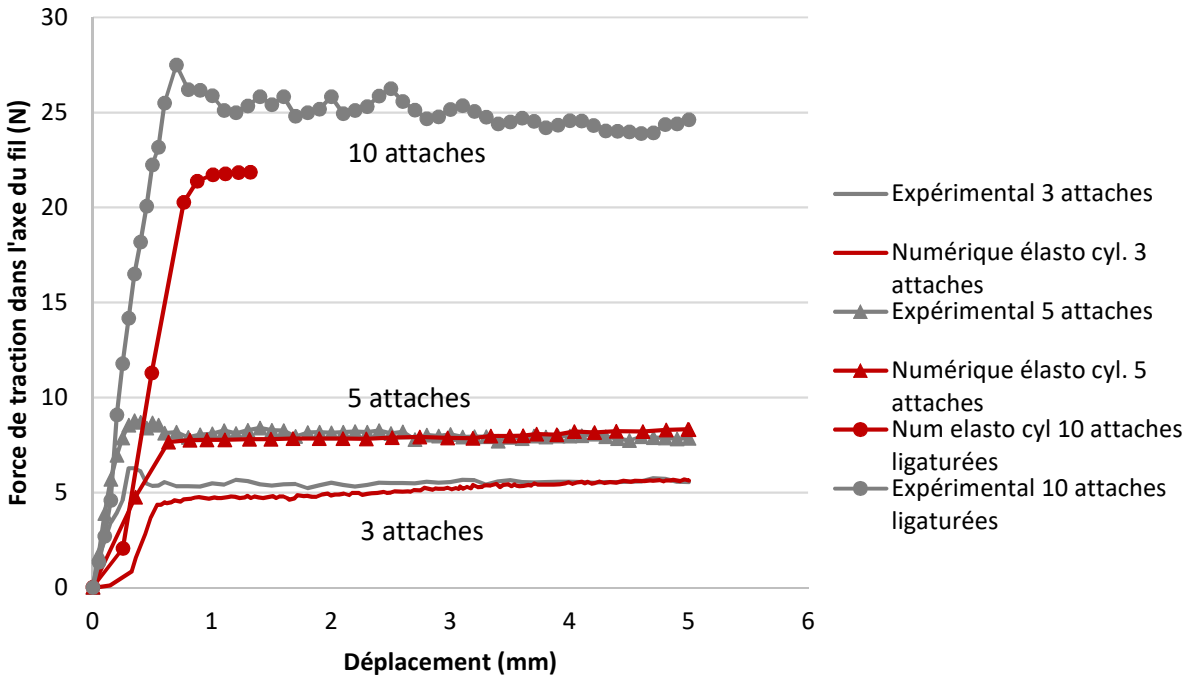


Figure 109 : comparaison des valeurs expérimentales (en gris) avec les valeurs numériques (en rouge) des forces de frottement sur les plaquettes courbes avec 3 (trait plein), 5(triangle) et 10 (rond) attaches.

Expérimentalement, même si les collages des attaches ont été effectués par un opérateur habitué à réaliser des collages d'attaches orthodontiques et avec des jauges pour contrôler le bon alignement des attaches, un certain degré de liberté a pu persister. Nous avons également visualisé numériquement la prise en compte de l'angulation de +/- 2°de l'attache N°5 sur la configuration 5 attaches colinéaires (*Figure 110*).

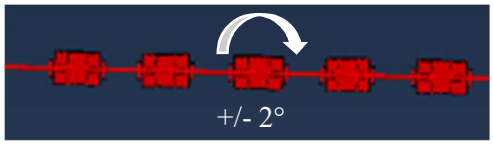


Figure 110 : simulation de 5 attaches colinéaires, avec une modification de l'angulation du bracket 5 (bracket au milieu de l'assemblage) lors des essais de traction axiale du fil le long de son grand axe.

Cette simulation numérique a permis de montrer que même un défaut d'alignement de la gorge d'une attache de 2° (peut perceptible à l'œil nu) entraine une modification de près de 0,5 N sur les forces de frottement cinématique enregistrées lors d'un déplacement du fil de 4,5 mm (*Figure 111*).

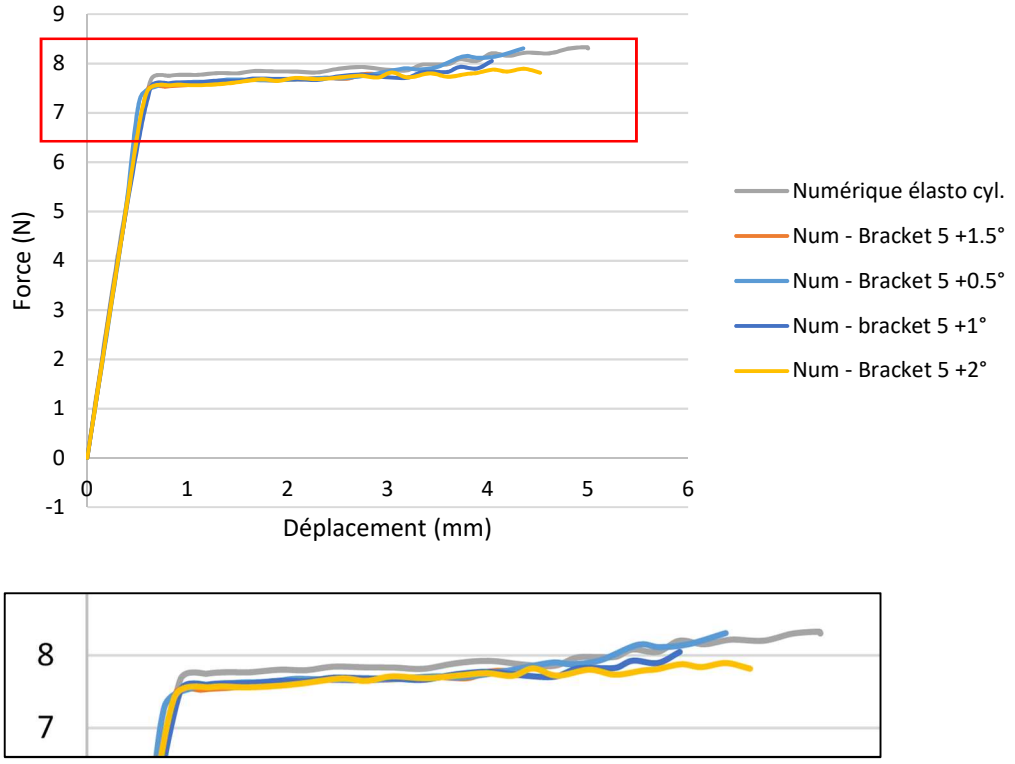


Figure 111 : quantification des efforts en fonction de différentes angulations de l'attache N° 5.

Cette information est importante au cours de la simulation et peut expliquer une certaine marge entre les résultats expérimentaux et numériques.

5.4.3. Quantification des forces corono-apicales ou verticales

Objectif

Après avoir valider numériquement la quantification des forces de frottement cinématique, nous avons cherché à compléter le premier modèle en ajoutant un déplacement vertical d'une attache, celui de la canine maxillaire droite (attache N°5). Nous avons également suivi une démarche progressive en travaillant avec un nombre croissant d'attaches (3, 5 puis 10) colinéaires puis alignées sur une arcade. L'évaluation porte cette fois-ci sur les forces corono-apicales (ou verticales). A nouveau, les résultats numériques ont été confrontés aux résultats expérimentaux pour valider ce modèle 2 rectiligne et courbe.

De plus, nous avons quantifié par la modélisation numérique, la distribution des contraintes dans le fil lors du déplacement vertical d'une attache, ce qui n'avait pas été possible *in-vitro.*

La loi linéaire élastique a été attribuée au comportement du fil, puis la loi AMF a été utilisée lorsque les contraintes à l'intérieur du fil dépassaient 350-400 MPa.

Résultats

Modèle 2 rectiligne

Le modèle 2 ne converge pas numériquement jusqu'à un déplacement corono-apical (ou vertical) de 5 mm. Il s'arrête quand les déformations imposées dans le fil rentrent dans le domaine plastique. En effet, la loi AMF n'intègre pas la plastification du fil au-delà d'une certaine transformation martensitique (saturation de la déformation plastique non prises en compte dans le modèle), ce qui a pour conséquence de rigidifier le comportement du fil empêchant la convergence numérique.

La modélisation incluant 3 attaches (*Figure 112 a*) montre que les zones du fil qui travaillent principalement au cours du déplacement sont celles situées aux extrémités de l'attache déplacée et celles des attaches adjacentes (*Figure 112 b*).

a)

b)

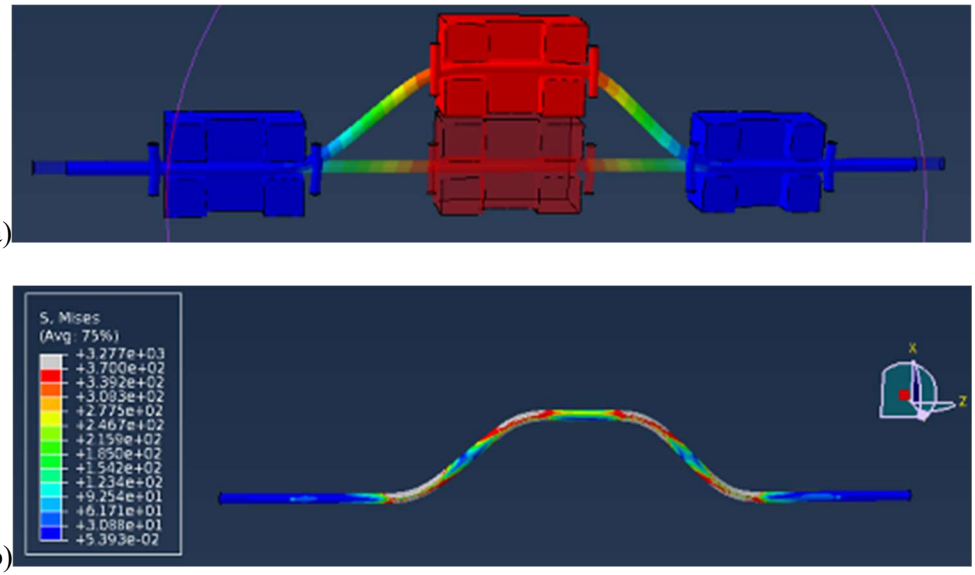


Figure 112 : a) modélisation en termes de déplacement,
b) modélisation en termes de contraintes, en gris sont représentées les contraintes > 370MPa, ces zones sont au moins dans la phase super-élastique.

Lorsque 5 attaches sont modélisées, le calcul est stoppé pour un déplacement de 3,09 mm (*Figure 113*)

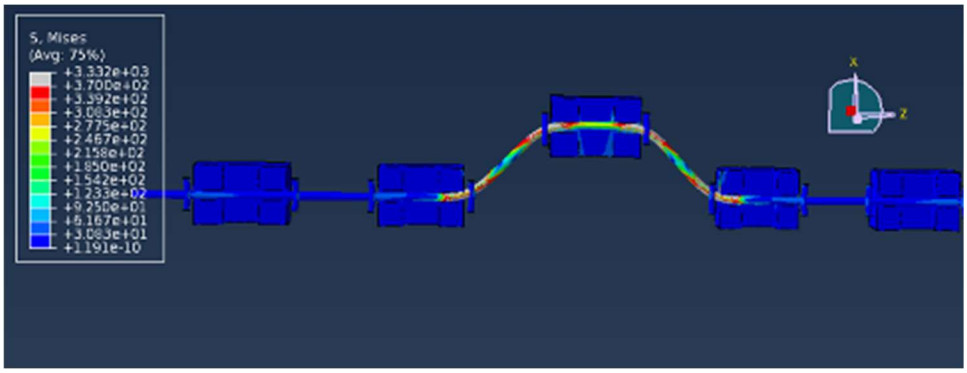


Figure 113 : modélisation avec 5 attaches colinéaires, pour un déplacement de 3,09mm.

Lorsque 10 attaches colinéaires sont modélisées, le calcul est stoppé pour déplacement de 1,64 mm (*Figure 114*).

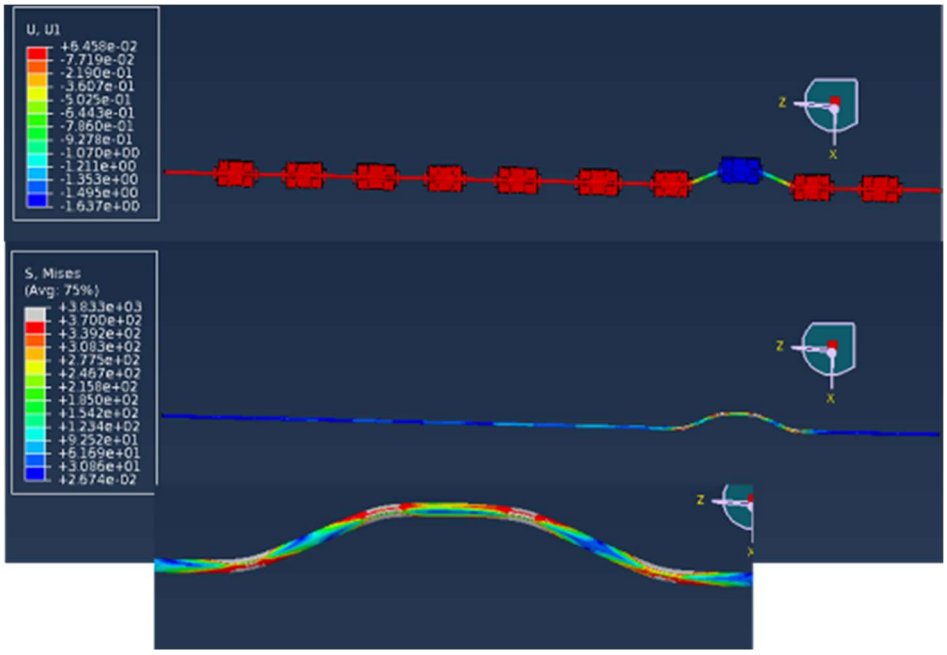


Figure 114 : modélisation avec 10 attaches colinéaires, pour un déplacement de 1,64mm.

Modèle 2 courbe

Lorsque 3 attaches sont modélisées, le calcul est stoppé pour un déplacement de 2,66 mm (*Figure 115*).

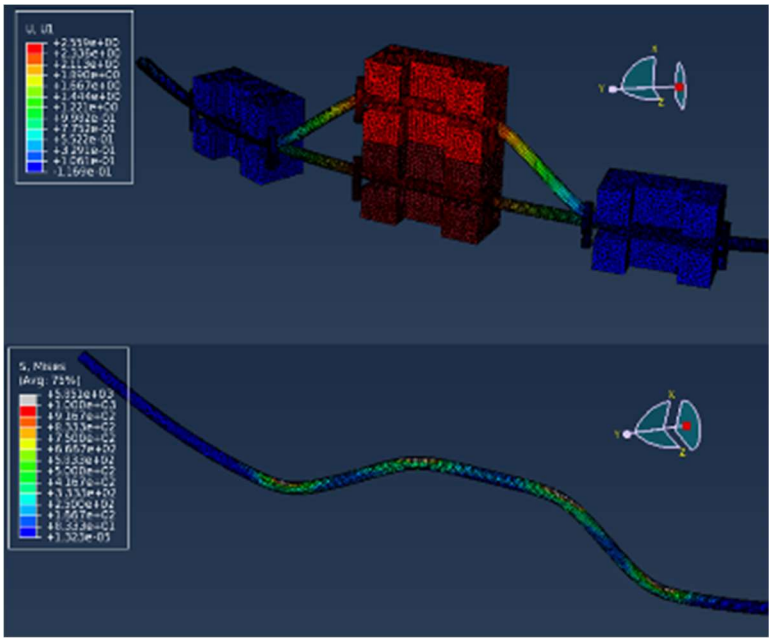


Figure 115 : modélisation avec 3 attaches colinéaires, pour un déplacement de 2,66mm.

Lorsque 5 attaches sont modélisées, le calcul est stoppé pour déplacement de 2,56 mm (*Figure 116*).

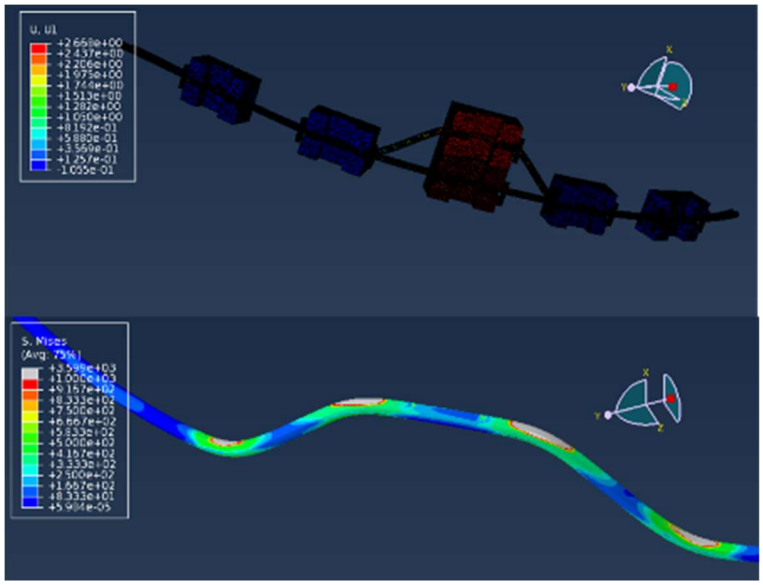


Figure 116 : modélisation avec 5 attaches colinéaires, pour un déplacement de 2,56mm.

Lorsque la contrainte appliquée dans le fil est supérieure à 350-400 MPa, certaines zones du matériau, schématisées en couleur rouge et grise, vont plastifier. Ces zones se localisent, en premier lieu au niveau des zones de contact avec les extrémités des attaches. Puis au fur et à mesure de l'évolution du déplacement, ces zones plastiques vont correspondre à un volume du fil de plus en plus important (*Figure 117*).

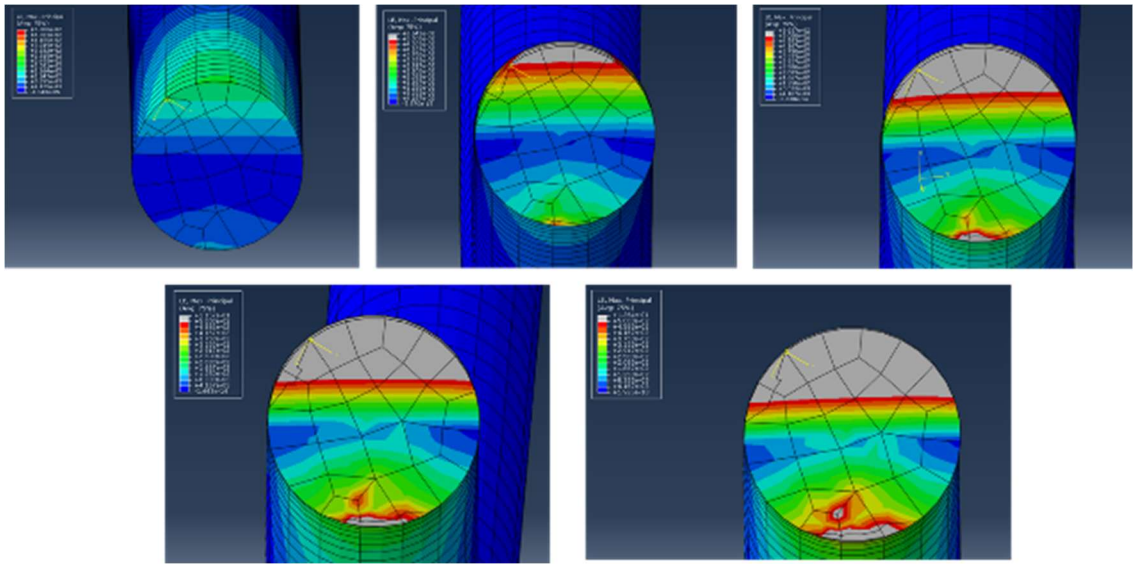


Figure 117 : caractérisation des contraintes présentes dans le fil selon l'augmentation du déplacement corono-apical (ou vertical) de 0,1 à 2,5 mm imposé à l'attache 5, dans la simulation avec 3 attaches colinéaires.

Ce phénomène, couplé au phénomène d'arc-boutement du fil au cours du déplacement vont s'associer et expliquer que le matériau NiTi au-delà d'une certaine contrainte ne va plus exprimer ses caractéristiques super-élastiques, notamment la présence d'un plateau au cours de la phase de décharge. Les forces de rappel présentes grâce aux propriétés super-élastiques, permettant au fil de retrouver sa forme initiale, sont en concurrence directe avec le phénomène de plasticité induit par le déplacement imposé. Nous observons dans notre configuration que cette limite se situe à 2,43 mm de déplacement corono-apical (ou vertical) de l'attache de la canine maxillaire droite, pour un fil de diamètre 0,356 mm (0.014 inch) en NiTi sur une arcade courbe. La non-convergence du modèle numérique implique une déformation plastique dans le fil et que par conséquence la limite de déformation super-élastique est déjà dépassée.

5.4.4. Modélisation d'une arcade dentaire entière appareillée

Objectif

Grâce aux modèles 1 et 2 décrits précédemment, rectilignes et courbes, validés expérimentalement, nous avons pu aboutir à un modèle 3 se rapprochant d'une réalité clinique.

Ce modèle est composé de l'ensemble des 10 attaches ligaturées, positionnées sur une arcade courbe issue d'une géométrie réelle segmentée à partir d'un CBCT d'un patient (*Figure 118 a, b et c*).

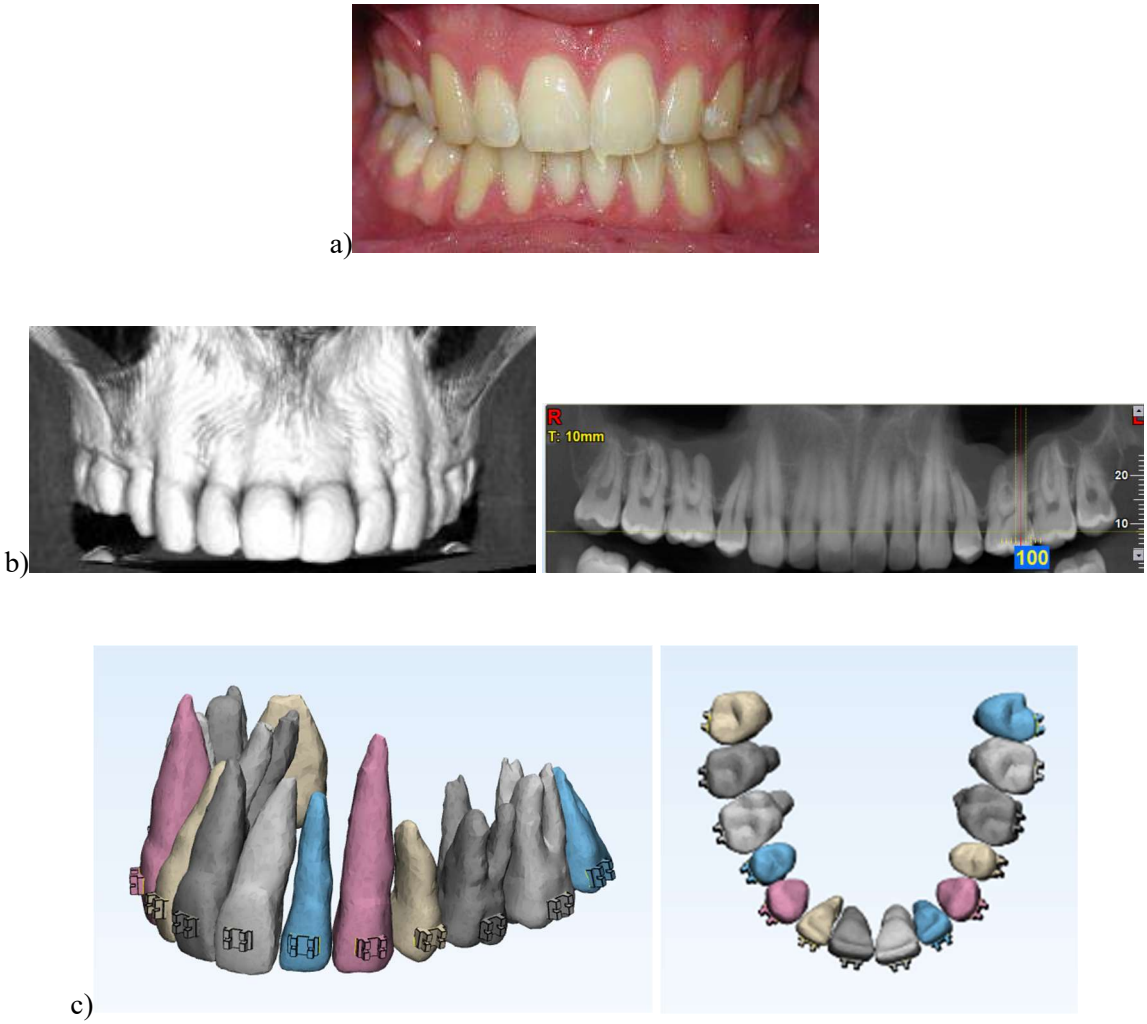


Figure 118 : a) vue endobuccale d'un patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie dento-faciale, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, dirigée par Dr Y. Bolender.
b) reconstruction volumique issue du CBCT (réalisé par Unité Fonctionnelle de Radiologie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, dirigée par Dr C.-I. Gros) du même patient avec la représentation bidimensionnelle de l'arcade maxillaire à droite
c) positionnement des attaches sur l'arcade maxillaire issue de la géométrie réelle du même patient, obtenue grâce à la segmentation du CBCT.

Le positionnement des attaches (hauteur de collage, angulation) répond aux règles usitées en clinique (MacLaughlin, 2002) (*Figure 119 a et b*).

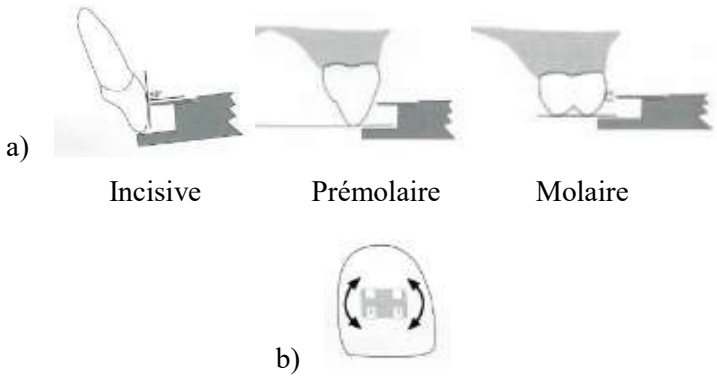


Figure 119: a) positionnement vertical des attaches,
b) angulation des attaches sur une vue de face d'une couronne dentaire (issues de MacLaughlin, 2002).

Le *Tableau 16* référence les hauteurs de collage moyennes (en millimètres) séparant les gorges des différentes attaches par rapport aux bords libres des incisives et des cuspides vestibulaires des prémolaires et molaires maxillaires.

Dents maxillaires	**Incisive centrale**	**Incisive latérale**	**Canine**	**1ère prémolaire**	**2ème prémolaire**	**1ère molaire**	**2ème molaire**
Moyenne (mm)	5	4,5	5	4,5	4	3	2

Tableau 16 : hauteurs de collage recommandées pour les dents maxillaires (Mac Laughlin, 2002).

Ce dernier modèle numérique correspond au modèle permettant de déterminer l'ensemble des forces et moments appliqués individuellement sur chaque dent d'une arcade dentaire dans les trois dimensions de l'espace lors de la phase de nivellement à l'insertion d'un fil NiTi de diamètre 0,356mm (soit 0.014 inch), selon des configurations se rapprochant des situations cliniques avant traitement ODF.

Dans un premier temps, seule une loi linéaire élastique a été appliquée, notamment pour des raisons de temps de calcul et de convergence. La loi AMF a été appliquée dans un second temps.

Résultats

Les attaches ont été positionnées sur un arc idéal. Les ligatures ont ensuite été appliquées. Puis un déplacement tridimensionnel a été imposé à chaque attache (au niveau de son intrados) pour la faire coïncider avec sa position de la situation clinique exposée ci-dessus. Par soucis de simplification, la première attache (attache 3) a été prise comme position de référence (*Figure 120*).

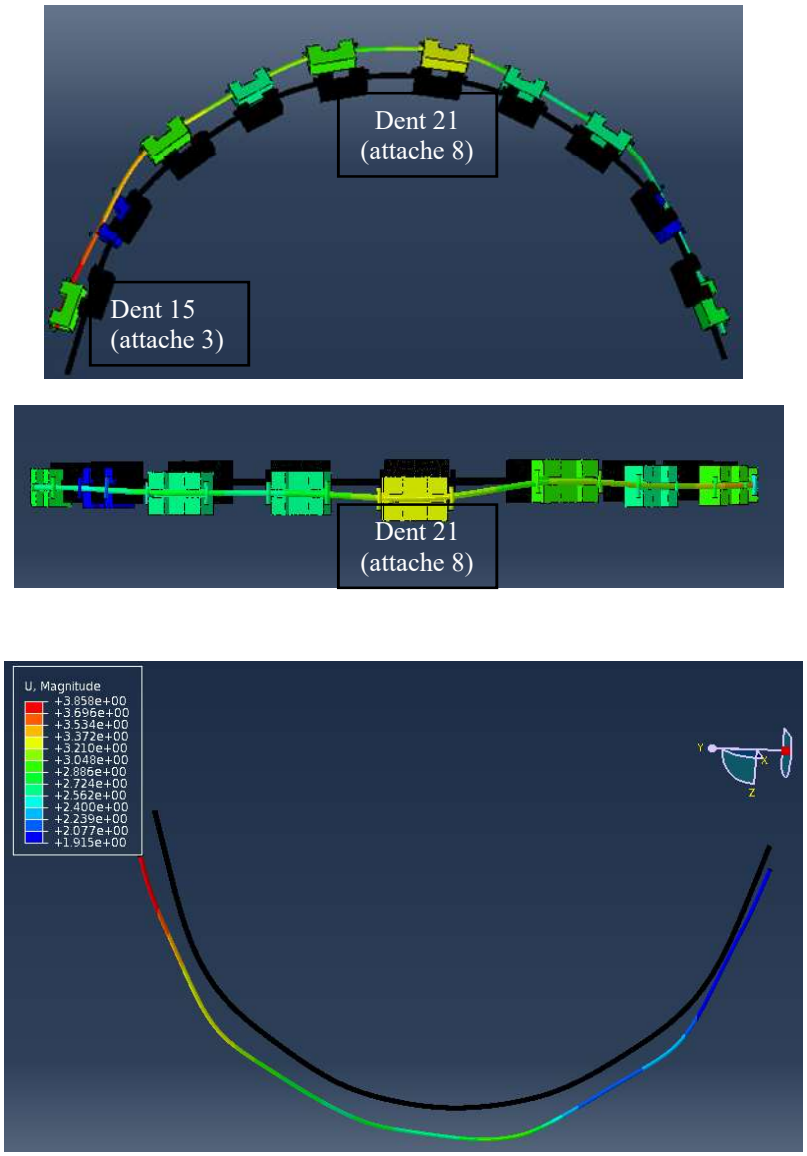


Figure 120 : modélisation du déplacement (U, Magnitude en mm) imposé au système fil/ligature/attache pour faire coïncider le modèle avec la situation clinique étudiée.

Le modèle représente 10 attaches (de l'attache N°3 à la N° 12) et permet de quantifier les forces résultantes et moments présents à l'insertion du fil lors de la première étape de traitement orthodontique (*Figure 121*).

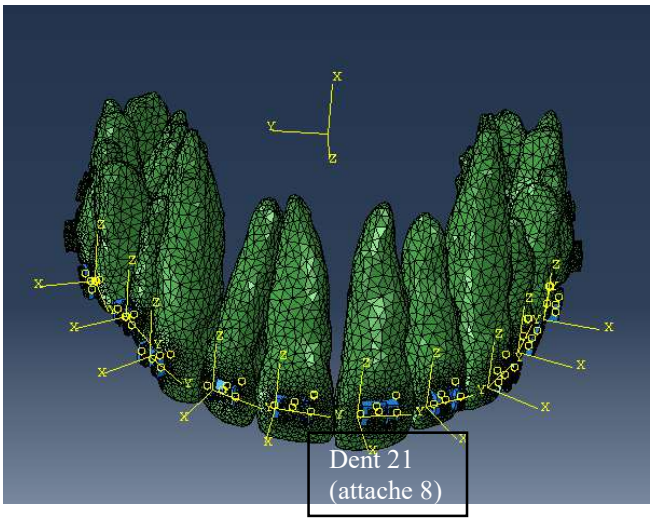


Figure 121 : modélisation d'une arcade courbe en trois dimensions lors de l'insertion du premier arc orthodontique.

Nous avons pu mettre en évidence deux types de résultats. Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés aux contraintes présentes à l'intérieur du fil, une fois que celui-ci a été inséré dans les gorges des attaches, elles-mêmes déplacées selon la configuration d'une situation clinique pré-traitement (*Figure 122*).

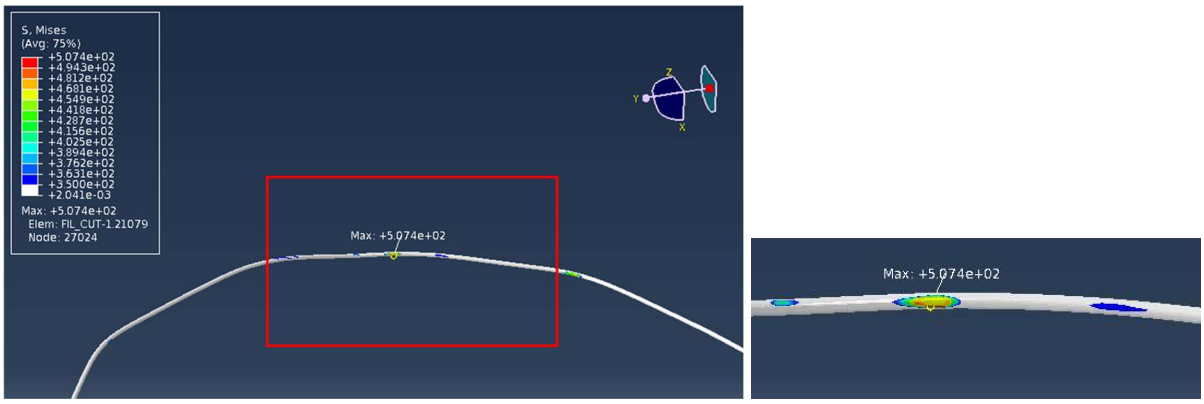


Figure 122 : représentation des contraintes (S, Mises) présentes à l'intérieur du fil orthodontique lors d'une situation clinique pré-traitement.

On observe que les zones subissant une transformation martensitique sont peu étendues dans les plages de déplacement imposés par cette situation clinique. Le domaine du fil principalement utilisé pour ces déplacements, inférieurs à 3 mm, est donc le domaine élastique de l'alliage en Nickel-Titane.

De plus, nous avons pu quantifier numériquement les forces et moments présents à l'intérieur de chaque attache orthodontique lors de cette situation pré-traitement (*Tableau 17*). Pour cela, un repère local a été attribué sur l'intrados (correspond à la face interne du bracket qui est au contact de la surface externe de la dent) de chaque bracket. Le centre de ce repère est le milieu de l'intrados de l'attache d'intérêt (*Figure 123*). C'est en ce point qu'ont été déterminées les forces appliquées par le fil sur chacune des dents à travers l'attache positionnée sur sa surface externe. Les moments ont ensuite été calculés en tenant compte des cotes respectives de chaque attache.

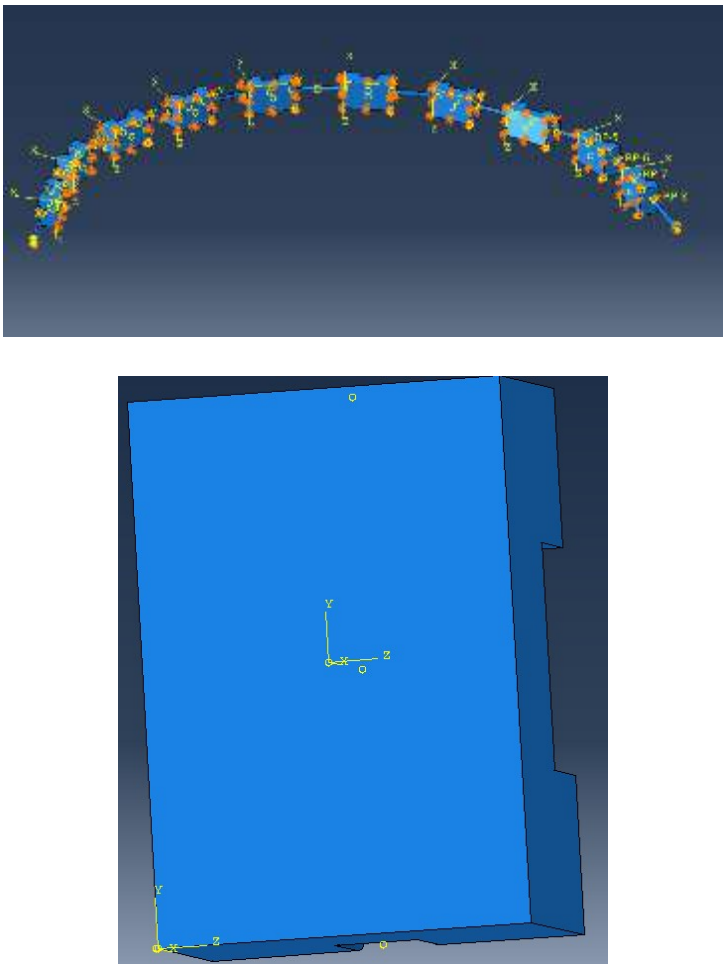


Figure 123 : détermination des repères locaux permettant de quantifier les forces et moments appliqués individuellement sur chaque attache.

Dents maxillaires (Numéro du bracket correspondant)	**Déplacement (x ; y ; z) (mm)**	**Force selon l'axe (x) (N)**	**Force selon l'axe (y) (N)**	**Force selon l'axe (z) (N)**	**Moment selon l'axe (x) (N.mm)**	**Moment selon l'axe (y) (N.mm)**	**Moment selon l'axe (z) (N.mm)**
Deuxième prémolaire droite 15 (3)	(3/-2.5/0.5)	1,68	-0,57	0,00	-0,01	0,00	-3,25
Première prémolaire droite 14 (4)	(1/-1.2/0.5)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Canine droite 13 (5)	(3.6/-1.2/0.5)	2,55	-1,59	0,00	0,02	0,03	2,67
Incisive latérale droite 12 (6)	(3.3/0.5/0.5)	1,13	-0,74	0,56	0,82	-0,68	0,95
Incisive centrale droite 11 (7)	(4/-0.75/0)	3,68	-2,66	-2,16	-2,98	2,74	1,35
Incisive centrale gauche 21 (8)	(4.5/0.6/1.5)	5,44	3,14	2,06	-2,35	-2,59	0,53
Incisive latérale gauche 22 (9)	(3/-1/1)	0,32	0,25	-0,47	0,88	0,63	-0,91
Canine gauche 23 (10)	(3/0.5/1)	2,82	1,85	0,11	0,31	-0,29	-3,02
Première prémolaire gauche 24 (11)	(0/1.5/0.5)	-0,01	0,03	-0,10	-0,10	0,15	0,06
Deuxième prémolaire gauche 25 (12)	(1/3.5/0.5)	1,46	0,56	0,01	0,01	-0,03	2,00

Tableau 17: tableau récapitulatif des forces et moments présents dans les trois dimensions de l'espace selon les déplacements imposés à chaque attache, pour le cas clinique étudié, déterminés par le modèle éléments finis.

La méthodologie décrite dans ce chapitre pourra être généralisée et appliquée aux géométries propres de chaque patient bénéficiant d'un traitement ODF, issues d'une imagerie tridimensionnelle (CBCT), effectuée avant le début du traitement. Nous pourrons ainsi définir les efforts engendrés par l'insertion d'un premier arc en alliage Nickel-Titane de diamètre 0,356 mm (0.014 inch) dans des attaches dont les gorges mesurent 0,457 × 0,635 mm (ou 0.018×0.025 inch).

La validation expérimentale de notre protocole numérique permettrait d'envisager la détermination des efforts dans d'autres situations cliniques, avec d'autres diamètres de fil et/ou d'autre type d'attaches orthodontiques.

CHAPITRE VI. DISCUSSION

Lors de la phase expérimentale, nous avons observé une déformation plastique des arcs au-delà d'un certain déplacement imposé (*Figure 124*). Nous avions alors deux hypothèses de travail, soit l'élasticité du fil était en compétition avec les possibilités de glissement du fil dans les attaches à cause des ligatures élastomériques, soit le fil subissait une telle déformation qu'une fraction volumique non négligeable de celui-ci entrait en phase plastique, provoquant la perte du comportement super-élastique du matériau.

Figure 124 : anatomie du fil orthodontique en fin d'expérimentation après un déplacement de 5 mm au niveau de l'emplacement de l'attache 5.

Les phases expérimentale et numérique ont permis d'apporter des éléments de réponse à cette problématique.

Si de faibles forces sont imposées, inférieures à 2,5 N, le comportement du fil est dans sa phase élastique (*Figure 125* (1)). La *Figure 125* montre qu'effectivement en-dessous de ce seuil, les lois de comportement élastique (en bleu) et AMF (en rouge) se superposent numériquement. De plus, la comparaison avec la courbe expérimentale en bas à droite de la *Figure 125*, atteste d'un changement de courbure avec un point d'inflexion pour un déplacement d'environ 0,5 à 0,7 mm soit une force de 2,5 N. Cliniquement, cette première conclusion signifie que pour de faibles déformations, l'alliage en Nickel-Titane testé ici n'exploite que son comportement élastique. Les forces délivrées aux dents lors de la décharge sont donc identiques aux forces de charge, décroissent de façon linéaire, sans la présence d'un « plateau super-élastique ».

Au-delà d'une force de 2,5 N, soit un déplacement de plus de 1 mm, le comportement du matériau entre dans son domaine super-élastique (*Figure 125* (2)). Cependant, ce comportement super-élastique n'est retrouvé que pour des déplacements allant jusqu'à 2,5 voire 3 mm. Les courbes expérimentales en bas à droite de la *Figure 125* permettent de visualiser la présence du « plateau de décharge », qui cliniquement intéresse les orthodontistes pour appliquer des forces dites « légères » et relativement constantes pendant une longue phase de décharge.

Lorsque le déplacement augmente au-delà de 2,5 à 3 mm, nous avons observé une perte d'efficacité du fil orthodontique, qui ne présente plus de retour super-élastique. En clinique, l'intérêt de l'utilisation de ces alliages pour ces conditions de déplacements est donc soulevé. Au-delà de ces valeurs de déplacement, la contrainte est telle que le matériau plastifie (*Figure 125* (3)). C'est grâce à l'étude numérique et à la visualisation de l'effet des contraintes à l'intérieur du fil que nous avons pu mettre en évidence l'importance de considérer la fraction volumique du matériau soumise à la transformation de phase sous contrainte à température constante. La *Figure 125* montre d'ailleurs que la loi AMF (courbe en rouge) ne converge pas au-delà d'un déplacement imposé de 2,5 mm car cette loi ne permet pas de prendre en compte la déformation plastique du matériau. On ne peut cependant pas comparer les valeurs issues du modèle numérique dans cette phase avec les valeurs expérimentales. En effet, plus la déformation plastique apparait, plus la courbe numérique devient rigide, s'éloignant des valeurs relevées expérimentalement.

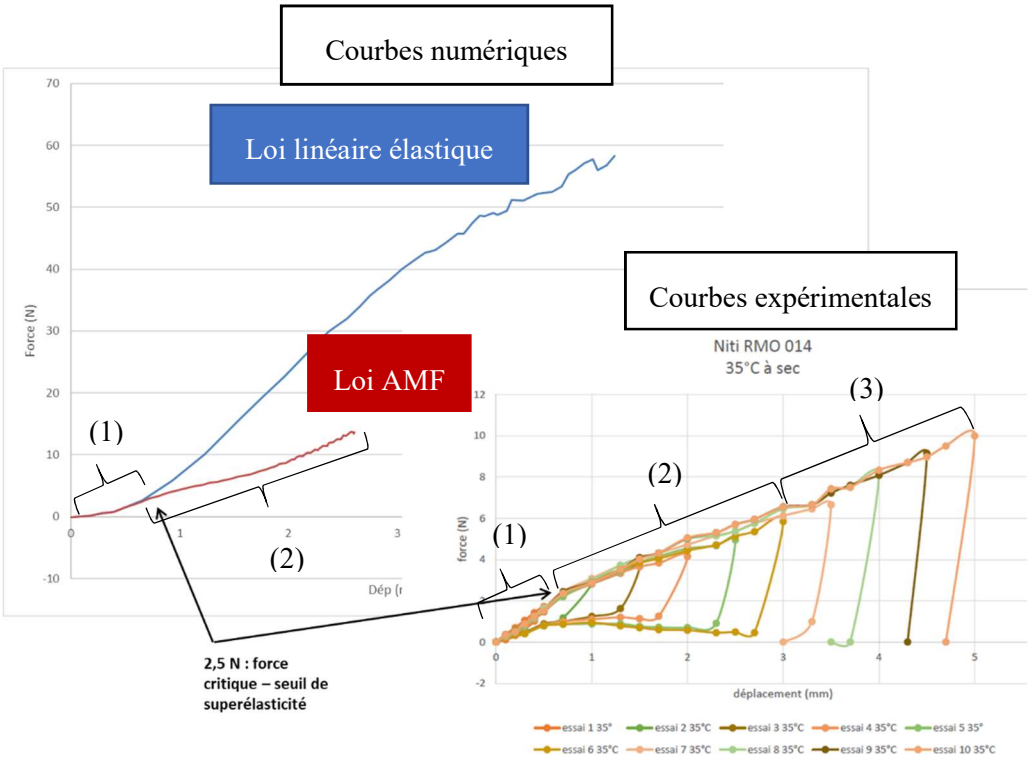


Figure 125 : comparaison des valeurs expérimentales et numérique (en bleu, loi linéaire élastique ; en rouge, loi AMF).

Notre travail apporte des données innovantes par rapport à la littérature actuelle. Il met en évidence d'une part, que les normes internationales reconnues pour tester les caractéristiques mécaniques des alliages (tests de traction pure, tests de flexion trois points) ne permettent pas d'étudier le comportement que l'on peut attendre de ces alliages en clinique.

De plus, l'environnement de test est important. Nous nous sommes rapprochés des conditions intra-orales, en adoptant une température contrôlée (35°C). Les fils ont été appliqués dans des attaches orthodontiques. Nous avons également montré que l'utilisation d'une salive artificielle n'entrainait pas de changements majeurs dans la quantification expérimentale des forces quelle que soit la direction étudiée.

En second lieu, nous avons pour la première fois pointé du doigt l'importance du comportement interne des arcs orthodontiques selon les contraintes imposées. Les firmes commerciales développent depuis les années 1980 des brackets auto-ligaturants. Ils s'appuient tous sur le même argumentaire, de vouloir améliorer l'efficacité, la rapidité et limiter les effets indésirables des traitements multi-attaches en promouvant des dispositifs diminuant « le frottement » (sans précision sur le type de frottement considéré) entre le fil et les attaches. La recherche d'attaches réduisant le frottement est certes intéressante pour notre profession notamment lors de l'utilisation de la technique d'arc droit, mais n'est pas la seule contrainte à prendre en compte. La sévérité de la malocclusion initiale va déterminer les contraintes imposées au fil lors de son insertion dans les gorges. Ces déformations imposées au fil NiTi (*Figure 126*) vont engendrer des transformations de phase dans le volume de l'alliage, modifiant son comportement. Le matériau va passer d'un comportement élastique à un comportement super-élastique puis rapidement, il va plastifier. Une fois ce domaine super-élastique dépassé, le fil orthodontique n'aura plus la capacité de restitution des forces pour permettre le déplacement dentaire. Nous ne pouvons donc attendre d'un fil NiTi un nivellement parfait des arcades dentaires quelles que soient les configurations cliniques initiales, à l'inverse de ce qui peut être souvent soutenu par les arguments commerciaux (*Figure 126*).

Figure 126 : images issues de www.orthodontisteenligne.com/fils-arcs-orthodontiques/.

Notre travail met également en lumière tout l'intérêt que porte le domaine orthodontique à pouvoir prévisualiser le déplacement dentaire, anticiper les mouvements selon les efforts mécaniques appliqués et optimiser la qualité et la durée de nos traitements. Plusieurs logiciels incorporent déjà des simulations du déplacement dentaire (*Figures 127 et 128*).

Figure 127 : simulation du déplacement dentaire selon OrthoAnalyzer 3Shape® (Blue d'IS®).

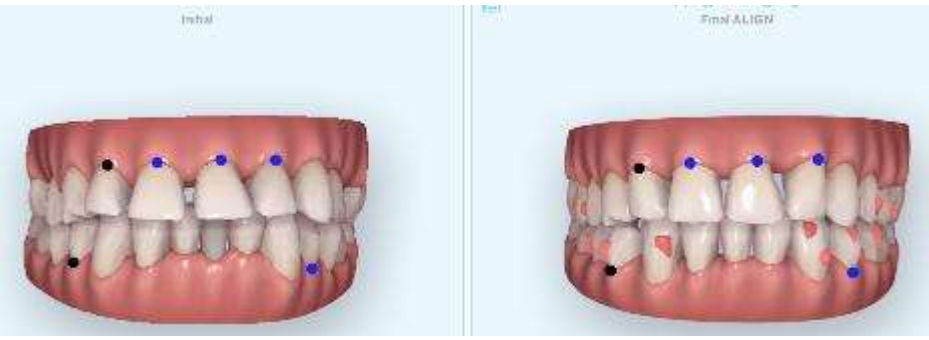


Figure 128 : simulation du déplacement dentaire selon ClinCheck Pro® (Align Tech®).

L'absence de la quantification des forces et des moments appliqués à l'intérieur de l'appareil orthodontique (qu'il soit fixe ou par gouttières) représente la limite actuelle majeure de ces simulations. De plus, elles n'intègrent pas les réactions des tissus parodontaux, donc la biologie sous-jacente au déplacement dentaire provoqué. Les racines dentaires, le ligament alvéolo-dentaire et surtout l'os environnant ne sont pas pris en compte. Nous voyons donc l'aspect très limité des résultats proposés et ne pouvons en toute conscience professionnelle nous fier aveuglément aux résultats annoncés par ces simulations.

CHAPITRE VII. CONCLUSIONS

La problématique de la quantification des forces et des moments appliqués à l'échelle d'une arcade dentaire en trois dimensions est essentielle à la bonne pratique orthodontique. Au fil des années, le praticien a pu voir évoluer les théories expliquant le déplacement dentaire provoqué et la notion de force idéale. Notre discipline a pris connaissance des différents effets indésirables pouvant être provoqués par les thérapeutiques mises en place. Toutes ces données, mécaniques et biologiques, sont assimilées dans nos plans de traitement, même si pour la majorité d'entre elles, elles sont fondées sur des preuves empiriques et des résultats expérimentaux *in-vitro*.

Notre travail a décrit un protocole alliant l'expérimentation et la modélisation numérique afin d'offrir une méthodologie innovante permettant la mise en évidence des forces et moments appliqués lors de la première phase d'un traitement d'ODF, à l'insertion d'un fil Nickel-Titane de diamètre 0,356 mm (0.014 inch) dans des gorges de dimensions 0,457 × 0,635 mm (ou 0.018×0.025 inch), sur une arcade maxillaire appareillée.

Cette première étape ouvre les portes sur d'autres avancées, notamment l'individualisation complète d'un traitement orthodontique en choisissant une séquence d'arc optimale, pouvant appliquer les efforts mécaniques nécessaires sans être excessifs et donc délétères. Les avancées de l'imagerie diagnostique concordent avec ces nouveaux développements thérapeutiques, en particulier l'imagerie 3D. Cette dernière pourrait être plus largement usitée en début de traitement et ses informations plus exploitées. Actuellement, très utile pour le diagnostic des résorptions radiculaires, des rapports anatomiques entretenus par les dents incluses, la réalisation d'analyses céphalométriques tridimensionnelles entre autres, nous pourrions aussi envisager la création de modèles numériques initiaux issus de la géométrie propre à chaque patient et simuler les déplacements dentaires attendus.

CHAPITRE VIII. PERSPECTIVES DE TRAVAIL

Notre travail possède plusieurs axes de développement, à la fois dans le domaine expérimental et numérique.

Dans un premier temps, l'étude réalisée conjointement sur le banc de traction personnalisé et sur la machine de traction normalisée (IUT de Moselle-Est, Forbach) pourrait être étendue à l'ensemble des alliages orthodontiques disponibles dans le commerce. Ce type de procédure, permettrait de tester tous les arcs dans des situations proches des conditions cliniques d'utilisation. Nous pourrions ainsi réellement évaluer les caractéristiques super-élastiques des alliages à mémoire de forme.

De plus, nous pourrions compléter l'étude par un modèle numérique et établir des abaques permettant d'optimiser la séquence d'arcs en fonction de la malocclusion du patient. En effet, le modèle numérique offre l'opportunité d'obtenir une information difficile à analyser expérimentalement, qui est la répartition des contraintes à l'intérieur du fil. L'abaque servirait à établir le taux de déformation martensitique sous contrainte à 35°C présent à l'intérieur de l'alliage en fonction de sa dimension et de la quantité de déplacement imposé. L'objectif serait d'optimiser le choix de l'arc en fonction de la situation clinique.

Une autre perspective est de caractériser histologiquement et mécaniquement du ligament alvéolo-dentaire humain (échantillons obtenus en collaboration avec l'Institut d'Anatomie De l'Université de Strasbourg). L'objectif à long terme serait de pouvoir prédire le déplacement dentaire et le remodelage osseux lui étant associé. Un modèle numérique étudiant le remodelage osseux, fait actuellement l'objet d'une autre thèse de Sciences, qui sera présentée par Mme Camille Spingarn, également dirigée par Pr Yves Rémond et Dr Daniel George, équipe MMB du laboratoire ICube de Strasbourg. Ce modèle utilise les données numériques de notre modèle 3, explicité ultérieurement dans le paragraphe 5.4.4., développé par Boris Piotrowski et Paul Didier du LEM 3. La doctorante y a ajouté l'environnement ligamentaire et osseux. Ce modèle ne sera pas décrit dans notre manuscrit. Nous souhaitons implémenter ce modèle numérique avec des données biologiques qui caractérisent le LAD. Elles constituent un argument de calcul du stimulus biologique pour le modèle de remodelage osseux (vision évolutive et non juste statique des contraintes dans le LAD et l'os environnant dans le cadre d'application d'efforts orthodontiques).

Une étude histologique menée en collaboration avec le laboratoire Bioingénierie et Bioimagerie Ostéo-Articulaire B2OA de Paris, permettrait de quantifier la vascularisation et la densité cellulaire (ostéoblastes, ostéocytes, ostéoclastes, odontoclastes, fibroblastes) présentes dans l'environnement parodontal. Le protocole a déjà été validé sur des échantillons porcins (AnaPath Services GmbH, Liestal, Suisse ; visa d'exploitation déposé par Straumann) et fait l'objet d'une publication internationale (D. Wagner, H. El Hafci, M. Bensidhoum, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. Periodontal ligament histology for orthodontic bone remodeling: first quantification. *Journal of Cellular Immunotherapy*). La préparation des échantillons a e été menée par Dr M. Bensidhoum du laboratoire B2OA.

Une inclusion au méthyle méthacrylate a été effectuée. Des coupes de 500 µm ont été réalisées, puis réduites à une épaisseur de 150 à 100 µm et polies. La coloration a été faite à la microfucine, qui pénètre sur les 5 premiers microns de la coupe. Deux orientations de coupes ont été choisies, une longitudinale le long du grand axe de la racine et une autre transversale, perpendiculaire au grand axe de la racine. Deux microscopes différents ont servi pour les observations, un microscope droit associé à un appareil photo et un autre microscope, numérique, avec lequel les images sont directement obtenues sur un ordinateur et le grossissement appliqué est directement connu.

Nous avons pu recueillir la densité vasculaire et observer le tissu ligamentaire et osseux. Les ostéocytes sont enchâssés dans le tissu osseux mature et les ostéoblastes sont disposés à la limite entre le tissu osseux et ligamentaire. Ces cellules ont ainsi pu être décomptées. Avec ce type d'inclusion cependant, nous n'avons pas de détail immuno-histologique. Pour être plus précis, les ostéoblastes pourraient être marqués et l'activité ostéocytaire pourrait être quantifiée grâce à un marquage TRAP positif.

Par la suite, notre objectif serait de caractériser le LAD humain afin de pouvoir implémenter notre modèle de remodelage osseux avec des données autres que celle de la littérature et qui se rapprocheraient des situations cliniques.

De plus, des essais de nanoindentation seront réalisés en collaboration avec Dr J-S Lecomte du laboratoire LEM 3, Metz. Cette technique fait l'objet de quelques publications, mais se base encore essentiellement sur des échantillons d'origine animale. Elle permet entre autres, de définir les caractéristiques et comportement mécanique de tissus biologiques.

Toujours dans notre objectif à long terme est de pouvoir élaborer un modèle du remodelage osseux permettant de simuler le déplacement dentaire en fonction des contraintes appliquées orthodontiquement, nous souhaitons poursuivre notre collaboration avec le laboratoire LEM3 de Metz.

La marche à suivre est encore longue, mais dans un premier temps, nous aimerions quantifier les contraintes présentes dans le LAD selon les efforts appliqués au niveau des couronnes dentaires par l'appareil fixe d'ODF. Puis, à l'aide de CBCT de patients en soins (dans l'Unité Fonctionnelle d'ODF de Strasbourg) nous pourrions segmenter les images et obtenir un modèle dont la géométrie corresponde au patient traité. Nous réaliserions ensuite des scanners intra-oraux, méthodologie non invasive et non irradiante, facile à mettre en œuvre, pour suivre le déplacement dentaire. Par superposition, le mouvement des racines dentaires pourrait être corrélé (A. Bouton et coll., 2017). Nous pourrions ainsi valider notre modèle de remodelage osseux à l'aide de ces données cliniques et rendre le modèle numérique évolutif.

L'ensemble des travaux présentés dans ce mémoire ont permis de publier 6 articles dans des journaux à comité de lecture, 6 communications dans des congrès internationaux, 3 dans des congrès nationaux.

Publications dans journaux à comité de lecture (6)

1. D. Wagner, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. Experimental quantification of the mechanical forces and moments applied on three consecutive orthodontic brackets. Bio-Medical Materials and Engineering, vol. 28, no. s1, pp. S179-S184, 2017.
2. D. Wagner, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. Mechanical equilibrium of forces and moments applied on orthodontic brackets of a dental arch: correlation with literature data on two and three adjacent teeth. Bio-Medical Materials and Engineering, vol. 28, no. s1, pp. S169–S177, 2017.
3. C. Spingarn, D. Wagner, Y. Rémond, D. George. Multiphysics of bone remodelling: a 2D mesoscale activation simulation. Bio-Medical Materials and Engineering, vol. 28, no. s1, pp. S153-S158, 2017.
4. D. Wagner, H. El Hafci, M. Bensidhoum, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. Periodontal ligament histology for orthodontic bone remodeling: first quantification. Journal of Cellular Immunotherapy. Soumis.
5. C. Spingarn, D. Wagner, Y. Rémond, D. George. Theoretical modeling of the oxygen diffusion on the orthodontic teeth displacement. Journal of Cellular Immunotherapy. Soumis.
6. C. Dissaux, D. Wagner, D. George, C. Spingarn, Y. Rémond. Mechanical impairment on alveolar bone graft. Journal of craniomaxillofacial surgery. Soumis.

Communications affichées dans des congrès internationaux (6)

1. Mathematical writing of forces and moments applied to three teeth in the three dimensions of space: the forgotten bucco lingual dimension. D. Wagner, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. European Orthodontic Society, Stockholm, June 2016.
2. Bone Remodeling during orthodontic tooth displacement: Multiphysics and Multiscale kinetic remodeling. D. Wagner, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. 6th International Symposium Europe China. Molecular, cellular and tissue engineering, and clinical applications. Nancy 2016.

3. Periodontal ligament histology for orthodontic bone remodeling: first quantification. D. Wagner, H. El Hafci, M. Bensidhoum, Y. Rémond, D. George. Conference: 7th International Symposium Europe China, Molecular, cellular and tisseu engineering, and clinical applications, October 2017.

4. Theoretical modeling of the oxygen différentsusion on the orthodontic teeth displacement. D. George, C. Spingarn, D. Wagner, Y. Rémond. Conference: 7th International Symposium Europe China, Molecular, cellular and tisseu engineering, and clinical applications, October 2017.

5. Human periodontal ligament histology for orthodontic biomechanical finite elements model. D. Wagner, Fabien Bornert, Morad Bensidhoum, Yves Rémond, Daniel George. 8th International Symposium Europe China, Molecular, cellular and tisseu engineering, and clinical applications, 2018.

6. Quantification of the mechanical forces induced by NiTi SMA orthodontic archwires: experiments and numerical modeling. D. Wagner, P. Didier, B. Piotrowski, P. Laheurte, D. George. ESOMAT, août 2018.

Communications affichées dans des congrès nationaux (3)

1. Effets des systèmes de force et moments exercés au niveau des attaches orthodontiques au cours du déplacement dentaire. D. Wagner, Daniel George, Yves Bolender, Yves Remond. Journée Posters de l'Ecole Doctorale MSII, 2015.

2. Effets des systèmes de forces et moments exercés au niveau des attaches orthodontiques au cours du déplacement dentaire. D. Wagner, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. Congrès AVIESAN, Montpellier, 2015.

3. First biological quantification of periodontal ligament from histology for orthodontic bone remodeling. D. Wagner, H. El Hafci, M. Bensidhoum, Y. Rémond, D. George. ITS, Lyon, novembre 2017.

Articles en préparation

1. D. Wagner, P. Didier, P. Laheurte, Y. Bolender, Y. Rémond, B. Piotrowski, D. George. The Nickel-Titanium archwires and superelasticity: a clinical reality? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*

2. D. Wagner, Y. Bolender, Y. Rémond, D. George. *Revue de la littérature sur le déplacement dentaire provoqué par les appareils d'orthodontie.* Matériaux pour la bioingénierie

CHAPITRE IX. LEGENDES DES FIGURES

Figure 1 : les dents présentes sur les 4 quadrants des arcades (issue de http://madentition.fr/la-numerotation-et-le-nombre-de-dents-chez-lhomme/). 13

Figure 2 : la numérotation universelle (Universal Numbering System) (issue de http://madentition.fr/la-numerotation-et-le-nombre-de-dents-chez-lhomme/). 14

Figure 3 : la nomenclature internationale FDI des dents permanentes, système ISO 3950 (www.em-consulte.com/getInfoProduit/471527/extrait/chapitre_471527.pdf)..... 14

Figure 4 : les définitions des faces dentaires (www.em-consulte.com/getInfoProduit/471527/extrait/chapitre_471527.pdf)..... 15

Figure 5 : illustration de la terminologie utilisée pour décrire les directions des forces appliquées (vues endobuccales d'un patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale de Strasbourg). 16

Figure 6 : appareil multi-attaches vestibulaire maxillaire appliquées (vue endobuccale d'un patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale de Strasbourg)..... 17

Figure 7: attache orthodontique ou bracket (en vert) disposant d'une gorge médiane dans laquelle un fil orthodontique est inséré (rouge) (courtoisie du Dr Y. Bolender)..... 18

Figure 8 : forme d'arcade (ligne rouge)..... 18

Figure 9 : ligature élastomérique..... 18

Figure 10 : ligature métallique. 18

Figure 11 : attaches auto-ligaturantes (image issue du logiciel Dolphin©). 18

Figure 12 : définition des composants d'une dent et de son parodonte (issue de http://www.parsakhaksar.fr/parodontologie/le-parodonte-sujet)..... 20

Figure 13 : vue endobuccale de face avant traitement orthodontique (patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle D'ODF, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)..... 21

Figure 14 : vue endobuccale de face après traitement orthodontique (patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle D'ODF, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)..... 21

Figure 15 : la force appliquée au niveau du bracket sur la figure a) a pour système équivalent au niveau du centre de résistance de la même dent la force et le moment représentés sur la figure b) (issue de Smith et Burstone, 1984). 23

Figure 16 : localisation du centre de résistance d'une dent monoradiculée (issue de Smith, 1984). 26

Figure 17 : représentation de la position du centre de résistance en trois dimensions (issue de Viecilli., 2013). . 27

Figure 18 : représentation graphique de ce rapport M/F (issue de Smith et Burstone, 1984). 30

Figure 19 : représentation de la position du centre de rotation au cours du déplacement d'une dent en deux dimensions (issue de Kusy et Tulloch, 1986)..... 32

Figure 20 : les 6 géométries basiques décrites par Burstone et Koenig, 1974. 33

Figure 21 : définition des forces de frottement statique et cinématique (issue de Burrow, 2009). 35

Figure 22 : phénomène appelé "binding" (issue de Prashant, 2015). 37

Figure 23 : phénomène appelé "notching" (issue de Burrow, 2009). 37

Figure 24 : comparaison des coefficients de frottement cinématique avec des arcs βTi et des brackets PCA (issue de Kusy, 1997). 39

Figure 25 : coefficients de frottement cinématique μK centre des brackets en acier et différents alliages orthodontiques à 34°C (issue de Kusy, 1997). 40

Figure 26 : a) structure cristalline de la phase austénitique..... 43

Figure 27 : effet mémoire de forme selon la norme AFNOR A 51-080 (1991). 45

Figure 28 : super-élasticité selon la norme AFNOR A 51-080 (1991)..... 46

Figure 29 : localisation des zones en compression et en tension au niveau du LAD. 50

Figure 30 : schématisation des éléments biologiques impliqués au cours du déplacement dentaire..... 54

Figure 31 : diagramme de l'algorithme utilisé pour simuler le remodelage osseux (Hamanaka et coll., 2017).... 67

Figure 32 : infravestibulotopie de la canine maxillaire droite (issue d'un patient suivi au sein de l'Unité Fonctionnelle d'ODF, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg). 68

Figure 33 : schématisation des efforts appliqués au niveau des attaches orthodontiques ainsi que les réactions de ces efforts au niveau du parodonte. 69

Figure 34 : définition du repère orthonormé (issu de Burstone, 2011). 69

Figure 35 : forces et moments appliqués sur une dent au niveau du bracket (en bleu) en tenant compte des forces réactives du parodonte (vert) (issue de Wagner, 2017). 71

Figure 36 : représentation des forces et moments appliqués sur deux dents adjacentes, avec les efforts appliqués au niveau du bracket en bleu et les efforts réactionnels du parodonte en vert (issue de Wagner, 2017)..... 72

Figure 37 : calorimétrie différentielle à balayage d'un fil NiTinol^{TM} RMO réf WON 700. 79

Figure 38: machine de traction normalisée (située à l'IUT Moselle-Est de Forbach) avec la cellule d'enregistrement de 10kN. 80

Figure 39 : essai en traction pure à -5°C, +35°C et +55°C sur le fil NiTinol^{TM} RMO réf. WON 700. 80

Figure 40: graphique de la DRX de l'alliage NiTi RMO réf. WON 700, les pics caractérisent la phase B2 de l'alliage NiTi en phase austénitique. 81

Figure 41 : prise en compte des angulations préexistantes dans les attaches de l'incisive centrale, l'incisive latérale et de la canine. 83

Figure 42 : prise en compte des cotes fournies par le fabriquant pour les longueurs des attaches de la 1ère et de la 2ème molaire. 83

Figure 43 : mesure au projecteur de profil des cotes des attaches. 84

Figure 44 : terminologie des caractéristiques d'une attache orthodontique. 84

Figure 45 : illustration de la hauteur séparant la base et la gorge d'une attache. 85

Figure 46 : plaquettes planes pour la mesure des forces mésio-distales. 87

Figure 47 : plaquettes courbes pour la mesure des forces mésio-distales. 87

Figure 48 : conception du repère sur les plaquettes planes, la rainure est encadrée en rouge. 88

Figure 49 : conception du support des plaquettes courbes pour le test des forces de frottement, la rainure est encadrée en rouge. 89

Figure 50 : exemple d'une plaquette plane servant à la mesure de la force corono-apicale (ou verticale), lorsque l'attache 5 est décalée verticalement de 5 mm, au centre de l'attache 4 (seule attache non collée pour pouvoir faire la mesure). 89

Figure 51: plaquettes planes en PVC servant pour les mesures des forces corono-apicales (ou verticales) sur : . 90

Figure 52 : plaquettes courbes en ABS servant pour les mesures des forces corono-apicales (ou verticales) sur : 90

Figure 53 : plaquettes planes et courbes pour quantifier les forces vestibulo-palatines (ou horizontales). 91

Figure 54 : référentiel pour permettre les mesures au centre des attaches d'intérêt sur les plaquettes planes. 92

Figure 55 : référentiel pour permettre les mesures au centre des attaches d'intérêt sur les plaquettes courbes. 92

Figure 56 : modélisation en trois dimensions du banc de traction et réalisation. 94

Figure 57 : vue d'ensemble des trois parties constituant la pièce de traction. 95

Figure 58 : second bec, plus long, servant pour les mesures des forces vestibulo-palatines ou horizontales. 95

Figure 59 : pince pour les mesures des forces de frottement. 95

Figure 60 : enceinte thermique et machine de traction normalisée à l'IUT de Moselle-Est (Forbach). 96

Figure 61 : bec de traction de la machine de traction normalisée a été usiné selon les mêmes critères que le bec de traction de notre banc. 97

Figure 62 : essai en compression sur la machine de traction normalisée (Forbach) comparé aux essais en traction sur le banc de traction personnalisé pour la quantification des forces verticales ou corono-apicales sur l'attache N°5 positionné sur une plaquette courbe en milieu sec à 35°C. 98

Figure 63 : essai en compression sur la machine de traction normalisée (Forbach) comparé aux essais en traction sur le banc de traction personnalisé pour la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales sur l'attache N°6 positionné sur une plaquette plane en milieu humide à 35°C. 99

Figure 64 : essai en compression sur la machine de traction normalisée (Forbach) comparé aux essais en traction sur le banc de traction personnalisé pour la quantification des forces verticales ou corono-apicales sur l'attache N°5 positionné sur une plaquette plane en milieu humide à 35°C. 100

Figure 65 : test de traction pour choisir la colle. 103

Figure 66 : mise en place des plaquettes planes sur le banc de collage spécifique. 104

Figure 67 : banc de collage spécifique pour les plaquettes courbes. 104

Figure 68 : référentiel de contrôle du collage positionné dans les gorges de tous les brackets collés, permettant de vérifier que les gorges soient toutes alignées entre elles. 105

Figure 69 : référentiel de contrôle du collage sur les plaquettes courbes. 105

Figure 70 : Thermo-couples positionnés en regard de l'incisive centrale et de la première prémolaire maxillaires droites, placés sur un dispositif intra-oral, permettant de mesurer la température (issue de Moore, 1999). 106

Figure 71 : distribution de fréquence des températures enregistrées expérimentalement par Moore et coll. (1999). 106

Figure 72 : évaluation des forces de frottement sur 1, 3, 5 et 14 brackets en milieu sec et humide à 35°C sur des plaquettes planes (la flèche rouge indique la direction de traction du fil). 108

Figure 73 : évaluation des forces de frottement sur 1, 3, 5 et 14 brackets en milieu humide à 35°C sur des plaquettes courbes (la flèche rouge indique la direction de traction du fil). 108

Figure 74 : quantification des forces de frottement en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes et sur les plaquettes courbes. 110

Figure 75 : évaluation des forces corono-apicales (ou verticales) en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes. 111

Figure 76 : évaluation des forces corono-apicales (ou verticales) en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes courbes. 111

Figure 77 : quantification des forces verticlaes ou corono-apicales sur les brackets 4, 5 et 6 en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes et courbes. 113

Figure 78 : montage pour la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales sur les brackets 4, 5, 6 et 7 en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes planes. 114

Figure 79 : évaluation des forces vestibulo-palatines ou horizontales sur les brackets 4, 5, 6 et 7 en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes courbes. 115

Figure 80 : montage pour la mesure sur le bracket 6 pour la quantification des forces vestibulo-palatines ou horizontales en milieu sec et humide à 35°C sur les plaquettes courbes. 115

Figure 81 : quantification des forces vestibulo-palatines sur les plaquettes planes et courbes au niveau des brackets 4, 5, 6 et 7 en milieu sec et humide à 35°C. 119

Figure 82 : montage pour mesurer la résistance d'une ligature élastomérique. 120

Figure 83 : force appliquée par une ligature sur l'arc orthodontique ligaturé (N). 121

Figure 84 : test résistance des ligatures. 121

Figure 85 : variation de la résistance inter-ligature. 122

Figure 86 : plaquettes planes pour la quantification des forces de frottement ou forces mésio-distales sur 1, 3, 5 et 14 attaches (ou 10 attaches ligaturées). 123

Figure 87 : mise en place de l'expérimentation pour mesurer les forces mésio-distales ou forces de frottement sur 14 attaches (ou 10 attaches ligaturées) les plaquettes planes et courbes. 124

Figure 88 : influence de la température d'essai 125

Figure 89 : quantification des forces de frottement statique et cinématique sur les planquettes planes et courbes en milieu sec à 35°C 126

Figure 90 : évolution de la force de frottement cinématique en fonction du nombre de brackets ligaturés 127

Figure 91 : montage expérimental pour la quantification des forces corono-apicales sur le bracket 5 sur une plaquette plane. 129

Figure 92 : montage expérimental pour la quantification des forces corono-apicales sur le bracket 5 sur une plaquette courbe. 129

Figure 93 : schématisation de la situation pour les calculs de x et y qui sont les distances à respecter pour mesures les forces verticales appliquées au centre des brackets 4 et 6 respectivement (flèches violettes). 130

Figure 94 : courbes force/déplacement pour la quantification des forces corono-apicales sur l'incisive latérale, la canine et la première prémolaire sur les plaquettes planes puis courbes. 132

Figure 95 : mesure des forces vestibulo-palatines (ou horizontales) sur les plaquettes planes. 134

Figure 96 : mesure des forces vestibulo-palatines (ou horizontales) sur les plaquettes courbes. 134

Figure 97 : repérage (flèche rouge) du centre de l'attache d'intérêt sur les plaquettes planes et courbes..... 134

Figure 98 : rainure sur les plaquettes courbes pour optimiser leur positionnement par rapport au bec de traction. 135

Figure 99 : quantification des forces vestibulo-palatines sur les brackets 4, 5, 6 et 7 à 35°C sur les plaquettes planes. 136

Figure 100 : quantification des forces vestibulo-palatines sur les brackets 4, 5, 6 et 7 à 35°C sur les plaquettes courbes. 137

Figure 101 : les distances inter-brackets sont respectées en tenant compte des dimensions anatomiques des dents maxillaires et des mesures des brackets (Nelson, 2009). 141

Figures 102 : a) représentation initiale des ligatures élastomérique, ... 142

Figure 103 : validation du coefficient de frottement ligature/fil avec la situation expérimentale comprenant 3 brackets colinéaires. 143

Figure 104 : détermination du coefficient de frottement cinématique entre les ligatures et le fil par comparaison avec les résultats expérimentaux. 144

Figure 105 : loi de comportement AMF utilisée pour notre modélisation numérique. 146

Figure 106 : les deux dernières attaches de chaque côté sont des tubes et non des brackets et ne nécessite pas de ligatures élastomériques pour maintenir le fil en position. 147

Figure 107 : comparaison des valeur expérimentales (en gris) avec les valeurs numériques (en rouge) des forces de frottement sur les plaquettes rectilignes avec 3 (trait plein), 5(triangle) et 10 (rond) attaches alignées. 149

Figure 108 : en gris, volume de fil qui débute la phase de super-élasticité. 150

Figure 109 : comparaison des valeurs expérimentales (en gris) avec les valeurs numériques (en rouge) des forces de frottement sur les plaquettes courbes avec 3 (trait plein), 5(triangle) et 10 (rond) attaches. 150

Figure 110 : simulation de 5 attaches colinéaires, avec une modification de l'angulation du bracket 5 (bracket au milieu de l'assemblage) lors des essais de traction axiale du fil le long de son grand axe. 151

Figure 111 : quantification des efforts en fonction de différentes angulations de l'attache N° 5. 151

Figure 112 : a) modélisation en termes de déplacement, ... 153

Figure 113 : modélisation avec 5 attaches colinéaires, pour un déplacement de 3,09mm. 153

Figure 114 : modélisation avec 10 attaches colinéaires, pour un déplacement de 1,64mm. 154

Figure 115 : modélisation avec 3 attaches colinéaires, pour un déplacement de 2,66mm. 154

Figure 116 : modélisation avec 5 attaches colinéaires, pour un déplacement de 2,56mm. 155

Figure 117 : caractérisation des contraintes présentes dans le fil selon l'augmentation du déplacement corono-apical (ou vertical) de 0,1 à 2,5 mm imposé à l'attache 5, dans la simulation avec 3 attaches colinéaires. 155

Figure 118 : a) vue endobuccale d'un patient suivi dans l'Unité Fonctionnelle d'Orthopédie dento-faciale, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, dirigée par Dr Y. Bolender. 157

Figure 119: a) positionnement vertical des attaches, ... 158

Figure 120 : modélisation du déplacement (U, Magnitude en mm) imposé au système fil/ligature/attache pour faire coïncider le modèle avec la situation clinique étudiée. 159

Figure 121 : modélisation d'une arcade courbe en trois dimensions lors de l'insertion du premier arc orthodontique. 160

Figure 122 : représentation des contraintes (S, Mises) présentes à l'intérieur du fil orthodontique lors d'une situation clinique pré-traitement. 160

Figure 123 : détermination des repères locaux permettant de quantifier les forces et moments appliqués individuellement sur chaque attache. 161

Figure 124 : anatomie du fil orthodontique en fin d'expérimentation après un déplacement de 5 mm au niveau de l'emplacement de l'attache 5. 164

Figure 125 : comparaison des valeurs expérimentales et numérique (en bleu, loi linéaire élastique ; en rouge, loi AMF)..... 165

Figure 126 : images issues de www.orthodontisteenligne.com/fils-arcs-orthodontiques/. 166

Figure 127 : simulation du déplacement dentaire selon OrthoAnalyzer 3Shape® (Blue d'IS®)..... 167

Figure 128 : simulation du déplacement dentaire selon ClinCheck Pro® (Align Tech®). 167

CHAPITRE X. LEGENDES DES TABLEAUX

Tableau 1 : la corrélation entre la numérotation des dents et la numérotation des attaches. 16

Tableau 2 : relation entre le rapport M/F et le type de déplacement dentaire (Smith et Burstone, 1984). 31

Tableau 3 : quantification des forces et des moments en présence sur deux dents adjacentes en deux dimensions selon les six classes géométriques (Burstone et Koenig, 1974). 34

Tableau 4 : exemples de modules d'Young et de coefficients de Poisson attribués dans la littérature aux structures dentaires et osseuses..... 60

Tableau 5 : comportement et caractéristiques attribués au ligament alvéolo-dentaire pour les modélisations du mouvement dentaire à travers la littérature. 64

Tableau 6 : valeurs du moment vestibulo-palatin en fonction de la vestibuloversion de la canine en considérant le point d'application de la force égressive le long du grand axe de cette dent. 74

Tableau 7 : valeurs du moment vestibulo-palatin en fonction de la vestibuloversion de la canine en considérant le point d'application de la force égressive sur la face vestibulaire de cette dent..... 74

Tableau 8: caractéristiques données par le fabriquant pour le fil Orthonol™ (RMO). Expérimentalement, nous avons utilisé la référence maxillaire WON 7000. 77

Tableau 9 : informations données par le fabriquant sur les attaches et tubes (www.solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/unitek/home). 82

Tableau 10 : cotes complémentaires obtenues par des mesures au pied à coulisse et au projecteur de profil..... 85

Tableau 11 : dimensions mésio-distales des dents selon Nelson, 2009..... 86

Tableau 12 : ensemble des colles testées..... 102

Tableau 13 : résultats des essais de traction et décision de la colle retenue pour les expérimentations. 103

Tableau 14: composition de salives artificielles..... 107

Tableau 15 : déplacements à effectuer pour réaliser les mesures sur les trois brackets d'intérêt, en leur centre. 129

Tableau 16 : hauteurs de collage recommandées pour les dents maxillaires (Mac Laughlin, 2002)..... 158

Tableau 17: tableau récapitulatif des forces et moments présents dans les trois dimensions de l'espace selon les déplacements imposés à chaque attache, pour le cas clinique étudié, déterminés par le modèle éléments finis. 162

CHAPITRE XI. REFERENCES

OUVRAGES

1. Abé H, Hayashi K, Sato M. Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs. Springer, Tokyo, 1996.

2. Andreasen JO. Review of root resorption systems and models: etiology of root resorption and homeostatic mechanism of the periodontal ligament. In: Davidovitch Z. Biological mechanism of tooth eruption and tooth resorption. 2nd ed. EBSCO Modic; Birmingham, 1988, 9-21.

3. Angle E H. Treatment of malocclusion of the teeth. Angle's system, 7th edition. SS White Dental Manufacturing Company, Philadelphia, 1907.

4. Baron R. Histophysiologie des réactions tissulaires au cours du déplacement orthodontique. In : Chateau M. Orthopédie dentofaciale. Tome 1 : Bases fondamentales. Prelat, Paris, 1975, 328-364.

5. Boileau MJ. Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte. Tome 1 : Principes et moyens thérapeutiques. Elsevier Masson, Issy-les-Moulineaux, 2011.

6. Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Reidel RA. Vistas in orthodontics. Lea et Febiger, Philadelphia, 1982, 197-213.

7. Burstone CJ. Chap 11: application of bioengineering in clinical orthodontics. In Graber L, Vanarsdall R, Vig KWL. Orthodontics: current principles and techniques. 5th edition. Elsevier, Philadelphia, 2011, 345-380.

8. Davidovitch Z. Cell biology associated with orthodontic tooth movement. In: Berkovitz BB, Moxham BJ, Newman HN. The periodontal ligament in health and disease. Mosby; St Louis, 1995.

9. Da Vinci L. The aeronautical annual. Ed. J Means. W.B. Clarke and Co, Boston, 1895.

10. Eshbach OW. Handbook of Engineering Fundamentals. New York, John Wiley; 1936.

11. Farrar JN. Irregularities of the teeth and their correction. Vol 1. New York, DeVinne Press; 1888, 658.

12. Kusy RP. Improving arch mechanics through surface chemistry. In: Nanda R. Biomechanics in Clinical Orthodontics. WB Saunders, Philadelphia, 1996, 50-64.

13. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized orthodontic treatment mechanics. Mosby Elsevier, Edinburgh, 2002.

14. Mundy GR, Roodman GD. Osteoclast ontogeny and function. In: Peck WA. Bone and mineral research. Elsevier, Amsterdam, 1987.

15. Nishihira M, Yamamoto K, Sato Y, Ishikawa H, Natali AN. Mechanics periodontal ligament. In: Natali AN. Dental Biomechanics. Taylor & Francis, London, 2003.

16. Nikolai RJ. Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. Lea & Febiger, Philadelphia, 1985.

17. Proffit W.P. Contemporary orthodontics, 5th edition. Elsevier Mosby, St Louis, 2013.

18. Roberts WE. Bone physiology, metabolism, and biomechanics in orthodontic practice. In: Graber L, Vanarsdall RL, Vig KWL. Orthodontics: current principles and techniques. 5th edition. Elsevier, Philadelphia, 2011.

19. Roberts WE, Ferguson DJ. Cell kinetics of periodontal ligament. In: Norton LA, Burstone CJ. Biology of tooth movement. CRC Press; Boca Raton, Florida, 1995.

20. Rygh P, Brudvik P. The histological responses of the periodontal ligament to horizontal orthodontic loads. In: Berkovitz BB, Moxham BJ, Newman HN. The periodontal ligament in health and disease. Mosby; St Louis, 1995.

21. Salençon J. Mécanique des milieux continus, Ecole Polytechnique, ISBN 2-7298-8854-3 Ed. Ellipses, 1988.

22. Söderling E. Practical aspects of salivary analyses. In:Tenovuo JO. Human saliva: clinical chemistry and microbiology. CRC Press, Boca Raton, Florida, 1989, 2-24.

23. Thilander B. Tissue reactions in orthodontics. In: Graber L, Vanarsdall R, Vig KWL. Orthodontics: current principles and techniques, 5th edition. Elsevier, Philadelphia, 2011.

24. Tohill R, Hien M, McGuinness N, Chung L, Reuben RL. Measurement of the short-term viscoelastic properties of the periodontal ligament using stress relaxation. In: Magjarevic R, Haueisen J, Nagel JH, Nyssen M, van der Sloten,J, Verdonck P. Proceedings of the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE). Vol. 22. Springer, Berlin/Heidelberg/New York, 2009, 1467-1470.

25. Nelson SJ. Wheeler's dental Anatomy, Physiology and Occlusion 9th edition Saunders. Philadelphia, 2009, 368.

26. Zienkiewicz OC. The Finite Element Method in Science. London; New York, McGraw-Hill, 1977, 787.

THESES

27. Bolender Y. Influence des variations de température rencontrées dans la cavité buccale sur les propriétés physiques des arcs orthodontiques à base de nickel-titane. Pr Filleul M.-P.et de Rapin C. Université Nancy 1. 2008.

28. Dathe H. Der elastisch aufgehängte starre Körper. Doktorgrades der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fachbereiche. Prof. Dr. Nägerl H. Göttingen. Georg-August-Universität. 2001.

29. Egloff B. Étude des salives artificielles utilisées pour les tests de corrosion des alliages orthodontiques. Pr Filleul MP et Dr George O. Université Nancy 1. 2009

30. Patoor E: Les alliages à mémoire de forme. Berveiller M. Paris : Hermes, 1990.-63p.

31. Wolff J. Das gesetz der transformation der knochen. Hirschwald, Berlin (1892)

CONFERENCES

32. Tseng FG, Yang CS, Pan LC, 2004. An elastomeric tactile sensor employing dielectric constant variation and applicable to orthodontia. In: Proceedings of the 17th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), Maastricht, Netherlands.

BREVETS

33. Angle EH. Orthodontic implement - US Patent 1,346,584, 1920.

34. Angle EH. Orthodontic appliance- US Patent 1,552,413, 1925.

SITES INTERNET

35. http://madentition.fr/la-numerotation-et-le-nombre-de-dents-chez-lhomme/

36. www.em-consulte.com/getInfoProduit/471527/extrait/chapitre_471527.pdf

37. http://www.parsakhaksar.fr/parodontologie/le-parodonte-sujet

ARTICLES

38. Alikhani M, Raptis M, Zoldan B, Sangsuwon C, Lee YB, Alyami B, Corpodian C, Barrera LM, Alansari S, Khoo E, Teixeira C. Effect of micro-osteoperforations on the rate of tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 144: 639-648.

39. Alikhani M, Alansari S, Sangsuwon C, Alikhani M, Chou MY, Alyami B, Nervina JM, Teixeira CC. Micro-osteoperforations: minimally invasive accelerated tooth movement. Semin Orthod. 2015; 21: 162-169.

40. Allena R, Aubry D. Run-and-tumble'or'look-and-run'? A mechanical model to explore the behaviour of a migrating amoeboid cell. J Theor Biol 2012 ; 306 : 15–31.

41. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011; 139: e59-e71.

42. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 99: 427-444.

43. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1972; 62: 296-309.

44. Andrews LF. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. J Clin Orthod 1976; 10 :99-114.

45. Angle EH. Classification de maloclusion- Cosmos Dent 1889; 41: 350-357.

46. Angle EH. Dental cosmos, 1899; 41: 248-264, 350-357.

47. Angle EH. Evolution of orthodontia-recent developments. Dent Cosmos. Reprint August, 1912: 5.

48. Angle EH. The latest and best in orthodontic mechanism. Dent. Cosmos. 1928 ;70 :1143-1158.

49. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of frottement between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990; 98:499-506.

50. Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 115: 39-51.

51. Articolo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless-steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. Eur J Orthod 2000 ; 22 : 409-425.

52. Asbell MB. A brief history of orthodontics. Am J Orthod Dentof Orthop 1990; 98:206-13.

53. Avoaka MC, Haïkel Y. Influence of axial movement on fatigue of ProFile Ni-Ti rotary instruments: an in vitro evaluation. Bosn J Basic Med Sci 2010; 10: 107-111.

54. Baba S, Kuroda N, Arai C, Nakamura Y, et Sato T. Immunocompetent cells and cytokine expression in the rat periodontal ligament at the initial stage of orthodontic tooth movement. Arch Oral Biol 2011; 56: 466-473.

55. Baccetti T., Franchi L. Frottement produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. Angle Orthod 2006; 76: 211-216.

56. Baccetti T., Franchi L., Camporesi M. Forces in the presence of ceramic versus Stainless Steel Brackets with unconventional vs conventional ligatures. Angle Orthod 2008, 78: 120-124.

57. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E, Barbato E. Forces produced by different nonconventional bracket or ligature systems during alignment of apically displaced teeth. Angle Orthod 2009; 79: 533-539.

58. Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. Am J Orthod Dentof Orthop 2009; 136: 518- 528.

59. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frottemental changes in force values caused by saliva substitution. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987; 91: 316-320.

60. Barone S, Paoli A, Razionale AV, Savignano R. Computer aided modelling to simulate the biomechanical behaviour of customised orthodontic removable appliances. Int J Interact Des Manuf 2016; 10: 387-400.

61. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. Angle Orthod. 2007; 77: 991-998.

62. Baumrind S. A reconsideration of the property of the pressure tension hypothesis. Am J Orthod 1969; 55: 12-22.

63. Bednar JR, Gruendeman GW. The influence of bracket design on moment production during axial rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993; 104: 254-261.

64. Bergius M, Kiliaridis S, Berggren U. Pain in orthodontics. A review and discussion of the literature. J Orofac Orthop. 2000 : 61 ; 125-137.

65. Bergius M, Berggren U, Kiliaridis S. Experience of pain during an orthodontic procedure. Eur J Oral Sci. 2002, 110: 2; 92-98.

66. Bernakiewicz M., Viceconti M. The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications. J Biomech 2002; 35: 61–67.

67. Bortoly TG, Guerrero AP, Rached RN, Tanaka O, Guariza-Filho O, et Ribeiro Rosa E. A. Sliding resistance with esthetic ligatures: An in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 340.e1-340.e7.

68. Bourauel C, Drescher D, Their M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. J Biomed Eng 1992; 14: 371-378.

69. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. J Orofac Orthop 1999; 60: 136-151.

70. Bourauel C, Vollmer D, Jäger A. Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. J Orofac Orthop 2000; 61: 266-279.

71. Bourauel C, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Ziegler A, Jäger A. Computer-aided analysis of the biomechanics of tooth movements. Int J Comput Dent 2007; 10: 25-40.

72. Boutin A, Simon Y, Goussard F, Teresi L, Sansalone V. New finite element study protocol: Clinical simulation of orthodontic tooth movement. Int Orthod 2017; 15: 165-179.

73. Braun S, Bluestein M, Moore K. Frottement in perspective. Am J Orthod Dentofac Orthop 1999; 115: 619-627.

74. Buhler WJ, Wang FE: A summary of recent research on the NiTinol alloys and their potential application in ocean engineering. Ocean Enging 1968, 1: 105-120.

75. Baumann A, Carvalho RS, Schwarzer CL, Yen EH. Collagen synthesis from human PDL cells following orthodontic tooth movement. Eur J Orthod 1997; 19: 29-37.

76. Burrow SJ. Frottement and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009 ;135 :442-447.

77. Burstone CJ. The mechanics of segmented arch technique. Angle Orthod 1966;, 36: 99-120 .

78. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod 1974; 65: 270-289.

79. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980 ; 77: 396-409.

80. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending-the force system from step and V bends. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988; 93: 59-67.

81. Burstone CJ. Physics and clinical orthodontics: 100 years ago and today. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2015; 147: 293-294.

82. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of frottement of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 124: 395-402.

83. Canales C, Larson M, Grauer D, Sheats R, Stevens C et Ko CC. A novel biomechanical model assessing continuous orthodontic archwire activation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013; 143: 281-290.

84. Casa MA, Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Root resorptions in upper first premolars after application of continuous torque moment: intra-individual study. J Orofac Orthop. 2001; 62: 285-295.

85. Casko JS, Vaden JL, Kokich VG, Damone J, James RD, Cangialosi TJ, Riolo ML, Owens SE Jr, Bills ED. Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998; 114: 589-599.

86. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res 2005; 84: 428-433.

87. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 681-689.

88. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B: Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element Orthod. Craniofac Res 2009; 12: 120-128.

89. Chambers TJ, Fuller K. Osteoblasts initiate bone resorption by exposing bone mineral to osteoclastic contact. Bone 1986; 7: 145-146.

90. Chan E, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 ; 127: 186-195.

91. Chang CJ, Lee TM, Liu JK. Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frottemental resistance. Angle Orthod 2013; 83: 956-965.

92. Chatzigianni A, Keilig L, Duschner H, Götz H, Eliades T et Bourauel C. Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants. Eur J Orthod 2011; 33: 468-475.

93. Chemisky Y, Duval A, Patoor E, Zineb TB. Constitutive model for shape memory alloys including phase transformation, martensitic reorientation and twins accommodation. Mech Mat 2011; 43: 361-376.

94. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: a finite element study. Angle Ortho 2005; 75: 593-601.

95. Chen G, Fan W, Mishra S, El-Atem A, Schuetz MA, Xiao Y. Tooth fracture risk analysis based on a new finite element dental structure models using micro-CT data. Comput Biol Med 2012; 42: 957-963.

96. Chen J, Li W, Swain MV, Darendeliler MA, et Li Q. A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement. J Biomech 2014; 47: 1689-1695.

97. Choy K, Pae EK, Park Y, Kim KH, et Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. Am J Orthods Dentofacial Orthop 2000; 117: 98-105.

98. Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. Am J Orthod 1969, 55: 353-369.

99. Cieslik P, Hrycek A. Pentraxin 3 as a biomarker of local inflammatory response to vascular injury in systemic lupus erythematosus. Autoimmunity 2015; 48: 242-250.

100. Cobo J, Sicilia A, Argulles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993; 104: 448-454.

101. Cordasco G, Farronato G, Festa F, Nucera R, Parazzoli E, Grossi GB. In vitro evaluation of the frottemental forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. Eur J Orthod. 2009; 31: 643-646.

102. Davidovitch Z, Nicolay OF, Ngan PW, Shanfeld JL. Neurotransmitters, cytokines and the control of alveolar bone remodeling in orthodontics. Dent Clin North Am 1988; 32: 411-435.

103. Davidovitch Z. Tooth movement. Crit Rev Oral Biol Med 1991; 2: 411-450.

104. DeFranco DJ, Spiller RE, von Fraunhofer JA. Frottemental resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. Angle Orthod 1995; 65: 63-72.

105. Dibart S, Sebaoun JD, Surmenian J. Piezocision: a minimally invasive, periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. Compend Contin Educ Dent 2009; 30: 342-344, 346, 348-350.

106. Dinarello CA. Biologic basis for interleukin-1 in disease. Blood 1996; 87: 2095-2147.

107. Dong-Xu L, Hong-Ning W, Chun-Ling W, Hong L, Ping S, Xiao Y: Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. Angle Orthod 2011; 81: 229-236.

108. Dorow C, Krstin N, Sander FG. Determination of the mechanical properties of the periodontal ligament in a uniaxial tensional experiment. J Orofac Orthop 2003; 64: 100-107.

109. Dorow C, Sander FG. Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. J Orofacial Orthop 2005; 66: 208-218.

110. Doshi-Mehta G, Wasundhara A. Bhad-Patil U. Efficacy of low-intensity laser therapy in reducing treatment time and orthodontic pain: a clinical investigation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012; 141: 289-297.

111. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frottemental forces between orthodontic brackets and archwires. Br J Orthod 1995; 22: 41-46.

112. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frottemental forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 96: 397-404.

113. Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores C. Frottemental resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. baqAngle Orthod 2009; 79, 592-601.

114. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and selfligating orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; 137: 213-217.

115. Epker BN, Frost HM. Correlation of bone resorption and formation with the physical behavior of loaded bone. J Dent Res 1965; 44: 33-41.

116. Fang J, Li Y, Zhang K, Zhao Z, et Mei L. Escaping the Adverse Impacts of NSAIDs on Tooth Movement During Orthodontics. Medicine 2016; 95: 1-9.

117. Farrant SD. An evaluation of different methods of canine retraction. Br J Orthod 1977 ; 4: 5-15.

118. Fei Y, Xiao L, Doetschman T, Coffin DJ, et Hurley MM. Fibroblast growth factor 2 stimulation of osteoblast differentiation and bone formation is mediated by modulation of the Wnt signaling pathway. J Biol Chem 2011; 286: 40575-40583.

119. Felton JM, Sinclair PM, Jones DL, Alexander RG. A computerized analysis of the shape and stability of mandibular arch form. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987; 92: 478-83.

120. Field C, Ichim I, Swain M, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 135: 174-181.

121. Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: critical review of current literature. J Dent Biomech 2011 ; 31: 1-7.

122. Filleul MP, Bourgoin G. Comparaison de la rigidité en torsion des fils couramment utilisés en orthodontie. Rev Orthop Dento Faciale 1984 ; 18 : 67-75.

123. Filleul MP, Bourgoin G. Comparaison de la raideur en torsion des fils couramment utilisés en orthodontie. Rev Orthop Dento Faciale 1985 ; 19 : 537-546.

124. Fish GD. Some engineering principles of possible interest to orthodontists. Dent Cosm 1917; 59: 881-889.

125. Folkman J, Klagsbrun M. Angiogenic factors. Science 1987; 235: 442-447.

126. Fourie E., Özcan M., Sandham A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frottemental forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136: 14.e1-14.e7.

127. Franchi L et Baccetti T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129: 687-90.

128. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Barbato E. Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133: 87-90.

129. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136:316. e1-e6.

130. Friedrich D., Rosarius N., Rau G., Diedrich P. Measuring system for in vivo recording of force systems in orthodontic treatment-concept and analysis of accuracy. J Biomech. 1999; 32: 81-85.

131. Fuller K, Gallagher AC, Chambers TJ. Osteoclast resorption: stimulating activity is associated with osteoblast surface and/or extracellular matrix. Biochem Biophys Res Comm 1991; 181: 67-73.

132. Gal JY. About a synthetic saliva for in-vitro studies. Talanta. 2001; 53: 1103-1115.

133. Gandini P., Orsi L., Bertoncini C., Massironi S., Franchi L. In vitro frottemental forces generated by three different ligation methods. Angle Orthod 2008; 78:917-921.

134. Gatto E, Matarese G, Di Bella G, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. Eur J Orthod. 2013; 35: 115-123.

135. George D, Spingarn C, Dissaux C, Nierenberger M, Rahman RA, Rémond Y. Examples of multiscale and multiphysics numerical modeling of biological tissues. BioMed Mater Eng. 2017; 28(S1): S15-S27.

136. George D, Allena R, Rémond Y. Cell nutriments and motility for mechanobiological bone remodeling in the context of orthodontic periodontal ligament deformation. J Cell Immunoth. 2018 *(in press)*

137. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod 2002; 24: 21-33.

138. Geramy A, Tanne K, Moradi M, Golshahi H, Farajzadeh Jalali Y. Finite element analysis of the convergence of the centers of resistance and rotation in extreme moment-to-force ratios. Int Orthod 2016 ;14: 161-170.

139. Geramy A, Mahmoudi R, Geranmayeh AR, Borujeni ES, Farhadifard H, Darvishpour H. A comparison of mechanical characteristics of four common orthodontic loops in different ranges of activation and angular bends: The concordance between experiment and finite element analysis. Int Orthod 2018; 16: 42-59.

140. Gluhak-Heinrich J, Ye L, Bonewald LF, Feng JQ, MacDougall M, Harris SE, Pavlin D. Mechanical loading stimulates dentin matrix protein 1 (DMP1) expression in osteocytes in vivo. J Bone Miner Res. 2003; 18: 807-817.

141. Goo E, Sinclair R: The B2 to R transformation in Ti50Ni47Fe3 and Ti49,5Ni50,5 alloys. Acta Met. 1985; 33: 1717-1723.

142. Gomez JP, Pena FM, Martinez V, Giraldo DC, Cardona CI. Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: a three-dimensional finite element analysis. Angle Orthod 2015; 85: 454-460.

143. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 ; 127 : 670-675.

144. Grimm FM. Bone bending, a feature of orthodontic tooth movement. Am J Orthod 1972; 62: 384-393.

145. Gündüz E., Zachrisson B.U., Hönigl K.D., Crismani A.G., Bantleon H.P. An improved transpalatal bar design. Part I. Comparison of moments and forces delivered by two bar designs for symmetrical molar derotation. Angle Orthod 2003, 73 ; 3 : 239-243.

146. Gurgel JDA, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 120: 378-382.

147. Haiat G, Padilla F, Svrcekova M, Chevalier Y, Pahr D, Peyrin F, Laugier P, Zysset P. Relationship between ultrasonic parameters and apparent trabecular bone elastic modulus: a numerical approach. J Biomech 2009; 42: 2033–2039.

148. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional fi les. J Endod 1991; 17: 217-220.

149. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 1999; 25: 434-440.

150. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on frottement in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofac Othop. 2003; 123: 416-422.

151. Hain M, Dhopatkar A, et Rock P. A comparison of different ligation methods on frottement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 130: 666-670.

152. Halazonetis DJ. Ideal arch force systems: a center-of-resistance perspective. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998; 114: 256-264.

153. Hamanaka R, Yamaoka S, Nguyen Anh T, Tominaga J, Koga Y et Yoshida N. Numeric simulation model for long-term orthodontic tooth movement with contact boundary conditions using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2017; 152: 601-612.

154. Hammad SM, El-Hawary YM, El-Hawary AK. The use of different analgesics in orthodontic tooth movements. Angle Orthod. 2012; 82: 820-826.

155. Heijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol. 1993; 38: 491-496.

156. Heller IJ, Nanda R Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. Am J Orthod 1979; 75: 239-258.

157. Hellsing E, Hammarstrom L. The effects of pregnancy and fluoride on OTM in rats. Eur J Orthod 1991; 13: 223-230.

158. Hemingway R, Williams RL, Hunt JA, Rudge SJ. The influence of bracket type on the force delivery of Ni-Ti archwires. Eur J Orthod. 2001; 23: 233-241.

159. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frottemental resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. Angle Orthod. 2004; 74: 202-211.

160. Henao SP, Kusy RP. Frottemental evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. Angle Orthod 2005; 75: 75-85.

161. Henning D., Nägerl H. and Kubein-Meesenburg D. A caveat concerning center of resistance. J Dent Biomech. 2013.

162. Heravi F, Salari S, Tanbakuchi B, Loh S, Amiri M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' PDL during application of intrusive and retraction forces: a three-dimensional finite element analysis. Prog Orthod 2013; 14: 26.

163. Hill PA. Bone remodeling. Br J Orthod 1998; 25: 101-107.

164. Hinterkausen M., Bourauel C., Siebers G., Haase A., Drescher D., Nellen B.: In vitro analysis of the initial tooth mobility in a novel optomechanical set-up. Med Eng Phys, 1998; 20: 40-49.

165. Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, et Sander FG. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. Angle Orthod 2007; 77: 653-659.

166. Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Kober C, Sander C, et Sander FG. Correspondences of hydrostatic pressure in periodontal ligament with regions of root resorption: a clinical and a finite element study of the same human teeth. Computer Methods Programs Biomed 2009; 93: 155-161.

167. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, Sander FM, Sander C, Sander FG. Influence of different modelling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011; 139: 775-783.

168. Houchmand-Cuny M, Chretien N, Le Guehennec L, Deniaud J, Renaudin S, Boutigny H, Soueidan A. Le déplacement dentaire orthodontique : histologie, biologie et effets iatrogènes. Orthod Fr 2009 ; 80 : 391–400.

169. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Bourauel C. Torque capabilities of self-ligating and conventional brackets under the effect of bracket width and free wire length. Orthod Craniofac Res 2012; 15: 255-262.

170. Huang H, Tang W, Yan B, Wu B, Cao D. Mechanical responses of the periodontal ligament based on an exponential hyperelastic model: a combined experimental and finite element method. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2016; 19: 188-198.

171. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LE. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. Angle Orthod 1990; 60: 283-288.

172. Jahanbin A, Abtahi M, Heravi F, Hoseini M et Shafaee H. Analysis of Different Positions of Fiber-Reinforced Composite Retainers versus Multistrand Wire Retainers Using the Finite Element Method. Int J Biomater 2014, 581029.

173. Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 1999; 115: 267-274.

174. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod 2001; 28: 29-38.

175. Kang YG, Nam JH, Kim KH, Lee KS. FAK pathway regulates PGE_2 production in compressed periodontal ligament cells. J Dent Res 2010; 89: 1444-1449.

176. Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress. Finite element analysis. Angle Orthod 2012; 82: 812-819.

177. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of frottement between edgewise stainless-steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 98: 117-126.

178. Kasuya S, Nagasaka S, Hanyuda A, Ishimura S, Hirashita A. The effect of ligation on the load deflection characteristics of nickel titanium orthodontic wire. Eur J Orthod. 2007; 29: 578-582.

179. Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. Eur J Orthod 2003; 25: 569-578.

180. Keilig L, Drolshagen M, Tran KL, Hasan I, Reimann S, Deschner J, Brinkmann KT, Krause R, Favino M, Bourauel C. In vivo measurements and numerical analysis of the biomechanical characteristics of the human periodontal ligament. Ann Anat Anz. 2016; 206: 80-88.

181. Keim RG, Gottlieb EL, Vogel DS 3rd, Vogel PB. 2014 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: results and trends. J Clin Orthod 2014; 48: 607-630.

182. Keser EI, Dibart S. Sequential piezocision: a novel approach to accelerated orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 144: 879-889.

183. Kettenbeil A, Reimann S, Reichert C, Keilig L, Jäger A et Bourauel C. Numerical simulation and biomechanical analysis of an orthodontically treated periodontally damaged dentition. J Orofac Orthop 2013; 74: 480-493.

184. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frottemental resistance. Eur J Orthod. 2004; 26: 327-332.

185. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and non superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 99: 310-318.

186. Kim SJ, Park YG, Kang SG. Effects of corticision on paradental remodeling in orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2009; 79: 284-291.

187. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frottemental forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008; 133: 187.e15-187.e24.

188. Kim KY, Bayome M, Park JH, Kim KB, Mo SS et Kook YA. Displacement and stress distribution of the maxillofacial complex during maxillary protraction with buccal versus palatal plates: finite element analysis. Eur J Orthod 2015; 37: 275-283.

189. Knop L, Gandini LG Jr, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. Dental Press J Orthod. 2015; 20: 119-125.

190. Knaup,TJ, Dirk C, Reimann S, Keilig L, Eschbach M, Korbmacher-Steiner H et Bourauel C. Time-dependent behavior of porcine periodontal ligament: A combined experimental, numeric in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2018; 153: 97-107.

191. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. Eur J Orthod 2012; 34: 10-18.

192. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 134: 1-7.

193. Kojima Y, Fukui H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; 138: 702.e1-6.

194. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 127: 542-551.

195. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 130: 452-459.

196. Kojima Y, Fukui H. A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire. Eur J Orthod 2014; 36: 255-261.

197. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012; 142: 501-508.

198. Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. The effects of frottement and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: a numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 130: 1-10.

199. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 132: 630-638.

200. Kojima Y, Mizuno T, Umemura S, Fukui H. A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. Dent Mater J 2007; 26: 561-567.

201. Kondo K. A study of blood circulation in the periodontal membrane by electrical impedance plethysmography. Kokubyo Gakkai Zasshi 1969; 36: 20-42.

202. Kouskoura T, Katsaros C, et Von Gunten S. The Potential Use of Pharmacological Agents to Modulate Orthodontic Tooth Movement (OTM). Front Physiol. 2017; 8: 67.

203. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. Am J Orthod Dentof Orthop 2006; 129: 469 e1-e32.

204. Krishnan V. Orthodontic pain: from causes to management: a review. Eur J Orthod. 2007; 29: 170-179.

205. Krishnan V, Davidovitch Z. On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2009; 88: 597-608.

206. Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frottemental forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136: 675-682.

207. Kumar AA, Saravanan K, Kohila K, Kumar SS. Biomarkers in orthodontic tooth movement. J Pharm Bioallied Sci. 2015; 7(Suppl 2): S325-S330.

208. Kuo B, Takakuda K, Miyairi H. Development of an orthodontic simulator for measurement of orthodontic forces. J Med Dent Sci 2001 ; 48: 15-21.

209. Kusy RP, Tulloch JF. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. Am J Orthod Dentofac Orthop 1986; 90: 127-131.

210. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of frottement in a model orthodontic system. Dent Mater. 1989; 5: 235-240.

211. Kusy RP, Whitley JQ. Effects on surface roughness on the coefficients of frottement in model orthodontic systems. J Biomech 1990; 23: 913-925.

212. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of frottement for archwires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I : the dry state. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990; 98:300-312.

213. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frottemental coefficients for archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. Angle Orthod 1991; 61 : 293-302.

214. Kusy RP, Schafer DL. Effect of salivary viscosity on frottemental coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. J Mater Sci : Mater in Med 1995 ; 6 : 390-395.

215. Kusy RP, Whitley JQ. Frottement between different wire-bracket configurations and materials. Semin Orthod 1997; 3: 166-177.

216. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. Europ J Orthod, 1999; 21: 199-208.

217. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. Angle Orthod 2000; 70: 366-376.

218. Kusy RP. Influence of force systems on archwire-bracket combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005 ; 127: 333-342.

219. Lai W, Midorikawa Y, Kanno Z, Takemura H, Suga K, Soga K, Ono T, Uo M. Development and modification of a device for three-dimensional measurement of orthodontic force system: The V-bend system re-visited. Dent Mater J 2016; 35: 908-917.

220. Lapatki BG, Paul O. Smart brackets for 3D-force-moment measurements in orthodontic research and therapy-Developmental status and prospects. J Orofac Orthop. 2007; 68: 377-396.

221. Lapatki BG, Bartholomeyczik J, Ruther P, Jonas IE, Paul O. Smart bracket for multi-dimensional force and moment measurement. J Dent Res 2007; 86: 73-78.

222. Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O et Tanaka OM. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014; 146: 198-206.

223. Leal RC, Amaral FL, França FM, Basting RT, Turssi CP. Role of lubricants on frottement between self-ligating brackets and archwires. Angle Orthod. 2014; 84: 1049-1053.

224. Li J, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H, et coll. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. Dent Mater 2007; 23: 1073-1078.

225. Li X, Li M, Lu J, Hu Y, Cui L, Zhang D, et Yang Y. Age-related effects on osteoclastic activities after orthodontic tooth movement. Bone Joint Res 2016; 5: 492-499.

226. Li Y, Chen J, Liu J, Zhang L, Wang W, Zhang S. Estimation of the reliability of all-ceramic crowns using finite element models and the stress-strength interference theory. Comput Biol Med 2013;43: 1214-1220.

227. Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko CC. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. Kaohsiung J Med Sci. 2018; 34: 207-214.

228. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop 2009; 135: 316-322.

229. Liang R, Guo W, Qiao X, Wen H, Yu M, Tang W, Liu L, Wei Y, Tian W. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. Comput Methods Biomech Biomed Eng 2015; 18: 1340-1348.

230. Liao Z, Chen J, Li W, Darendeliler MA, Swain M, Li Q. Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: a finite element case study. Arch Oral Biol 2016; 66: 98-107.

231. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. J. Oral Rehabil 2001; 28: 576-585.

232. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. J Biomech 2006; 39: 453–463.

233. Liu YF, Zhang PY, Zhang QF, Zhang JX, Chen J. Digital design and fabrication of simulation model for measuring orthodontic force. Biomed Mater Eng 2014; 24: 2265-2271.

234. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. Angle Orthod. 2012; 82: 507-521.

235. Lombardo L, Scuzzo G, Arreghini A, Gorgun O, Ortan YO, Siciliani G. 3D FEM comparison of lingual and labial orthodontics in en masse retraction. Prog Orthod 2014; 15: 38.

236. MacGinnis M, Chu H, Youssef G, Wu KW, Machado AW et Moon W. The effects of micro-implant assisted rapid palatal expansion (MARPE) on the nasomaxillary complex-a finite element method (FEM) analysis. Prog Orthod 2014; 15: 52.

237. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2004; 7: 277-303.

238. Madeo A, George D, Lekszycki T, Nierenberger M, Rémond Y. A second gradient continuum model accounting for some effects of microstructure on reconstructed bone remodeling, Compte Rendus Académie des Sciences, Mécanique. 2012; 340: 575-589.

239. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res. 1955; 34: 831-838.

240. Maia LG, de Moraes Maia ML, da Costa Monini A, Vianna AP, Gandini LG Jr.: Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop 2011; 140: 123-128.

241. Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126: 110-112.

242. Mao JJ, Wang X, Kopher RA. Biomechanics of craniofacial sutures- orthopedic implications. Angle Orthod 2003 ;73: 128-135.

243. Marangalou JH, Ghalichi F, Mirzakouchaki B. Numerical simulation of orthodontic bone remodelling. Orthod Waves 2009; 68: 64-71.

244. Marie PJ. Fibroblast growth factor signaling controlling osteoblast differentiation. Gene 2003 ; 316 : 23-32.

245. Mascarenhas R, Revankar AV, Mathew JM, Chatra L, Husain A, Shenoy S. Effect of intrusive and retraction forces in labial and lingual orthodontics: a finite element study. APOS Trends Orthod 2014; 4: 36.

246. Masella RS, Meister M. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129: 458-468.

247. Matarese G, Nucera R, Militi A, et al. Evaluation of frottemental forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008; 133: 708-715.

248. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud JP, Haiat G. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone–implant interface properties J Biomech 2014; 47: 3–13.

249. McCormack SW, Witzel U, Watson PJ, Fagan MJ, Gröning F, Agarwal S. The biomechanical function of periodontal ligament fibres in orthodontic tooth movement. PLoS ONE 2014; 9: e102387.

250. McCormack SW, Witzel U, Watson PJ, Fagan MJ, Gröning F. Inclusion of periodontal ligament fibres in mandibular finite element models leads to an increase in alveolar bone strains. PloS one 2017; 12: e0188707.

251. McGuinness N, Wilson A, Jones ML, Middleton J, Robertson NS. Stresses induced by edgewise appliance in the periodontal ligament: a finite element study. Angle Orthod 1992; 62: 15-22.

252. Meikle MC. The tissue, cellular, and molecular regulation of orthodontic tooth movement: 100 years after Carl Sandstedt. Eur J Orthod. 2006; 28: 221-240.

253. Melcher AM. Repair of wounds in the periodontium of the rat: influence of the periodontal ligament on osteogenesis. Arch Oral Biol 1970; 15: 1183-1204.

254. Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 119: 263-273.

255. Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96: 232-241.

256. Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. Angle Orthod 1999; 69: 151-8.

257. Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement: a new paradigm. Eur J Orthod 2001; 23: 671-681.

258. Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. Angle Orthod. 1999; 69: 49-57.

259. Mengoni M, Ponthot JP, Boman R. Mesh management methods in finite element simulations of orthodontic tooth movement. Med Eng Phys 2016; 38: 140-147.

260. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implant Res 2002; 13: 334-341.

261. Meyer BN, Chen J, Katona TR. Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; 137: 354-361.

262. Middleton J, Jones M, et Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996; 109: 155-162.

263. Minch L. Material properties of periodontal ligaments. Postepy Hig Med Dosw (online), 2013; 67: 1261-1264.

264. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986; 90: 1-10.

265. Mo SS, Kim SH, Sung SJ, Chung KR, Chun YS, Kook YA, et al. Factors controlling anterior torque during C-implant-dependent en-masse retraction without posterior appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011; 140: 72-80.

266. Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Force loss in archwire-guided tooth movement of conventional and self-ligating brackets. Eur J Orthod. 2001; 36: 31-38.

267. Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L. Force loss in archwire-guided tooth movement of conventional and self-ligating brackets. Eur J Orthod 2014; 36: 31-38.

268. Montasser M, Keilig L, El-Bialy T, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Effect of archwire cross-section changes on force levels during complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2015;147: S101-8.

269. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. Eur J Orthod. 1999; 21: 249-261.

270. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Shimazaki T, Namura S.: An experimental study on mandibular expansion: increases in arch width and perimeter. Eur J Orthod 2002; 24: 125-130.

271. Mühlemann HR. Tooth mobility: the measuring method. Initial and secondary tooth mobility. J Periodontol 1954; 25: 22-29.

272. Mühlemann HR, Zander H. The mechanism of tooth mobility. J Periodontol 1954; 25: 128 132.

273. Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. Dent Mater. 1996; 12: 308-314.

274. Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Messenburg D. Centers of rotation with transverse forces: an experimental study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 99: 337-345.

275. Nakamura Y, Tanaka T, et Kuwahara Y. New findings in the degenerating tissues of periodontal ligament during experimental tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996; 109: 348-354.

276. Nakamura Y, Noda K, Shimoda S, Oikawa T, Arai C, Nomura Y, et Kawasaki K. Time-lapse observation of rat periodontal ligament during function and tooth movement, using microcomputed tomography. Eur J Orthod 2008; 30: 320-326.

277. Nakano H, Satoh K, Norris R, et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999; 115: 390-395.

278. Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. Dent Mater 2004; 20: 623-629.

279. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Bourauel C, Ziegler A, Keilig L. Experimental-numerical analysis of minipig's multi-rooted teeth. J. Biomech. 2007; 40: 1701-1708.

280. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Sander FG, Dorow C, Geiger M. A visco-hyperelastic-damage constitutive model for the analysis of the biomechanical response of the periodontal ligament. J. Biomech. Eng 2008; 130: 1-8.

281. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. Am J Orthod 1965 ; 51 : 901-912.

282. Nifforoushan D, Manolson MF. Expression of nitric oxide synthases in orthodontic tooth movement. Angle Orthod 2009 ; 79 : 502-508.

283. Nihara J, Gielo-Perczak K, Cardinal L, Saito I, Nanda R, Uribe F. Finite element analysis of mandibular molar protraction mechanics using miniscrews. Eur J Orthod 2015; 37: 95-100.

284. Nikolaus A, Currey JD, Lindtner T, Fleck C, Zaslansky P. Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function: A validated numerical study. J Mech Behav Biomed Mater 2017; 67: 61-73.

285. Noda T, Okamoto Y, Hamanaka H. J Jpn Orthod Soc. 1993 ; 52 : 154-160.

286. Noda K, Nakamura Y, Kogure K, et Nomura Y. Morphological changes in the rat periodontal ligament and its vascularity after experimental tooth movement using superelastic force. Eur J Orthod 2009; 31: 37-45.

287. Nucera R, Gatto E, Borsellino C, Aceto P, Fabian F, Matarese G, et coll. Influence of bracket-slot design on the forces released by superelastic nickel-titanium alignment wires in different deflection configurations. Angle Orthod 2014; 84: 541-547.

288. Nyashin Y, Nyashin M, Osipenko M, Lokhov V, Dubinin A, Rammerstorfer F, Zhurov A. Centre of resistance and centre of rotation of a tooth: experimental determination, computer simulation and the effect of tissue nonlinearity. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016; 19: 229-239.

289. O'Connor B.M.P. Contemporary trends in orthodontic practice: a national survey. Am J Orthod Dentofac Orthop 1993 ;103 :163-170.

290. Oltjen JM, Duncanson MG, Ghosh J, Nanda RS, Currier GF. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. Angle Orthod. 1997; 67: 209-218.

291. Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frottemental properties of metal and ceramic brackets. J Clin Orthod 1992; 26: 425-432.

292. Ona M, Wakabayashi N. Influence of alveolar support on stress in periodontal structures. J Dent Res 2006; 1087-1091.

293. Oppenheim A. Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. Am Orthod 1911; 3: 113 - 132.

294. Oppenheim A. Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. Am J Orthod Oral Surg 1942, 28: 263-301.

295. Oskui IZ, Hashemi A. Dynamic tensile properties of bovine periodontal ligament: a nonlinear viscoelastic model. J Biomech 2016; 49: 756-764.

296. Oskui IZ, Hashemi A, Jafarzadeh, H. Biomechanical behavior of bovine periodontal ligament: experimental tests and constitutive model. J Mech Behav Biomed 2016; 62: 599-606.

297. Oyen ML. Nanoindentation of biological and biomimetic materials. Exp Tech 2011; 37: 1-15.

298. Ozaki H, Tominaga JY, Hamanaka R, Sumi M, Chiang PC, Tanaka M, et al. Biomechanical aspects of segmented arch mechanics combined with power arm for controlled anterior tooth movement: a three-dimensional finite element study. J Dent Biomech 2015; 6: 1758736014566337.

299. Papadopoulou K, Hasan I, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Jäger A, Descner J, Bourauel C. Eur J Orthod 2013; 35: 811-818.

300. Papageorgiou, SN, Keilig, L, Hasan, I, Jäger, A et Bourauel, C. Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis. Eur J Orthod 2016; 38: 300-307.

301. Papageorgiou SN, Sifakakis I, Keilig L, Patcas R, Affolter S, Eliades T, Bourauel C. Torque differences according to tooth morphology and bracket placement: a finite element study. Eur J Orth 2016; 8: 1-8.

302. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. Eur J Orthod.2003; 25: 417-421.

303. Patil B, Patil NS, Kerudi VV, Chitko SS, Maheshwari AR, Patil HA, Pekhale NP, Tekale PD. Frottement between Archwire of different sizes, cross section, alloy and brackets ligated with different brands of low frottement elastic ligatures- an invitro study. J Clin Diagn Res 2016; 10: ZC18-ZC22.

304. Patoor E, Eberhardt A, Berveiller M. Potentiel pseudoelastique et plasticite de transformation martensitique dans les monoet polycristaux metalliques Acta Metallurgica 1987; 35: 2779-2789.

305. Pavlin D, Gluhak-Heinrich J. Effect of mechanical loading on periodontal cells. Crit Rev Oral Biol Med 2001; 12: 414-424.

306. Pavlin D, Zadro R, Gluhak-Heinrich J. Temporal pattern of osteoblast associated genes during mechanically-induced osteogenesis in vivo: early responses of osteocalcin and type I collagen. Connect Tissue Res 2001; 42: 135-148.

307. Persson BNJ, Volokitin AI. Rubber frottement on smooth surfaces. Eur Phys J E Soft Matter 2006; 21: 69-81.

308. Petersen A, Rosenstein S, Kim KB, Israel H. Force decay of elastomeric ligatures: influence on unloading force compared to self-ligation. Angle Orthod 2009; 79: 934-938.

309. Peultier B, Zineb TB, Patoor E. Macroscopic constitutive law of shape memory alloy thermomechanical behaviour. Application to structure computation by FEM. Mech Mat 2006; 38: 510-524.

310. Picton DC. On the part played by the socket in tooth support. Arch Oral Biol 1965, 10: 945-955.

311. Pietrzak G, Curnier A, Botsis J, Scherrer S, Wiskott A, Belser U. A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2002; 5: 91-100.

312. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frottemental forces related of self-ligating brackets. Eur J Orthod. 1998; 20: 283-291.

313. Pol TR, Vandekar M, Patil A, Desai S, Shetty V, Hazarika S. Torque Control During Intrusion on Upper Central Incisor in Labial and Lingual bracket System - A 3D Finite Element Study. J Clin Exp Dent 2018 1; 10 : e20-e24.

314. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of singlerooted teeth. J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie 2002; 63: 358-370.

315. Prashant PS, Nandan H, Gopalakrishnan M. Frottement in orthodontics. J Pharm Bioall Sci 2015; 7, Suppl S2: 334-338.

316. Prososki RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frottemental force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 100: 341-348.

317. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Med Eng Phys 2000 ; 22: 359-370.

318. Provatidis CG. A bone-remodelling scheme based on principal strains applied to a tooth during translation. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2003; 6: 347-352.

319. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibres in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofac.Orthop 2001; 120: 272-279.

320. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. Clin Biomech, 2008; 23 (Supplement 1): S48-S52.

321. Qian LH, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. Dent Mater 2009; 25: 1285-1292.

322. Raisz LG. Physiology and pathophysiology of bone remodeling. Clin Chem 1999; 45: 1353-1358.

323. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. Br J Orthod. 1997; 24: 309-317.

324. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. J Oral Rehabil 2001; 28: 425-432.

325. Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D. Frottemental properties of aesthetic brackets. Eur J Orthod. 2007; 29: 359-365.

326. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. Eur J Orthod 2007, 29: 219-224.

327. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Shpinko Y, Vardimon AD et Bourauel C. Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance. Med Eng Phys 2009; 31: 539-546.

328. Reitan K. The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of function. An experimental histological study on animal and human material. Acta Odonto Scand 1951; supp 6: 1-240.

329. Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. Am J Orthod 1960; 46: 881-890.

330. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. The Angle Orthod 2003; 73: 86-92.

331. Ren Y, Maltha JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125: 71-77.

332. Ren LM, Wang WX, Takao Y, Chen ZX. Evaluation of the biomechanical characteristic of tooth supporting structure under occlusal load. J. Funtai Oyobi Fummatsu Yakin/Jpn. Soc. Powder Powder Metall. 2010; 57: 298-305.

333. Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Influence of Frottement Resistance on Expression of Superelastic Properties of Initial NiTi Wires in "Reduced Frottement" and Conventional Bracket Systems. J Dent Biomech 2010; 2010: 613142.

334. Roberts WE, Goodwin WC Jr, Heiner SR. Cellular response to orthodontic force. Dent Clin North Am. 1981; 25: 3-17.

335. Roberts-Harry D., et Sandy J. Orthodontics. Part 11: orthodontic tooth movement. Br Dental J 2004; 196: 391-394.

336. Rossouw PE. Frottement: an overview. Seminars in Orthodontics 2003; 9: 218-222.

337. Rubinstein SM, Cohen G, Fineberg J. Detachment fronts and the onset of dynamic frottement. Nature 2004; 430: 1005-1009.

338. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. Angle Orthod 2001; 71: 127-131.

339. Rues S, Panchaphongsaphak B, Gieschke P, Paul O, Lapatki BG. An analysis of the measurement principle of smart brackets for 3D force and moment monitoring in orthodontics. J Biomech 2011; 44: 1892-1900.

340. Rungsiyakull C., Chen J., Rungsiyakull P., Li W., Swain M., Li Q. Bone's responses to different designs of implant-supported fixed partial dentures. Biomech Model Mechanobiol 2015; 14: 403-411.

341. Salvadori A, Fontenelle A.Orthodontie de l'adulte. Quest Odonto-Stomat 1987 ; 12: 199-220.

342. Sanctuary CS, Wiskott HW, Justiz J, Botsis J, Belser UC. In vitro time-dependent response of periodontal ligament to mechanical loading. J Appl Physiol 2005; 99: 2369-2378.

343. Sandstedt C. Einige Beiträge zur Theorie der Zahn-regulierung. Nordisk Tandlakare Tidsskrift 1904, 5: 236-256.

344. Sansalone V, Bousson V, Naili S, Bergot C, Peyrin F, Laredo JD, Haiat G. Anatomical distribution of the degree of mineralization of bone tissue in human femoral neck: Impact on biomechanical properties. Bone 2012; 50: 876–884.

345. Scala I, Spingarn C, Remond Y, Madeo A, George D. Mechanically-driven bone remodeling simulation: application to LIPUS treated rat calvarial defects. Math Mech Solids 2016; 22: 1976-1988.

346. Scala I, Rosi G, Nguyen VH, Vayron R, Haiat G, Seuret S, Jaffard S, Naili S. Ultrasonic characterization and multiscale analysis for the evaluation of dental implant stability: A sensitivity study. Biomed Signal Process Control 2018; 42: 37–44.

347. Schneider J, Geiger M, Sander FG. Numerical experiments on longtime orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 121: 257-265.

348. Schrock P, Lüpke M, Seifert H, Borchers L, Staszyk C. Finite element analysis of equine incisor teeth. Part 1: determination of the material parameters of the periodontal ligament. Veter J 2013; 198: 583-589.

349. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The effect of the ligature on the frottement between bracket and arch. Fortschr Kieferorthop 1990; 51: 106-116.

350. Schwarz AM. Tissue changes incident to tooth movement. Int J Orthod Oral Surg. 1932; 18: 331-352.

351. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994; 106: 472-480.

352. Sia S, Shibazaki T, Koga Y, Yoshida N. Experimental determination of optimal force system required for control of anterior tooth movement in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 135: 36-41.

353. Sittner P., Heller L., Pilch J., Sedlak P., Frost M. et al. Roundrobin SMA modelling. ESOMAT 2009, 08001.

354. Slomka N, Vardimon AD, Gefen A, Pilo R, Bourauel C, Brosh T. Time-related PDL: viscoelastic response during initial orthodontic tooth movement of a tooth with functioning interproximal contact: a mathematical model. J Biomech 2008; 41: 1871-1877.

355. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984 ; 85: 294-307.

356. Solonche D.J., Burstone C.J., Vanderby R. Jr. A device for determining the mechanical behavior of orthodontic appliances. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1977; 24: 538-539.

357. Sonesson M, De Geer E, Subraian J, Petrén S. Efficacy of low level laser therapy in accelerating tooth movement, preventing relapse and managing acute pain during orthodontic treatment in humans: a systematic review. BMC Oral Health. 2016; 17: 11.

358. Spingarn C, Wagner D, Rémond Y, George D. Multiphysics of bone remodeling: a 2D mesoscale activation simulation, BioMed Mater Eng, 2017; 28(S1): S153-S158.

359. Spingarn C, Wagner D, Rémond Y, George D. Theoretical modelling of the oxygen diffusion effects within the periodontal ligament for orthodontic tooth displacement. J Cell Immunoth. 2018 (*in press*).

360. Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jäger A et Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. J Orofac Orthop 2009; 70: 115-127.

361. Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK. Frottement between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 138: 463-467.

362. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust J Dent. 1952; 56: 11-18.

363. Storey E. The nature of tooth movement. Am J Orthod 1973; 63: 292-314.

364. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 2003; 123: 441-450.

365. Sung SJ, JangGW, Chun YS,Moon YS. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; 137: 648-657.

366. Tanaka E, Inubushi T, Koolstra JH, van Eijden TM, Sano R, Takahashi K, Kawai N, Rego EB, Tanne K. Comparison of dynamic shear properties of the porcine Molar and incisor periodontal ligament. Ann Biomed Eng 2006; 34: 1917-1923.

367. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements with various root lengths and alveolar associated bone heights. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1991; 100: 66-71.

368. Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML: An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. Br J Orthod 1998; 25: 109-114.

369. Taylor NG, Ison K. Frottemental resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. Angle Orthod. 1996; 66: 215-222.

370. Tecco S, Tetè S, Festa F. Frottement between archwires of different sizes, cross-section and alloy and brackets ligated with low-frottement or conventional ligatures. Angle Orthod. 2009; 79:111-116.

371. Ten Cate AR, Deporter DA, Freeman E. The role of the periodontal ligament during physiological movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1976; 69: 155-168.

372. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless-steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 120: 361-370.

373. Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with secondorder angulation in the dry and saliva states. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002; 121: 472-482.

374. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. Angle Orthod. 2003; 73: 418-430.

375. Thorstenson GA. SmartClip self-ligating brackets frottemental study. Orthod Perspect 2005; 12: 8-11.

376. Tominaga JY, Chiang PC, Ozaki H, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C et Yoshida N. Effect of play between bracket and archwire on anterior tooth movement in sliding mechanics: a three-dimensional finite element study. J Dent Biomech 2012; 3: 1758736012461269.

377. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C et Yoshida N. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3- dimensional finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014; 146: 166-174.

378. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: the effect of temperature. Eur J Orthod. 1994; 16: 409-419.

379. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: intra-batch variation. Eur J Orthod. 1994; 16: 421-425.

380. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C, YoshidaN. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop 2014; 146: 166-174.

381. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002 ;122 : 174-179.

382. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofac Orthop 2003;123: 657–665.

383. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frottemental resistance between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1994; 106: 131-138.

384. Tsuge A, Noda K, Nakamura Y. Early tissue reaction in the tension zone of PDL during orthodontic tooth movement. Arch Oral Biol 2016; 65: 17-25.

385. Tuna M, Sunbuloglu E, Bozdag E. Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament: a validated nonlinear contact model. J Biomech 2014; 47: 2883-2890.

386. Turssi CP, Faraoni JJ, de Menezes M, Serra MC. Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. Dent Mater. 2006; 22:77-83.

387. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. J. Biosci. Bioeng 2007; 104: 363-370.

388. Uhlir R., Mayo V., Lin PH., Chen S., Lee YT., Hershey G., Lin FC., Ko CC. Biomechanical characterization of the periodontal ligament: Orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2017; 87: 183-192.

389. Van Schepdael A, De Bondt K, Geris L, Sloten JV. A visco-elastic model for the prediction of orthodontic tooth movement. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2014; 17: 581-590.

390. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2006; 9: 257-270.

391. Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. Angle Orthod 2001; 71: 247-256.

392. Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frottemental forces between sintered stainless-steel brackets and orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995; 107: 20-27.

393. Verna C, Dalstra M, Melsen B. The rate and type of orthodontic tooth movement is influenced by bone turnover in a rat model. Eur J Orthod 2000; 22: 343-352.

394. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129: 48-53.

395. Viecilli RF, Budiman A, Burstone CJ. Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional space? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013; 143: 163-172.

396. Vissink A, Waterman HA, Gravenmade EJ, Panders AK, Vermey A. Rheological properties of saliva substitutes containing mucin, carboxymethylcellulose or polyethylenoxide. J Oral Pathol. 1984; 13: 22-28.

397. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, et Jager A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod 1999; 21: 633-648.

398. Von Böhl M, Maltha JC, Von den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM. Changes in the periodontal ligament after experimental tooth movement using high and low continuous forces in beagle dogs. Angle Orthod 2004 a; 74: 16-25.

399. Von Böhl M, Maltha JC, Von den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM. Focal hyalinisation during experimental tooth movement in beagle dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004 b; 125: 615-623.

400. Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, Kuftinec MM. Self-ligation esthetic brackets with low frottemental resistance. Angle Orthod. 2010; 80: 188-194.

401. Wagner D, Bolender Y, Rémond Y, George D. Mechanical equilibrium of forces and moments applied on orthodontic brackets of a dental arch: correlation with literature data on two and three adjacent teeth, BioMed Mater Eng. 2017; 28(S1): S169-S177.

402. Wagner D, Bolender Y, Rémond Y, George D. Experimental quantification of the mechanical forces and moments applied on three adjacent orthodontic brackets, BioMed Mater Eng. 2017; 28(S1): S179-S184.

403. Wagner D, Hafci HE, Bensidhoum M, Bolender Y, Rémond Y, George D. Periodontal ligament histology for orthodontic bone remodeling: first quantification. J Cell Immunoth. 2018 (*in press*).

404. Wang CY, Su MZ, Chang HH, Chiang YC, Tao SH, Cheng JH, Fuh, LJ, Lin CP. Tension-compression viscoelastic behaviors of the periodontal ligament. J Formos Med Assoc 2012; 111: 471-481.

405. Wei Z, Yu X, Xu X, Chen X. Experiment and hydro-mechanical coupling simulation study on the human periodontal ligament. Comput Methods Prog Biomed 2014; 113: 749-756.

406. Wichelhaus A, Sander C, Sander FG. Development and biomechanical investigation of a new compound palatal arch. J Orofac Orthop. 2004; 65: 104-122.

407. Wilcko MT, Wilcko WM, Pulver JJ, Bissada NF, Bouquot JE. Accelerated osteogenic orthodontics technique: a 1-stage surgically facilitated rapid orthodontic technique with alveolar augmentation. J Oral Maxillofacial Surg 2009; 67: 2149-2159.

408. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 121: 483-495.

409. Williams KR, Edmundson JT. Orthodontic tooth movement analysed by the finite element method. Biomaterials 1984; 5: 347-351.

410. Wise GE, King GJ. Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. J Dent Res 2008; 87: 414-434.

411. Yanase Y., Ioi H., Nishioka M., Takahashi I. Effects of sliding velocity on frottement: an in vitro study at extremely low sliding velocity approximating orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2014; 84:451-458.

412. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996; 109: 50-56.

413. Yamaguchi M. RANK/RANKL/OPG during orthodontic tooth movement. Orthod Craniofac Res 2009; 12: 113-119.

414. Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120: 190-197.