

ANNÉE 2020

2020TOU3 3059

THÈSE
POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

François CHAN

Le 19 novembre 2020

**MECANIQUE CLINIQUE DE LA FERMETURE D'ESPACE APRES EXTRACTION DE
PREMIERES PREMOLAIRES**

Directeur de thèse : Dr Maxime ROTENBERG

JURY

Président :	Professeur Franck DIEMER
1er assesseur :	Docteur Maxime ROTENBERG
2ème assesseur :	Docteur Paul MONSARRAT
3ème assesseur :	Docteur Anaïs DIVOL



**UNIVERSITÉ
TOULOUSE III**
PAUL SABATIER



Université
de Toulouse

Faculté de Chirurgie Dentaire

→ DIRECTION

DOYEN

M. Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONIOT

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

CHARGÉS DE MISSION

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)

M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)

M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)

M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)

M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

DIRECTRICE ADMINISTRATIVE

Mme Muriel VERDAGUER

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

→ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

M. Jean LAGARRIGUE +

M. Jean-Philippe LODTER +

M. Gérard PALOUDIER

M. Michel SIXOU

M. Henri SOULET

→ ÉMÉRITAT

M. Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

M. Gérard PALOUDIER

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY

Assistants : Mme Alice BROUTIN, Mme Marion GUY-VERGER

Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH, M. Mathieu TESTE, Mme. Chiara CECCHIN-ALBERTONI

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, M. Maxime ROTENBERG

Assistants : Mme Isabelle ARAGON, Mme Anaïs DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET Catherine)

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL

Maître de Conférences : M. VERGNES Jean-Noël

Assistant : M. Julien ROSENZWEIG

Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, Mme FOURNIER Géromine, M. Fabien BERLIOZ

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Bruno COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : M. Pierre BARTHET, Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL

Assistants : Mme. Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN

Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE , Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : Mme Léonore COSTA-MENDES, M. Clément CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDY, M. Jérôme SALEFRANQUE,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : M. Philippe KEMOUN
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Assistants : M. Antoine TRIGALOU, Mme Inessa TIMOFEEVA, M. Matthieu MINTY, Mme. Cécile BLANC
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Maxime LUIS

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Serge ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : Mme Pauline PECQUEUR, M. Jérôme FISSE, M. Sylvain GAILLAC, Mme Sophie BARRERE
M. Dorian BONNAFOUS, Mme. Manon SAUCOURT
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Serge ARMAND, M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT
Assistants : M. Victor EMONET-DENAND, M. Antonin HENNEQUIN, M. Bertrand CHAMPION, Mme Caroline DE BATAILLE, Mme Margaux BROUTIN
Assistant Associé : M. Antoine GALIBOURG,
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Laurent GINESTE, M. Olivier LE GAC, M. Louis Philippe GAYRARD, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT
Assistants : M. Thibault CANCEILL, M. Julien DELRIEU
Adjoints d'Enseignement : M. Yasin AHMED, Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, Mme Josiane BOUSQUET

Mise à jour pour le 05 Octobre 2020

A mon président du jury,

Monsieur le Professeur DIEMER Franck

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- D.E.A. de Pédagogie (Education, Formation et Insertion) Toulouse Le Mirail,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie à Toulouse,
- Responsable du Diplôme universitaire d'hypnose
- Co-responsable du diplôme Inter-Universitaire d'odontologie du Sport
- Vice- Président de la Société Française d'Endodontie
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

*Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la présidence de mon jury de thèse et de me
consacrer votre temps,*

Je vous remercie pour votre bienveillance et votre enseignement agréable et confortable,

Soyez assuré de mon plus grand respect et de ma sincère reconnaissance.

A mon directeur de thèse,

Monsieur le Docteur ROTENBERG Maxime

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Spécialiste qualifié en Orthopédie Dento-Faciale, (CECSMO)
- Docteur en mathématiques de l'Université Paul Sabatier.
- Président de la Société Bioprogressive Ricketts,
- Coordinateur Inter-Régional DES ODF

C'est avec une profonde gratitude que je vous remercie d'avoir accepté de diriger mon travail.

Je suis très reconnaissant de la confiance que vous m'avez accordé durant tout mon internat, ainsi que de m'avoir transmis votre savoir et votre expérience clinique.

Soyez assuré de mon plus grand respect.

A mon jury de thèse,

Monsieur le Docteur MONSARRAT Paul

- Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier en Odontologie,
- Master 1 Recherche : Biosanté et Méthodes d'Analyse et de Gestion en Santé Publique,
- Master 2 Recherche : mention : Biologie, santé ; spécialité : Physiopathologie,
- Lauréat de la faculté de Médecine Rangueil et de Chirurgie Dentaire de l'Université Paul Sabatier,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier - Spécialité Physiopathologie,
- Diplôme Universitaire d'Imagerie 3D maxillo-faciale,
- CES Biomatériaux en Odontologie.
- Diplôme universitaire de Recherche Clinique en Odontologie

C'est un honneur de vous compter parmi mon jury de thèse,

Je vous remercie de m'avoir accordé votre temps, et pour la bonne humeur que vous insufflez au sein du service.

Veillez trouver ici l'expression de mon plus grand respect.

A mon jury de thèse,

Madame la Docteur DIVOL Anaïs

- Assistante Hospitalo-Universitaire
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Ancien interne en Orthopédie-Dento-Faciale
- DES d'Orthopédie- Dento-Faciale

Je suis très honoré de vous compter parmi mon jury de thèse,

Je vous remercie pour la qualité de votre travail et votre rigueur qui nous a été d'une aide précieuse au sein du service. Je vous souhaite le meilleur pour l'avenir.

A mes parents, mes frères et sœurs,

A mes professeurs,

A mes Couacs et ces trois belles années passées ensemble,

A Camille, Hugh, Victor, Fred et nos soirées très indécates,

A Gabrielle et au Gang,

A Chuck et au rêve de Griffith.

Table des matières

Introduction	12
I. Les extractions de prémolaires	13
1. Indications	13
2. Déroulé du traitement	15
II. Rappels biologiques et biomécaniques.....	17
1. Biologie.....	17
2. Biomécanique.....	18
2.1 Le centre de résistance	19
2.2 Moment d'une force	19
2.3 Couple de forces.....	19
2.4 Centre de rotation et rapport moment/force (M/F).....	21
2.5 Notion d'ancrage.....	23
2.6 Valeur d'ancrage d'une dent.....	24
III. Stratégies pour la fermeture d'espace.....	26
1. 0.018x0.025 ou 0.022x0.028 ?	27
1.1 Le 0.018x0.025in	28
1.2 Le 0.022x0.028in	28
1.3 Le bi-dimensionnel	29
2. Quelle prescription ?	29
3. Les brackets auto-ligaturants.....	32
4. Recul en 1 ou 2 temps ?	33
5. Boucle ou glissement ?.....	34
6. Quelles forces utiliser ?	36
IV. Mécanique de la fermeture d'espace	41
1. Principes généraux	41
1.1 Ancrage et rétraction	41
1.2 Biomécanique.....	41
2. Mécanique par glissement.....	42
2.1 La friction.....	42
2.2 Le recul canin.....	44
2.3 Le recul en masse	48
2.4 La friction et l'ancrage.....	50

3.	Mécanique par glissement assistée par vis.....	51
4.	Mécanique par boucles.....	55
4.1	Les boucles	55
4.2	Boucle sur arc continu.....	61
4.3	Boucle en technique segmentée.....	63
V.	Les extractions avec les aligneurs	67
1.	Fonctionnement.....	67
2.	Mécanique des aligneurs	68
3.	Les taquets	69
4.	Les différents mouvements avec les aligneurs	70
5.	Gestion des extractions.....	73
	Conclusion	79
	Table des illustrations	80
	Bibliographie	82

Introduction

La fermeture d'espace en orthodontie est une étape délicate d'un traitement et nécessite une compréhension solide de la biomécanique pour éviter les effets indésirables.

Comprendre les bases permet au praticien de choisir les meilleures options de traitement, la biomécanique s'appliquant toujours de la même manière, quelle que soit la technique utilisée.

La compréhension de nos outils est également primordiale et permet de faire les meilleurs choix selon les situations cliniques.

I. Les extractions de prémolaires

1. Indications (1)

La décision d'extraire des dents permanentes repose principalement sur la dysharmonie dento-maxillaire (DDM), ce qui correspond à un « manque d'espace ». Les prémolaires sont les dents le plus souvent extraites pour des raisons orthodontiques. Leur position stratégique au milieu de l'arcade permet aisément les déplacements opposés des molaires et du groupe incisivo-canin. De plus, ce sont des dents « fragiles » et leur absence en fin de traitement impacte peu le sourire.

La dysharmonie dento-maxillaire comprend :

- Un encombrement
- Une courbe de spee
- Une vestibulo-version incisive qui peut être responsable d'une convexité exagérée du profil ou d'un déséquilibre parodontal



Figure 1 Encombrement imposant l'extraction de deux prémolaires (Cas personnel)



Figure 2 Des incisives trop vestibulo-versées peuvent entraîner une convexité trop importante du profil sous nasal avec une incompétence labiale. Après extraction (à droite), la convexité sous nasale est réduite et la compétence labiale est retrouvée.

La correction de ces trois éléments nécessite un espace à trouver sur l'arcade qui peut être amené par l'extraction de prémolaires, qui peut libérer 15mm environ par arcade.

Les extractions de prémolaires trouvent également un intérêt dans les corrections de décalage occlusal sagittal (classe II ou III d'Angle) même si l'utilisation d'ancrages vissés limite aujourd'hui cette indication.

Différentes combinaisons d'extractions sont possibles en fonction de la malocclusion, par exemple :

- Classe I DDM : extraction de 14-24-34-44 ou de 15-25-35-45
- Classe II DDM : extraction de 14-24-35-45, l'extraction des premières prémolaires maxillaires permet une distalisation du bloc incisivo-canin et l'extraction des 2^e prémolaires mandibulaires permet une mésialisation des secteurs postérieurs mandibulaire, ce qui favorise la correction de la classe II.
- Classe III DDM : extraction de 15-25-34-44, qui favorise une mésialisation des secteurs postérieurs maxillaires et une distalisation antérieure mandibulaire.
- Classe II sans DDM mandibulaire : extraction de 14 24 uniquement, ce qui résulte en une classe I canine mais classe II molaire.

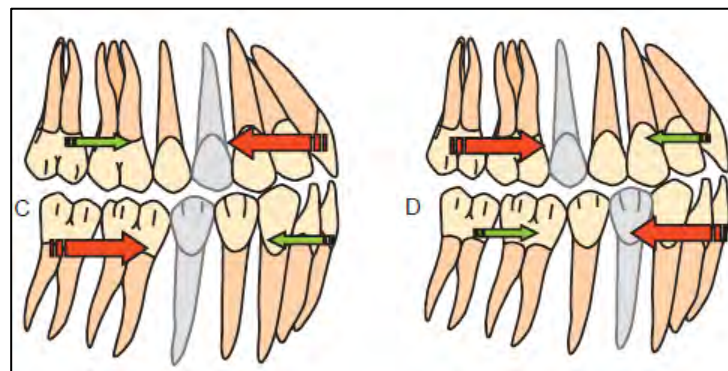


Figure 3 Extraction de Classe II à gauche, Classe III à droite (1)

Dans certains cas, l'extraction d'une dent est imposée par son état endodontique, parodontal ou sa morphologie. Le plan de traitement est imposé par cette dent non conservable qui peut entraîner l'extraction d'autres dents saines afin de conserver une arcade symétrique.

Les extractions asymétriques peuvent corriger une asymétrie d'arcade, soit par l'extraction d'une seule prémolaire soit par l'extraction d'une première prémolaire d'un côté, et de la deuxième prémolaire de l'autre. La première prémolaire est extraite du côté où il faut reculer la canine et la deuxième prémolaire du côté où la molaire doit être mésialée.

2. Déroulé du traitement

Après avoir établi le plan de traitement et posé l'indication des extractions, le traitement peut débuter.

Il y a deux possibilités :

- Extraire les prémolaires dès le début du traitement puis procéder à la pose de l'appareil multiattache. Cela peut permettre un désencombrement spontané sans appareillage et ainsi faciliter la mécanique initiale, mais cela peut entraîner une perte d'ancrage des secteurs postérieurs (mésialisation des secteurs postérieurs). Des mainteneurs d'espaces type pastille de Nance et arc lingual peuvent être utilisés pour éviter ce phénomène.
- Extraire les prémolaires après la pose de l'appareil multiattache. Cela permet de conserver au maximum l'ancrage postérieur. Cette méthode est imposée lorsqu'une technique multiattache linguale est utilisée. Entre le moment de l'empreinte et celui du collage indirect, il ne doit pas se produire de mouvement dentaire sous peine d'une mauvaise adaptation de la gouttière et d'un manque de précision de collage.

Un traitement peut se résumer selon ces grandes étapes :

- Pose du multiattache /extraction des prémolaires
- Nivellement alignement des dents
- Préparation de l'ancrage +- accessoires types arc transpalatin, arc lingual, vis...
- Fermeture des espaces d'extractions
- Coordination des arcades et finitions
- Dépose de l'appareillage et contention

Nous nous intéresserons ici à la fermeture des espaces d'extractions des prémolaires avec un appareillage vestibulaire Edgewise, sur un aspect clinique et biomécanique. Nous étudierons comment réaliser cet acte de la manière la plus efficace, rapide et la moins iatrogène. Pour des raisons pratiques et didactiques, nous nous concentrerons sur les extractions de premières prémolaires maxillaires, puis nous aborderons les extractions dans les cas de traitement par aligneurs.



Figure 4 Arcade maxillaire nivelée, quelle est la suite ? (Cas personnel)

II. Rappels biologiques et biomécaniques

La dent est un organe solide indéformable lié à l'os basal par son parodonte. Sa racine est insérée dans une alvéole osseuse rigide à laquelle elle est reliée par un milieu élastique, le ligament alvéolo-dentaire. Le déplacement dentaire naturel ou provoqué s'explique par des phénomènes biologiques.

1. Biologie (2)

Ce sont les phénomènes de remodelage des éléments du parodonte qui vont, suite à l'application d'une force, s'adapter et permettre le déplacement dentaire.

On observe après application d'une force, les effets immédiats :

- Déplacement léger et instantané de la dent lié à l'élasticité du desmodonte
- Déformation de l'os alvéolaire
- Compression et extension sur les diverses zones du ligament
- Compression/dilatation des vaisseaux sanguins et des fibres ligamentaires.

Un certain temps de latence va être nécessaire pour que le déplacement se poursuive, il correspond aux phénomènes histologiques de remodelage. Ce temps de latence est variable, cela s'explique par le niveau de pression qu'entraîne le système mécanique.

- On observe une activité ostéoblastique inductrice d'apposition osseuse dans les zones d'extension et de résorption dans les zones de compression.
- Une pression faible limite la circulation sanguine qui reste cependant possible et les phénomènes de résorption vont pouvoir se mettre en place rapidement, on parle de résorption directe
- Une pression forte dans certaines zones empêche toute vascularisation, avec pour conséquence une nécrose et une dégénérescence des cellules. Cette zone est appelée zone hyaline. Dans celle-ci, le remodelage ne peut se dérouler empêchant le déplacement, il sera possible grâce au remodelage à partir des espaces médullaires ou de la zone périostée voisins. On parle de résorption indirecte. Une fois la zone hyaline résorbée, la dent peut se déplacer.

Lorsque la force est maintenue trois à cinq jours, le remaniement devient observable, une néo alvéole s'est formée et le même processus peut se répéter pour prolonger le déplacement initié.

La force exercée ne doit pas être iatrogène sous peine d'observer des résorptions radiculaires, des récessions parodontales et des pertes osseuses.

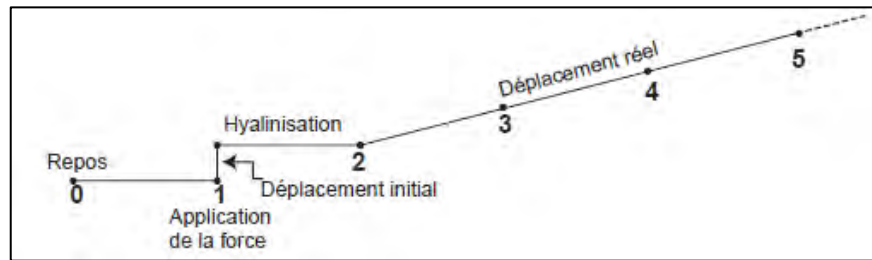


Figure 5 Etapes d'un mouvement orthodontique (2)

2. Biomécanique

Une force est caractérisée par :

- Son intensité
- Son point d'application
- Son sens
- Sa durée

On distingue classiquement deux types de forces :

- Les forces orthodontiques, légères, permettant le déplacement d'une dent ou un groupe de dents
- Les forces orthopédiques, plus lourdes, permettant une action sur les structures osseuses.

Traditionnellement, les orthodontistes utilisent le gramme comme unité de force, ce qui est incorrect car les grammes sont une unité de masse et non de force.

La formule de Newton ($F = m \times a$) est le produit de la masse (kg) et de l'accélération (m/s^2). L'unité résultante est le $kg.m/s^2$ et $1kg.m/s^2$ est égal à 1 Newton (N). Pour des raisons pratiques, on considérera que $1g = 1cN$. ($1g = 0.98cN$). On parlera de gramme force (gf)

La force développée par un système mécanique se transmet à la dent et à sa zone de soutien. Le remaniement tissulaire engendré est fonction de la surface radiculaire, alvéolaire et ligamentaire concernée. Donc la réponse biologique dépend davantage de la notion de pression que de la notion de force.

$P = F/S$ (P est la pression, F est la force exercée, S est la surface radiculaire desmodontale)

2.1 Le centre de résistance

Le centre de résistance C_R d'une dent est le point tel que si nous exerçons une force quelconque en ce point, la dent se déplace dans le sens de la force sans rotation en gression pure.

Burstone a déterminé le centre de résistance d'une dent monoradiculée, au tiers radiculaire cervical et dans la zone de furcation pour une dent pluriradiculée. Cependant sa position exacte dépend de la morphologie radiculaire et alvéolaire, mais elle ne dépend pas du système de force appliqué.

Le centre de résistance d'un groupe de dents correspond au barycentre des centres de résistance des différentes dents, pondérés par leur valeur d'ancrage.

2.2 Moment d'une force

Une force dont la ligne d'action ne passe pas par le centre de résistance de la dent provoque un mouvement de roto-translation. Ce mouvement peut être décomposé en une translation du centre de résistance et rotation autour de ce même centre.

La rotation est caractérisée par le moment (M en g.mm) de la force qui correspond au produit de l'intensité de la force (F) par la distance orthogonale de sa ligne d'action au centre de résistance.

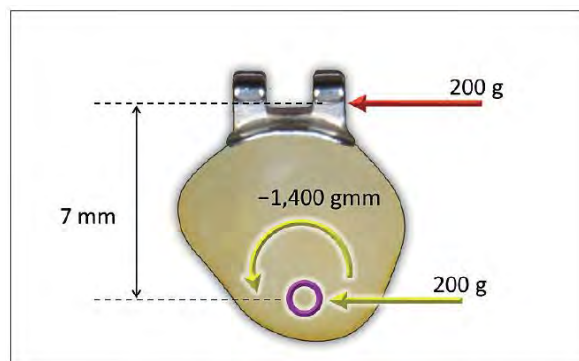


Figure 6 Une force de 200g est appliquée au bracket peut être exprimée au niveau de centre de résistance par une force et un moment négatif de 1400gmm ($200 \times 7 = 1400 \text{ gmm}$)(3)

2.3 Couple de forces

Un couple est obtenu grâce à deux forces de même intensité, de ligne d'action parallèle et de sens opposé.

Le moment de ce couple est égal au produit de l'intensité d'une des deux forces par la distance orthogonale séparant les deux lignes d'actions.

A l'inverse du moment d'une force qui n'existe que par la force en référence au C_R , un couple exerce un pur moment qui est un vecteur libre. La force résultante est nulle, et il se produit une rotation pure de la dent autour du centre de résistance, et ce quelle que soit la position du couple sur la dent. Quelle que soit la position du couple exercé sur la dent, la résultante sera une rotation autour du C_R .

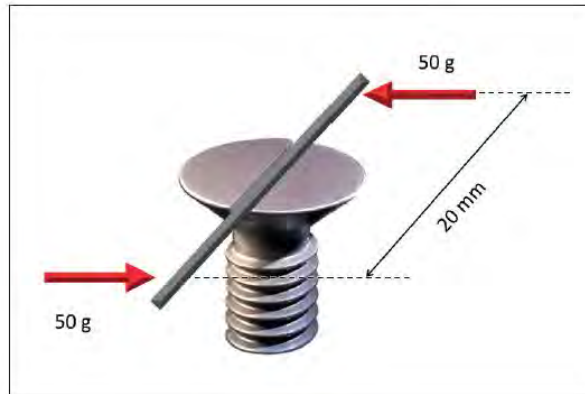


Figure 7 Des forces égales et opposées qui ne sont pas sur la même ligne d'action produisent un pur moment ou un couple. Les forces s'annulent, la résultante des forces est de 0g mais il se produit un moment de -1000gmm ($50 \times 20 = 1000 \text{gmm}$) (3)

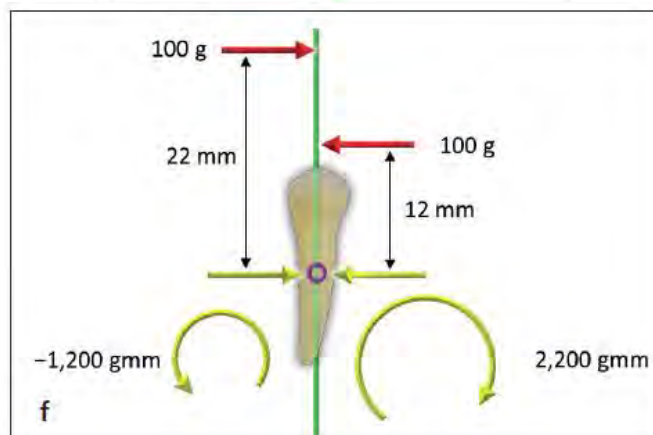
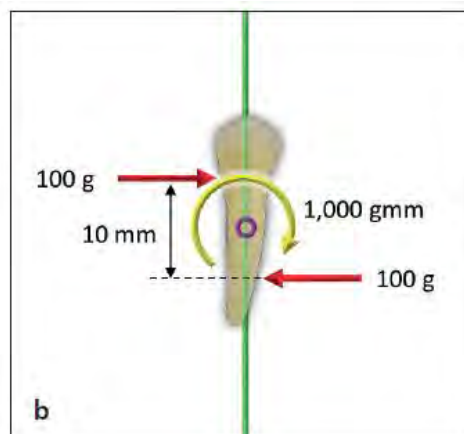


Figure 8 Quelle que soit la position du couple sur la dent, la résultante sera une rotation autour du C_R . Sur le 2e schéma, la résultante des moments est de 1000gmm. (3)

2.4 Centre de rotation et rapport moment/force (M/F)

Au cours d'un mouvement dentaire, le centre de rotation (C_{ROT}) est défini comme l'intersection de l'axe de la dent avant et après le déplacement. Contrairement au centre de résistance, la situation du centre de rotation dépend exclusivement du système de forces appliqué à la dent et peut être modifié à tout moment.

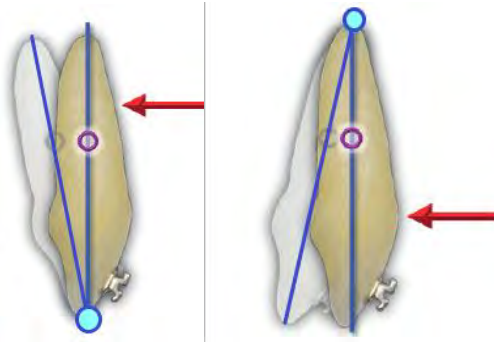


Figure 9 une force appliquée au-dessus du CR entraîne un mouvement radiculaire avec un centre de rotation situé au bord incisif. Une force appliquée sous le CR entraîne un mouvement de version contrôlée avec un centre de rotation situé à l'apex. (3)

La situation du centre de rotation est directement liée au rapport moment/force et détermine le type de mouvement que l'on va obtenir.

Dans un système de force centré sur le centre de résistance :

- Lorsque le rapport M/F est nul (moment nul), le (C_{ROT}) se situe à l'infini par rapport au centre de résistance et la dent effectue un mouvement de translation pur.
- Lorsque le rapport M/F tend vers l'infini (moment important) le (C_{ROT}) se situe au niveau du centre de résistance, la dent réalise alors un mouvement de rotation pur autour du C_R .
- Lorsque le rapport M/F se situe entre ces deux extrêmes, on obtient un mouvement de roto-translation.

Ainsi, quel que soit le nombre de forces appliquées, le système peut toujours se ramener à une force et un moment dont le rapport fixe la situation de C_{ROT} par rapport au C_R et donc le type de mouvement obtenu.

Nous nous intéresserons ici au système de force appliqué sur les brackets. Il nous faut réfléchir au système de force à appliquer pour obtenir le C_{ROT} souhaité.

Une force et un couple appliqués au bracket peut se résumer en une seule force appliquée sur la dent.

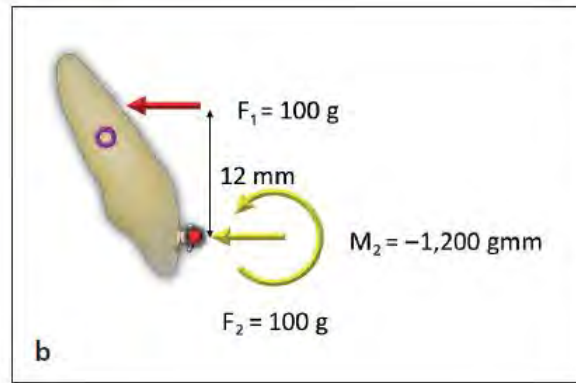


Figure 10 Le système de force en jaune est équivalent à la force en rouge. Une force de 100g associée à un moment négatif de 1200gmm appliqué au bracket équivaut à une force de 100g appliquée à 12mm du bracket. ($M/F=12\text{mm}$). (3)

Lors d'un mouvement en translation, on cherchera à appliquer une force équivalente qui passe par le centre de résistance de la dent. Selon ce raisonnement, il suffit d'appliquer un système de force dont le M/F correspond à la distance entre le CR et le bracket. Cette distance est d'environ 10mm pour une dent normale mais peut varier.

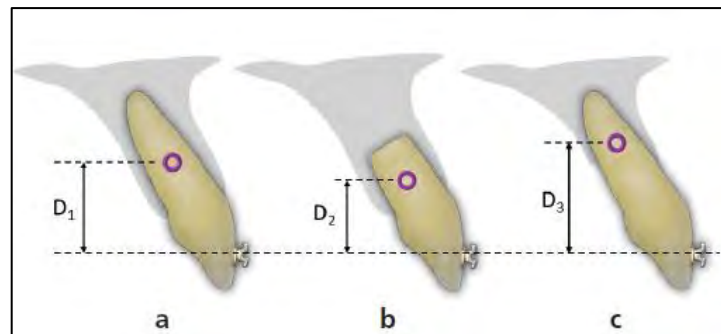


Figure 11 Pour obtenir une translation dans la situation B où l'on a une résorption radiculaire, un rapport M/F moins important sera nécessaire. Dans la situation C où l'on a une faible hauteur alvéolaire, un M/F plus important sera nécessaire. (3)

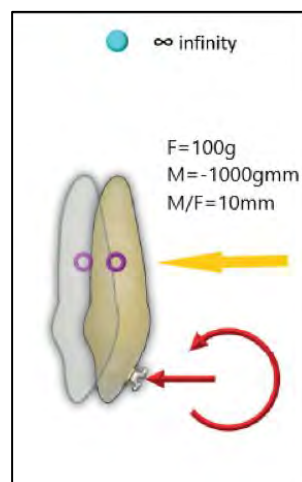


Figure 12 Pour une translation, un système de force appliqué au bracket dont le rapport M/F est de 10mm, le C_{ROT} se situe à l'infini et le mouvement obtenu est une translation. (3)

Un rapport M/F inférieur à 10mm résultera en une version, plus ou moins contrôlée, et au-delà de 10mm résultera en un mouvement radiculaire (torque).

2.5 Notion d'ancrage

L'équilibre statique est à la base de la notion d'ancrage, la valeur d'ancrage d'une dent correspond à sa résistance au déplacement. Cette résistance peut être difficile à obtenir.

Tout dispositif orthodontique permettant d'obtenir un déplacement dentaire fait appel à la 3^e loi de Newton qui stipule que : Lorsqu'un corps A exerce sur un corps B une action mécanique représentée par une force $F(B/A)$, le corps B exerce sur A une action représentée par une force $F(A/B)$.

$$F(B/A) = -F(A/B)$$

Ainsi, quelle que soit la mécanique utilisée, l'application d'une force sur une dent, un groupe de dents ou une arcade, engendre une force de même intensité, de même ligne d'action mais de sens opposé.

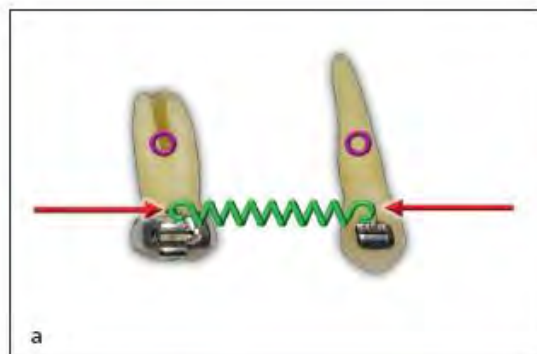


Figure 13 Les deux flèches rouges sont de même direction et intensité mais de sens opposé. (3)

Lors du déplacement d'une dent, les autres vont être sollicitées par la réaction. Cependant, si le nombre de dents d'ancrage est suffisant, cette réaction pourra être d'intensité trop faible pour engendrer un mouvement réciproque, c'est l'ancrage passif.

En revanche, si les dents servant d'ancrage sont en nombre insuffisant et ne peuvent résister seules, on mettra en place différents mécanismes pour renforcer l'ancrage (FEO, élastiques, vis, TPA...) c'est l'ancrage actif.

En appliquant la 3^e loi de Newton en orthodontie, le trinôme de Nevrezé permet de définir trois éléments :

- La résistance mobile (RM) représentant la structure à déplacer. Elle correspond à une dent, un groupe de dents ou une arcade entière.
- La résistance stable (RS) ou structure d'appui permettant le déplacement de la résistance mobile. Elle constitue l'ancrage orthodontique représenté par un groupe de dents, une arcade dentaire ou une structure extraorale.
- La force motrice (FM) permettant le déplacement de la résistance mobile. Elle est créée par un arc ou un auxiliaire intra ou extra oral.

En fonction de l'étape de traitement, toute dent pourra faire partie de RM ou RS.

Trois possibilités :

- Résistances égales $RM=RS$
Si $FM < RS$ et RM , il n'y a pas de déplacement.
Si $FM > RS$ et RM , déplacement réciproque et simultané de la résistance mobile et stable l'un vers l'autre.
- Résistances inégales $RM < RS$
Si $FM < RM < RS$, il n'y a pas de déplacement.
Si $RM < FM < RS$, la résistance mobile se déplace et la stable reste fixe.
Si $RM < RS < FM$, il y a perte d'ancrage, RM et RS se déplacent et RM se déplace plus que RS
- Résistances inégales $RS < RM$, contraire à la notion d'ancrage
Si $FM < RS < RM$, il n'y a pas de déplacement.
Si $RS < FM < RM$, seul l'ancrage se déplace.
Si $RS < RM < FM$, RM et RS se déplacent et RS se déplace plus que RM .

2.6 Valeur d'ancrage d'une dent

La valeur d'ancrage d'une dent correspond à sa résistance au déplacement. Faure(4,5) considère que la valeur d'ancrage est donnée par l'importance de sa racine caractérisée par sa surface ou son volume.

	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Surface radiculaire en mm ² Freeman	230	194	282	312	254	533	-	170	200	270	237	240	475	-
Volume radiculaire en mm ³ d'après Nabbout-Faure	321	209	366	287	296	594	545	162	171	306	240	282	564	534
Coefficient d'ancrage de Jarabak	4	3	8	7	6	9	-	1	2	8	5	5	10	-
Coefficient d'ancrage d'après Nabbout-Faure	2	1.5	2.25	2	2	4	3.5	1	1	2	1.5	2	3.5	3.5

Figure 14 Valeurs d'ancrage selon les auteurs (4)

Les valeurs d'ancrage des arcades ou des groupes dentaires solidarisés s'obtiennent simplement par sommation des coefficients d'ancrage des différentes dents composant le groupe.

Melsen en 2007(6) remet en question le concept des forces différentielles et des surfaces radiculaires dans le calcul de l'ancrage. Elle insiste sur la qualité de l'os le long de la racine et l'inclinaison de la racine, l'ancrage ne dépend pas de la longueur radiculaire mais de la morphologie et de la physiologie de l'os.

III. Stratégies pour la fermeture d'espace

La maîtrise de la fermeture d'espace est essentielle pour atteindre ses objectifs de fin de traitement.

De nombreux éléments doivent être pris en compte dans la gestion de cette phase :

- Le contrôle de l'ancrage : l'ancrage est essentiel dans les mécaniques de fermeture, surtout à l'arcade maxillaire. La quantité de rétraction peut être importante et le contrôle du torque est d'autant plus consommateur d'ancrage.
- Le contrôle du sens vertical lors de la rétraction : une supraclusion incisive doit être corrigée avec les rétractions, pour éviter pendant le recul, des interférences qui arrêteraient le déplacement et provoqueraient une perte d'ancrage postérieur. Au cours de la rétraction, la position verticale des incisives doit être maintenue pour éviter l'égression relative qui accompagne le mouvement de linguoversion des incisives.

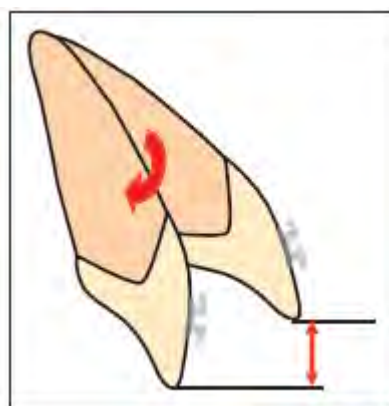


Figure 15 Une version palatine entraîne une égression relative (1)

- Le contrôle du torque incisif : une inclinaison incisive correcte est essentielle dans l'obtention d'une occlusion idéale. Notamment dans le traitement des classes II, où des incisives palatoversées peuvent bloquer la mécanique. Une inclinaison incisive correcte permet l'obtention d'un surplomb nécessaire à la correction de classe II.



Figure 16: Une inclinaison incisive insuffisante crée un contact antérieur empêchant la correction de la classe II (Cas personnel)

Ce chapitre passera en revue les outils et les stratégies mis à disposition de l'orthodontiste. Celui-ci devra comprendre et maîtriser ces systèmes afin de maîtriser et pouvoir réagir dans toutes les situations cliniques.

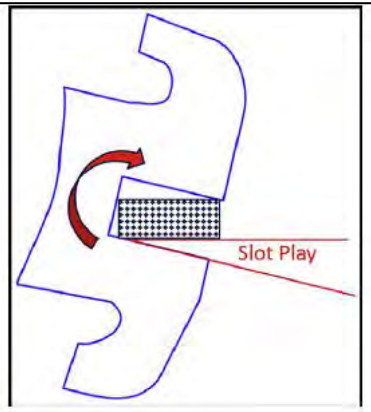
1. 0.018x0.025 ou 0.022x0.028 ?

Le premier système Edgewise créé par Angle utilisait les dimensions 0.022x0.028in associé à des arcs en or. Dans les années 1930, l'utilisation des arcs en acier inoxydable a permis d'utiliser des forces comparables avec des arcs plus petits. Ceci a entraîné le développement d'un slot de 0.018x0.025in.

Les deux systèmes sont toujours utilisés, chacun présentant ses avantages et inconvénients.

La plupart des études montrent un temps de traitement plus court avec un slot de 0.018, cependant une revue systématique de la littérature par Vieira en 2018 (7) ne montre aucune supériorité d'un système sur l'autre. Les études trop biaisées ne permettent pas de tirer de conclusions.

<i>Nominal wire size</i>	<i>0.018 slot</i>	<i>0.022 slot</i>
0.014 × 0.025	12.0	24.4
0.016 × 0.016	11.6	Spin
0.016 × 0.022	7.8	21.7
0.016 × 0.025	6.7	18.1
0.017 × 0.017	6.5	28.5
0.017 × 0.022	4.8	18.0
0.017 × 0.025	4.2	15.1
0.0175 × 0.0175	4.3	23.4
0.018 × 0.018	2.4	19.5
0.018 × 0.025	1.7	12.5
0.019 × 0.025	X	9.5
0.020 × 0.020	X	8.9
0.021 × 0.016	X	7.1
0.021 × 0.021	X	5.1
0.021 × 0.025	X	4.2
0.022 × 0.018	X	2.4
0.022 × 0.025	X	1.7



The diagram shows a cross-section of a wire (represented by a grid) inserted into a slot. A red arrow indicates the direction of movement, and the text 'Slot Play' is written next to it, illustrating the clearance between the wire and the slot walls.

Figure 17 Jeu entre l'arc et la gorge selon les dimensions (7)

1.1 Le 0.018x0.025in

Le slot de 0.018in(8) permet d'obtenir plus rapidement un meilleur contrôle du torque antérieur, les forces délivrées sont plus douces et facilitent les finitions. Le slot de 0.018in paraît plus adapté dans les mécaniques par boucles car les forces délivrées sont légères tout en gardant un bon contrôle du torque incisif. Un arc de 0.016x0.022in présente un jeu de 7.8° et un arc de 0.017x0.025in présente un jeu de 4.2°.

Cependant, dans les mécaniques de fermeture d'espace par glissement, les arcs peuvent manquer de rigidité ce qui peut entraîner l'apparition de bowing effect, malgré le remplissage de l'arc dans la gorge. Le manque de rigidité peut également être problématique lors de l'utilisation d'élastiques de classe II et pour le nivellement de la courbe de Spee.

1.2 Le 0.022x0.028in

Le slot de 0.022in permet l'utilisation d'une variété plus importante de section d'arc. Il permet une plus grande liberté de mouvement sur les premiers fils, ce qui entraîne des forces initiales plus douces. Le slot plus large facilite l'insertion des fils et empêche l'apparition de friction et d'effet de coin pour l'alignement des encombrements, ce qui permettrait un alignement des dents antérieures plus rapide que pour le slot de 0.018in(9). Cependant, sur les arcs rectangulaires, les niveaux de forces délivrés peuvent

être plus importants. Le remplissage de la gorge peut être plus difficile, avec par conséquent un jeu important entre le bracket et l'attache.

Le 0.022in permet l'utilisation d'arcs plus rigides pour les fermetures d'espace en glissement. En général un arc de 0.019x0.025in est utilisé, ce qui permet un contrôle correct des secteurs antérieurs tout en étant sous-dimensionné dans les secteurs latéraux, ce qui facilite le glissement. Cet arc est plus rigide et présente 47% de déformation en moins qu'un arc de 0.016x0.022in sur une fermeture d'espace. Cependant le contrôle du torque antérieur est moindre, en effet un arc de 0.019x0.025in présente un jeu de 9.5°. Ce qui peut entraîner une palato version des incisives lors de leur rétraction.

1.3 Le bi-dimensionnel

Le système bi-dimensionnel cherche à combiner les avantages des deux systèmes en utilisant un slot de 0.022in sur les secteurs latéraux et un slot de 0.018in ou 0.020in sur les secteurs antérieurs. Le but étant d'avoir un bon contrôle du torque antérieur tout en ayant un arc rigide et sous dimensionné sur les secteurs latéraux, permettant ainsi un glissement facilité. (10)

2. Quelle prescription ?

La technique Edgewise(11) originelle utilisait des attaches non informées et imposait de déformer les arcs afin de les adapter à l'anatomie et les positions dentaires. Les possibilités de glissement étaient limitées et les fermetures d'espaces devaient se faire à l'aide de boucles.

Andrews(12) a introduit la technique de l'arc droit en 1970. Les lumières des attaches sont orientées dans les trois plans de l'espace de telle sorte qu'un fil de section rectangulaire sans autre courbure que l'ellipse de l'arcade oriente les dents d'une façon optimale. Andrews s'est basé des critères occlusaux déterminés d'après une étude faite sur 120 personnes à l'occlusion idéale et n'ayant jamais eu de traitement orthodontique. Chaque attache est adaptée à la forme et à la position moyenne de la dent à laquelle elle est destinée. La suppression des déformations sur l'arc a permis une utilisation facilitée des techniques de glissement.

Cette technique est largement utilisée aujourd'hui, en effet ces attaches deviennent indispensables lorsque l'on emploie des arcs en nickel-titane préformés et permettent un temps au fauteuil réduit.

Andrews définit un axe vestibulaire pour chaque couronne clinique et un point médian sur cet axe. Il établit des moyennes, pour chaque dent, d'épaisseur (1^{er} ordre), d'angulation (2^e ordre) et d'inclinaison (3^e ordre ou torque).

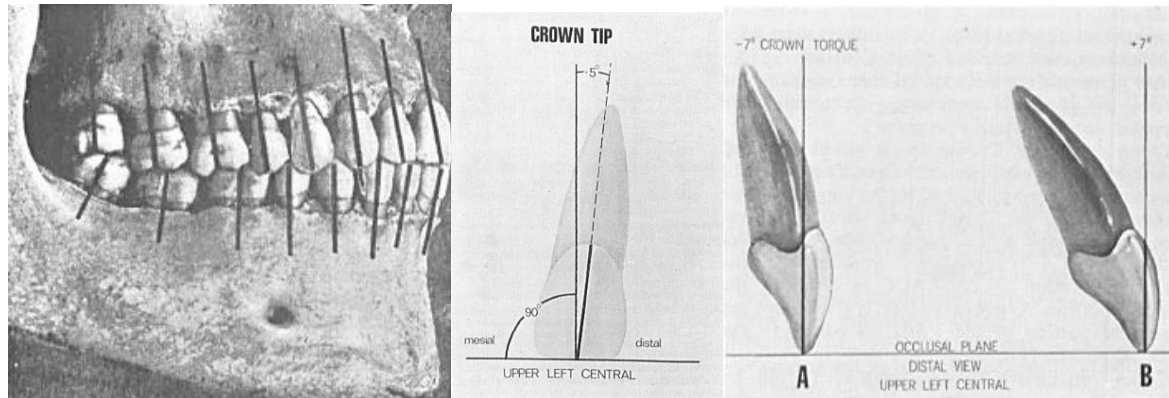


Figure 18 Axes dentaires selon Andrews (13)

Tooth	Tip norm	Tip prescription	Torque norm	Torque prescription
Upper Central	3.59°	5°	6.11°	7°
Upper Lateral	8.04°	9°	4.42°	3°
Upper Cuspid	8.4°	11°	-7.3°	-7°
Upper 1st Bicuspid	2.7°	2°	-8.5°	-7°
Upper 2 nd Bicuspid	2.8°	2°	-8.9°	-7°
Upper 1st Molar	5.7°	5°	-11.5°	-9°
Upper 2 nd Molar	0.4°	5°	-8.1°	-9°
Lower Central	0.53°	2°	-1.71°	-1°
Lower Lateral	0.38°	2°	-3.24°	-1°
Lower Cuspid	2.5°	5°	-12.7°	-11°
Lower 1st Bicuspid	1.3°	2°	-19°	-17°
Lower 2 nd Bicuspid	1.54°	2°	-23.6°	-22°
Lower 1st Molar	2.0°	2°	-30.7°	-30°
Lower 2 nd Molar	2.9°	2°	-36°	-35°

Figure 19 Valeurs idéales et prescription d'Andrews

La technique d'arc droit d'Andrews supposait l'utilisation d'arcs de pleine taille afin d'exprimer complètement sa prescription. Cependant, les informations contenues dans le bracket n'étaient pas toujours suffisantes pour assurer une inclinaison incisive correcte.

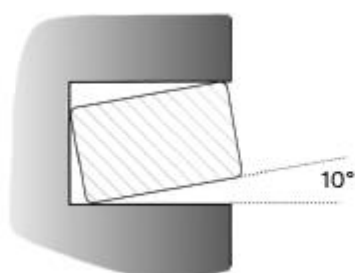
L'évolution des techniques d'arc droit a consisté à modifier les informations originales dans le but d'améliorer les capacités mécaniques du système.

En 1974, Roth propose un système comprenant des informations de sur- correction systématique dans les trois sens de l'espace : par augmentation des valeurs d'angulation, d'inclinaison et de contre-rotation. On peut également citer les systèmes de Ricketts, Alexander, Hilger, et de Bennet et Mc Laughlin (MBT). Les systèmes de Roth et MBT sont les plus retrouvés dans la littérature.

Upper	MBT	4	8	8	0	0	0	0	Upper	MBT	17	10	-7	-7	-7	-14	-14
	Roth	5	9	13	0	0	0	0		Roth	12	8	-2	-7	-7	-14	-14
	Andrews	5	9	11	2	2	5	5		Andrews	7	3	-7	-7	-7	-9	-9
	Teeth	1	2	3	4	5	6	7		TEETH	1	2	3	4	5	6	7
Lower	Andrew	2	2	5	2	2	2	2	Lower	Andrews	-1	-1	-11	-17	-22	-30	-33
	Roth	2	2	7	-1	-1	-1	-1		Roth	-1	-1	-11	-17	-22	-30	-30
	MBT	0	0	3	2	2	0	0		MBT	-6	-6	-6	-12	-17	-20	-10

Figure 20 Prescription d'angulation et de torque selon MBT, Roth et Andrews

Par exemple, le torque de l'incisive supérieure passe de +7° à +12° dans la prescription de Roth et passe de +7° à +17° voire +22° dans la prescription MBT.



Un arc de 0.019x0.025in dans un slot de 0.022in présente un jeu de 10° environ, la surcorrection du système MBT permet d'obtenir au minimum 7° de torque (17-10°) sur l'incisive centrale maxillaire. La surcorrection est moins intéressante sur un slot de 0.018 ou bidimensionnel car le jeu entre les arcs et les brackets est moins important.

La prescription n'aurait aucune incidence sur l'esthétique finale d'un traitement(13) selon une étude comparant des modèles de fin de traitement ayant utilisé soit la prescription de Roth, soit la prescription MBT. Et selon une autre étude(14), les différentes valeurs de torque incisif entre les prescriptions Roth et MBT n'amèneraient pas une différence cliniquement décelable dans l'inclinaison incisive en fin de traitement.

Le choix de la prescription aurait donc peu d'influence sur la qualité de traitement. Cependant le praticien devra avoir conscience des valeurs de chaque prescription qu'il pourra adapter en fonction du traitement. La surcorrection du torque antérieur semble intéressante dans les cas de correction de classe II ou d'extraction particulièrement dans l'utilisation d'une gorge de 0.022in. En cas d'insuffisance de correction, les pliures sur l'arc permettent à l'orthodontiste de réagir à la situation clinique, sans être tributaire de la prescription.

3. Les brackets auto-ligaturants

Les attaches auto-ligaturantes ont été conçues pendant les années 1930 mais sont devenues populaires vers la fin des années 1990, accompagnées de campagnes marketing et de revendications concernant leur plus grande efficacité de traitement, notamment par leur plus faible friction. La plupart de ces revendications ont été réfutées par différentes études.

Une revue systématique par Chen(15) ne montre aucune preuve clinique de la supériorité des attaches auto-ligaturantes, que ce soit pour la durée de traitement, la durée d'alignement ou la fermeture d'espace. Les deux avantages de ces attaches seraient un temps au fauteuil réduit (dû à la facilité de pose et dépose des arcs) et un meilleur contrôle de l'inclinaison des incisives mandibulaires.

Une revue de la littérature par Ehsani(16) compare la friction exercée par des brackets conventionnels et auto-ligaturants par le biais d'études in-vitro. Comparé aux brackets conventionnels, les auto-ligaturants produisent moins de friction avec un arc rond de faible section et en l'absence de malposition majeure. Cependant, avec un arc rectangulaire de grande section, il n'y a pas de différence de friction entre les deux types de brackets. D'autres études semblent montrer une friction réduite avec des arcs de section rectangulaire (17) (18), malgré cela, aucune supériorité n'est montrée quant à la vitesse et quantité de fermeture d'espace. (19,20)

4. Recul en 1 ou 2 temps ?

Après avoir extrait les prémolaires, faut-il réaliser un recul canin puis un recul des 4 incisives (recul en 2 temps) ou reculer tout le bloc incisivo-canin en un seul temps (recul en masse) ?



Figure 21 Rétraction canine préalable à la rétraction incisive (3)

Classiquement, les dents antérieures sont rétractées en deux étapes, la rétraction canine suivie du recul des 4 incisives permettrait de mieux préserver l'ancrage.

Proffit recommande la rétraction canine préalable dans les cas d'ancrage maximum, ce qui diminuerait la pression sur les ligaments des unités d'ancrage. Cependant il reconnaissait que la rétraction en deux temps prend deux fois plus de temps que le recul en masse.

Roth recommande la rétraction canine pour les cas d'ancrage maximal mais pas pour les cas d'ancrage modéré.

Selon Burstone, la préservation d'ancrage serait vraie si les praticiens utilisaient des forces très légères, or la plupart utilisent des forces trop importantes, consommant ainsi l'ancrage postérieur. Puisque des forces relativement faibles sont capables de rétracter six dents, il n'est guère logique de séparer la rétraction des canines de celle des quatre incisives. Il n'y aurait pas de raison pour Burstone de faire un recul en deux temps sauf dans les cas d'encombrement antérieur, d'incisives vestibulo-versées ou des canines ectopiques. La rétraction en deux temps serait plus compliquée, inesthétique due au diastème entre incisive latérale et canine, allongerait le traitement, et entraînerait davantage d'effets parasites verticaux.

Dans les cas d'encombrement antérieur importants, le recul canin permet de gagner de l'espace pour l'alignement incisif, ce qui permet d'éviter les mouvements de va-et-vient.

Un essai clinique randomisé publié en 2019 par Schneider(21) compare la rétraction en masse avec la rétraction en deux temps chez 48 patients. Les rétractions se faisaient sur arc continu avec des forces de 100g pour la rétraction en 2 temps et de 200g pour la rétraction en masse. Les résultats ne montrent aucune différence concernant la rétraction incisive et la perte d'ancrage postérieure entre les deux groupes. De plus (22), les résultats montrent un traitement plus long de 1,8 à 2,2 fois pour la rétraction en deux temps que pour la rétraction en masse, et avec une durée plus longue de traitement pour les hommes que pour les femmes.

Un résultat similaire est obtenu dans un essai clinique par Heo en 2007(23) qui ne trouve pas de différence de perte d'ancrage postérieure entre le recul en masse et en 2 temps chez 30 patientes.

Une revue systématique et méta-analyse(24) par Rizk en 2017 compare l'efficacité, la préservation d'ancrage et la durée des deux méthodes de rétraction. Les résultats montrent une préservation d'ancrage plus importante dans les reculs en masse s'ils sont associés à des minivis. Les forces extra-orales utilisées dans les deux techniques ne produiraient pas de différence de perte d'ancrage, le recul en masse serait plus rapide, et il n'y aurait pas de différences quant à l'apparition de résorptions radiculaires.

Ainsi, dans les cas d'ancrage modéré, il semblerait plus intéressant de réaliser un recul en masse après extraction de prémolaires, sauf dans les cas d'encombrement ou de vestibulo-version incisive afin d'éviter les mouvements de va-et-vient. L'apport de minivis permet de soutenir les secteurs postérieurs et ainsi obtenir un ancrage maximal. A noter que les techniques linguales associées aux arcs champignons ne permettent que le recul en masse.

5. Boucle ou glissement ?

Deux méthodes de fermeture d'espace existent : par glissement ou par boucle.

Dans la méthode par glissement, la force est appliquée par un élastique ou un ressort et le bracket glisse le long de l'arc qui sert de « rail ». Il y a toujours de la friction entre le

bracket et l'arc, ce qui diminue la force effective exercée sur la dent. La perte de force effective liée à la friction serait de 70% environ(25), ce qui peut entraîner un arrêt du mouvement orthodontique. L'arc exerce un moment qui prévient la rotation et la version des dents. Un compromis doit être réalisé dans le choix de l'arc ; sur les secteurs latéraux, l'arc doit être rigide et légèrement sous-dimensionné avec des bords plutôt arrondis pour faciliter le glissement, tout en gardant un bon contrôle du torque antérieur comme vu précédemment.

La mécanique par glissement est plus simple à mettre en œuvre et réduit le temps au fauteuil. L'activation peut être de longue durée si des ressorts en Nickel-Titane sont utilisés, ce qui permet d'espacer les rendez-vous. L'hygiène pour le patient est également facilitée.

Dans la mécanique par boucle, il n'y a pas d'arc guide. La boucle produit une force et un moment et il n'y a pas de perte de force due à la friction. Ce qui fait qu'un système mécanique par boucle est plus prédictible que par glissement. Cependant il est plus difficile de contrôler les dents et la forme d'arcade que par glissement grâce à l'arc continu. La méthode nécessite des pliures sur l'arc qui peuvent être complexes, ce qui peut augmenter le temps au fauteuil. Les boucles en bouche peuvent gêner le patient et rendre l'hygiène plus difficile. Selon la géométrie des boucles, les activations ne dépassent pas en général 1mm, ce qui nécessite des rendez-vous plus rapprochés.

En 1989, Ziegler(26) compare la rétraction canine entre une boucle et la technique de glissement chez 21 patients en split-mouth. La boucle permettait une rétraction plus rapide et avec moins de version qu'avec le glissement. Le contrôle de la rotation canine était similaire dans les deux techniques. Et il n'y a pas de différences dans l'apparition de résorptions radiculaires.

En 2018, Makhoulf(27) réalise un essai clinique en split-mouth chez 10 patients, comparant la rétraction canine avec une boucle en T et avec un ressort en Nickel Titane. Les résultats montrent une rétraction plus rapide avec la technique en glissement qu'avec la rétraction par boucle.

En 2001, Rhee(28) compare les deux techniques sur typodont, les résultats montrent que la rétraction par glissement permettait un meilleur contrôle de la rotation canine et de la forme d'arcade, que les boucles permettaient un meilleur contrôle du 2^e ordre de la canine, mais qu'il n'y a pas de différences concernant la quantité de rétraction et pour la perte d'ancrage postérieur.

Les études ne montrent pas de supériorité d'une technique par rapport à l'autre, des études plus poussées sont nécessaires pour déterminer laquelle est la plus efficiente.

Chaque méthode nécessite des connaissances précises et doit s'adapter en fonction du matériel utilisé et pourra trouver son intérêt selon la situation clinique.

6. Quelles forces utiliser ?

On peut se poser la question de l'intensité de la force à appliquer pour éviter les effets iatrogènes liés au mouvement orthodontique.

Selon Burstone (3) la force orthodontique optimale est celle qui génère une réponse cellulaire maximale pour les tissus parodontaux et pour l'apposition/résorption osseuse, tout en maintenant la vitalité de ces tissus.

La force optimale(2) permettrait d'obtenir la plus grande vitesse de déplacement dentaire sans dommage irréversible des racines, de l'os alvéolaire et du ligament alvéolo-dentaire.

Selon Schwarz(29) en 1932, la force orthodontique optimale ne devrait pas être supérieure à la pression des capillaires sanguins qui est de 20 à 26g par cm² (2,6kPa), afin de ne pas créer de zone hyaline et de se rapprocher le plus possible des forces physiologiques du déplacement dentaire.

En 1967, Weinstein(30) démontre que quelques grammes de forces suffisent à déclencher un mouvement dentaire.

Pour Markostamou(31), l'évaluation de la réponse histophysiopathologique aux pressions exercées est très difficile à déterminer étant donné qu'elle dépend de plusieurs facteurs :

- Longueur et forme des racines
- Métabolisme local et général
- Typologie faciale et force occlusales
- Turn-over cellulaire
- Age et sexe du sujet

- Position de la dent
- Densité osseuse
- Santé parodontale
- Type de mouvement à réaliser

Selon Proffit(32), la force optimale devrait être juste suffisante pour stimuler l'activité cellulaire sans oblitérer les vaisseaux sanguins du ligament alvéolodentaire.

Pour déterminer l'effet biologique du déplacement il faut prendre en compte la quantité de force délivrée ainsi que la surface ligamentaire sur laquelle la force est exercée. La réponse du ligament est déterminée par la force par unité de surface. Or, la pression exercée sur le ligament diffère en fonction du mouvement dentaire réalisé.

Proffit a établi un tableau des forces à appliquer à la dent en fonction du type de mouvement désiré.

Les valeurs données sont à pondérer en fonction de la taille des dents, des valeurs inférieures à utiliser pour les incisives et des valeurs supérieures pour les dents pluriradiculées. A noter qu'aucune des forces ne dépasse 150gf.

Optimum Forces for Orthodontic Tooth Movement	
Type of movement	Force* (gm)
Tipping	35-60
Bodily movement (translation)	70-120
Root uprighting	50-100
Rotation	35-60
Extrusion	35-60
Intrusion	10-20

*Values depend in part on the size of the tooth; smaller values appropriate for incisors, higher values for multirooted posterior teeth.

Figure 22 Forces optimales selon Proffit, selon le mouvement (32)

- Version

Le mouvement le plus simple à réaliser est la version qui est produite par une seule force appliquée contre la couronne d'une dent. La dent tourne autour du centre de résistance, ainsi le ligament est comprimé à l'apex du côté du point d'application et à la crête alvéolaire de l'autre côté du point d'application. La pression maximale exercée sur le ligament se trouve à l'apex et à la crête alvéolaire. La pression diminue en se rapprochant du centre de résistance qui devient minimale sur celui-ci. Dans la version, seule une faible

partie du ligament est sous contrainte, ce qui augmente la pression exercée sur celle-ci. Les forces exercées pour une version doivent être modérées, de 35 à 60gf.

- Gression/translation

Dans le cas d'une gression, une grande surface du ligament est sous contrainte, ce qui diminue la pression exercée pour une même force. Pour obtenir une réponse biologique similaire, il faut donc augmenter la quantité de force, de 70 à 120gf.

- Rotation :

En théorie, les forces nécessaires pour produire une rotation autour de son grand axe devraient être beaucoup plus importantes que pour les autres mouvements, étant donné que la totalité du ligament est sous contrainte. Cependant, il est pratiquement impossible d'appliquer une force rotationnelle sur une dent sans appliquer une composante de version. Ce qui nous ramène dans le cadre d'une version simple.

- Egression

Les mouvements extrusifs ne produisent en théorie aucune compression sur le ligament, seulement de la tension. Or en pratique, une composante de version s'applique avec une compression du ligament. Des forces lourdes extrusives ne sont pas souhaitables si le but n'est pas d'extraire la dent. Les forces à utiliser sont donc similaires à la version qui sont de 35 à 60gf.

- Ingression

Pour produire une ingression, une force faible doit être exercée. En effet, la force va être concentrée sur une petite zone située à l'apex, ce qui augmente la pression. Comme pour l'égression, une version se produit mais la force reste très concentrée à l'apex. Les forces utilisées seront de 10 à 20gf.

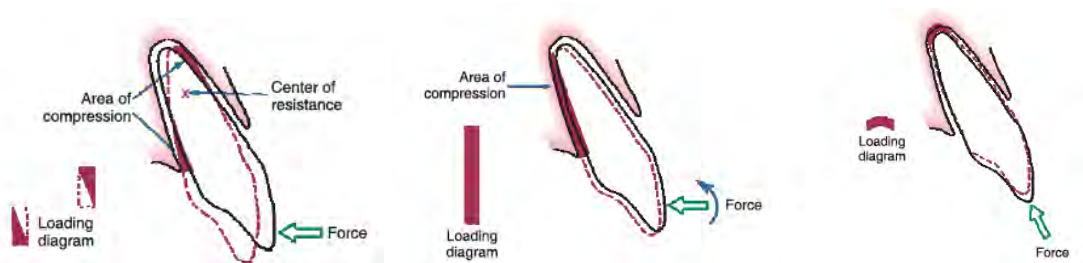


Figure 23 Compression du ligament selon le mouvement exercé selon Proffit (32)

Suivant ce raisonnement, pour mobiliser un groupe de dents, il suffit de faire la somme des forces optimales de chaque dent (force à pondérer en fonction de la dent, sa morphologie radiculaire, et donc sa surface ligamentaire).

Exemple pour calculer la force optimale pour générer une translation du bloc incisivo canin (33), on fait la somme des forces optimales d'une translation multipliée par le nombre de dents : $70\text{gf} \times 6 = 420\text{gf}$. Ce qui donne 210gf ($420/2$) à appliquer de chaque côté de l'arc.

Pour un recul de 4 incisives, la force à appliquer est de $70\text{gf} \times 4 = 280\text{gf}$, soit 140gf à appliquer de chaque côté de l'arc.

Pour éviter la perte d'ancrage d'une résistance stable, la force exercée devra être inférieure à la force nécessaire pour la déplacer.

Par exemple, pour un recul canin avec une prémolaire et deux molaires en résistance stable : on ne devra pas exercer une force supérieure de l'ordre de 300gf ($3 \times 100\text{gf}$).

Owman Moll(34) en 1996 teste sur des prémolaires des forces de 50cN et 100cN . Il ne trouve pas de différences en quantité de mouvement orthodontique réalisé. L'auteur conclut que la variation de déplacement est surtout liée aux facteurs individuels plutôt qu'au niveau de force appliqué. Il observe cependant une hyalinisation dans 60% des cas avec des forces de 50cN .

Selon Faure(4) le déplacement dentaire est quasi indépendant de l'intensité de la force tant que la force se situe entre le seuil de déplacement minimal et le seuil de hyalinisation. Pour une version libre sur une dent, la force optimale serait de 50grf , et pour un déplacement en gression, la force optimale serait de 100grf .

Selon Melsen (6) en raison des variations intra et inter-individuelles de l'anatomie de structure des alvéoles, des forces orthodontiques de même ampleur génèrent des distributions de contrainte et de déformation très différentes selon les individus. Le transfert de charge à travers l'alvéole est très complexe. La variation de déplacement pour une même force est liée aux facteurs individuels. De petites forces doivent être appliquées aux dents pour éviter l'ischémie et la nécrose des tissus.

Une revue systématique de la littérature par Theodorou(35) en 2019 étudie la quantité de force optimale pour le déplacement dentaire chez l'homme avec un appareillage fixe. Les études incluses concernent 2 essais cliniques randomisés et 10 études randomisées en « split mouth ». Toutes les études incluses s'intéressent au déplacement des canines

maxillaires ou mandibulaires sauf une qui étudie le mouvement d'une molaire mandibulaire. Seule 1 étude montrait un faible risque de biais.

L'analyse quantitative montre que des forces entre 50cN et 250cN produisent une vitesse et une quantité de mouvement dentaire similaire. Des forces supérieures à 250cN permettraient d'obtenir une quantité supérieure de mouvement, cependant étaient davantage associées à des résorptions radiculaires.

Néanmoins, une interprétation prudente des données est nécessaire en raison du manque de preuves solides.

Valeur de la force optimale orthodontique selon les auteurs. Expérimentation chez l'homme.				
Auteur	Année	P (KPa)	F (cN)	Dent
Storey et Smith	1952	10-17	150-250	13/23
Reitan	1960	2-10	40-140	14/24
Lee	1964	10-17	150-200	13/23
Hixon et al.	1969	30-100	300-100	13/23
Jarabak et Fizzel	1972	7-11	105-570	13/23
Quinn et Yoshikawa	1988	7-14	100-200	13/23
Lee	1995	17-18	255-273	13/23
Kuros et al.	1996		30-100	13/23
Owman-Moll et al.	1996	5-20	50-200	14/24
Uematsu et al.	1996		250	13/23
Iwasaki et al.	2000	4-13	18-50	13/23
Lee	2004		100	13/23
Hoshino-Itho et al.	2005		250	13/23
Tuncer et al.	2005		90	33/43
Perinetti et al.	2005		250	16/26
Batra et al.	2006		100	13/23
Sugiyama et al.	2003		250	13/23

Figure 24 Valeur de la force optimale orthodontique selon les auteurs. Expérimentation chez l'homme (2)

Iwasaki et al(36) en 2017 mettent en évidence dans une étude un déplacement dentaire d'une canine maxillaire à partir d'une force de 18cN exercée par un ressort en Niti, mais que l'amplitude de force optimale se situe entre 120cN et 240cN.

Une revue systématique de la littérature par Roscoe(37) en 2015 semble montrer une corrélation entre des forces lourdes et l'apparition de résorption radiculaire.

Les appareils fixes contemporains font plus souvent appel à des forces légères et continues qu'à des forces intermittentes. Ces dernières ne sont présentes que lors d'utilisation des forces extra-orales.

Nous nous intéresserons ici aux forces continues.

Il semblerait qu'une force continue augmente la durée de hyalinisation(38) et qu'il existerait une corrélation positive entre les forces continues et la durée du traitement avec l'apparition de résorptions radiculaires.(39)

IV. Mécanique de la fermeture d'espace

1. Principes généraux

1.1 Ancrage et rétraction

Burstone définit trois façons de fermer les espaces :

- Par rétraction des dents antérieures (Mécanique de groupe A ; ancrage maximal)
- Par action réciproque/combinaison des deux (Mécanique de groupe B : ancrage moyen)
- Par protraction des dents postérieurs (Mécanique de groupe C ; ancrage minimal)

Dans le cas d'un ancrage maximal, les forces mésialantes devront être neutralisées pour obtenir le maximum de rétraction antérieure, plusieurs possibilités existent :

- Forces extra-orales (directe ou indirecte)
- Minivis ou plaques (direct ou indirect)
- Élastiques de classe II pour soutenir les secteurs postérieurs
- Utilisation de moments différentiels
- Arc transpalatin, pastille de Nance ou arc lingual

Un ancrage maximal peut être recherché dans les cas de classe II avec extraction de prémolaires maxillaires où le maintien de l'ancrage est primordial.

Un ancrage minimal peut être recherché dans les cas de substitution d'incisives latérales ou d'agénésie de 2^e prémolaire, afin de mésialer les secteurs postérieurs. Dans ce cas, des minivis antérieures, des bielles, des élastiques de Classe III et des moments différentiels pourront être utilisés.

L'ancrage moyen est le plus simple à exécuter et peut être utilisé dans la plupart des cas d'extractions sans besoin absolu d'ancrage.

1.2 Biomécanique

La situation clinique comprend une résistance mobile constituée des 2 canines et 4 incisives et une résistance stable constituée de 2 prémolaires et 4 molaires.

Dans le plan sagittal, que ce soit pour un recul canin ou un recul en masse, l'application d'une force appliquée sur les brackets, et donc à distance des centres de rotations, entraîne l'apparition de moments : horaire pour le secteur antérieur et anti-horaire pour le secteur postérieur. Une force passant par les deux centres de résistances permettrait un mouvement réciproque en translation mais un tel système n'est pas possible à mettre en œuvre pour des raisons anatomiques.

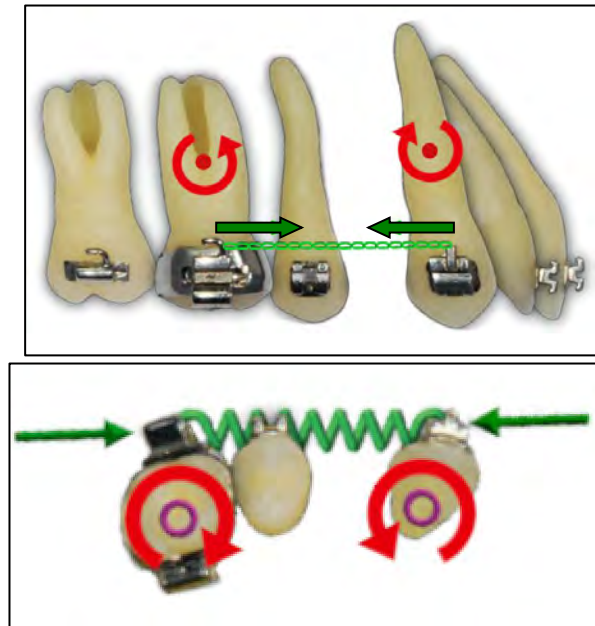


Figure 25 Conséquences d'un recul canin dans le plan sagittal et axial

Dans les cas de recul canin, l'application d'une force sur un bracket entraîne un moment entraînant une rotation axiale.

L'appareillage orthodontique devra donc contrebalancer les moments créés afin d'obtenir un mouvement dentaire en translation. La translation étant le mouvement entraînant le moins d'effets parasites verticaux et le moins de pression ligamentaire, et donc le mouvement potentiellement le moins iatrogène.

2. Mécanique par glissement

2.1 La friction

Quand deux objets en contact se déplacent l'un par rapport à l'autre, la force résultante opposée à la direction du mouvement est la friction. La friction existe avant même que l'objet ne bouge et correspond à la force de friction statique, qui est la force nécessaire pour démarrer le mouvement d'un objet statique. La friction dynamique est la force de

friction qui existe pendant le mouvement de l'objet et correspond à la quantité de force que l'objet doit dépasser pour continuer à bouger.

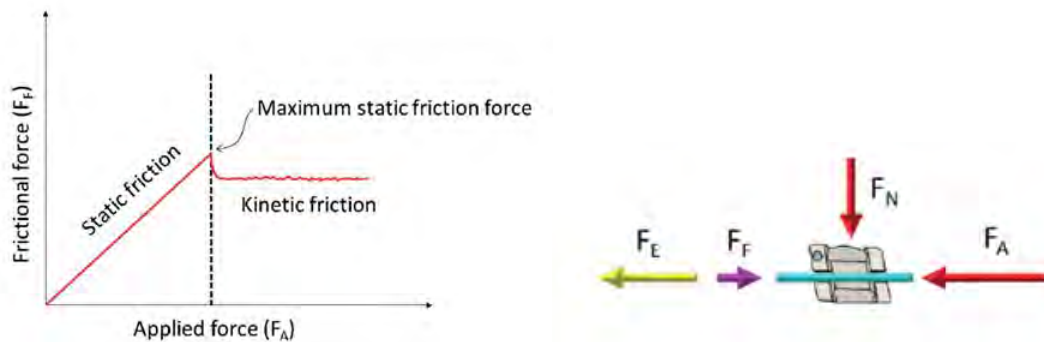


Figure 26 Friction mise en jeu entre un arc et un bracket (3)

La friction statique est proportionnelle à la force appliquée, et quand la force appliquée dépasse un certain seuil, la friction statique est dépassée et l'objet commence à bouger. A partir du mouvement, la résistance au mouvement est appelée friction dynamique. En théorie, la friction dynamique est moins importante que la friction statique.

Dans un système orthodontique à arc continu, les arcs glissent à travers les gorges des brackets, ce qui produit de la friction. Si une force est appliquée à une canine par une chaînette élastique, la dent ne ressentira pas entièrement la force exercée par le système. La force effective (F_E) sera la force appliquée (F_A) soustraite de la force frictionnelle (F_F). Si la force frictionnelle est trop importante, la dent ne ressentira aucune force et ne pourra pas bouger.

Le mouvement orthodontique est intermittent, et non pas continu, la friction statique est donc celle qui nous intéressera le plus. Les forces perpendiculaires à l'arc qui sont les forces Normales F_N , sont responsables de la friction. F_N correspond à la force réactionnelle égale et opposée, au bracket qui s'appuie sur l'arc (3^e loi de Newton).

La force frictionnelle F_F est calculée par le coefficient de friction μ multiplié par les forces normales F_N . Le coefficient de friction ne dépend pas directement des propriétés des matériaux mais plutôt de la nature des surfaces en contact. Il ne peut pas être calculé mais doit être déterminé expérimentalement. Il est indépendant de la taille des surfaces de contact et de la vitesse de déplacement, mais il peut être diminué par l'utilisation de lubrifiant. L'amplitude de la force normale est imprévisible car elle dépend de nombreux

paramètres, comme les interfaces entre les matériaux, ou l'utilisation de différentes ligatures.

Plusieurs paramètres vont faire varier la friction :

- Les brackets en polycarbonate et en céramique sont ceux qui génèrent le plus de friction et les brackets métalliques sont ceux qui en génèrent le moins. Certains brackets en céramique intègrent une gorge métallique afin de limiter le phénomène.
- Les brackets usinés présentent plus de friction que les brackets coulés ou frittés.
- La présence de salive joue le rôle de lubrifiant et diminue la friction.
- Un arc en acier inoxydable génère moins de friction qu'un arc en Nickel Titane ou qu'en TMA.
- La friction augmente avec la section de l'arc, et les arcs ronds créent moins de friction que les rectangulaires.
- Le serrage de la ligature augmente la valeur de la force normale en plaquant l'arc contre la gorge du bracket. Les ligatures en métal créent moins de friction que les ligatures élastomériques. Cependant, la force de ligature module la friction, si la ligature métallique est très serrée, la force normale sera plus importante. Dans une mécanique par glissement, une ligature métallique peu serrée pour permettre le mouvement sera préférée.
- Un angle élevé entre l'arc et la gorge du bracket augmente la friction. Et pour une fermeture d'espace, plus les dents se rapprochent en version, plus l'arc se courbe et plus la friction augmente, ce qui crée un phénomène d'arc-boutement.

2.2 Le recul canin

Dans le plan sagittal, le mouvement dentaire est produit en 4 étapes. La force est appliquée par une chaînette élastomérique ou un ressort en Nickel Titane, et le bracket glisse le long de l'arc. Celui-ci produit un moment (flèches verticales sur la figure) qui prévient la version (tipping). L'arc continu permet de jouer le rôle de rail qui contrebalance les moments produits par les forces de traction. Cependant, une partie de la force appliquée sur la résistance mobile est perdue à cause de la friction entre l'arc et

le bracket, et le mouvement peut ne pas s'exercer. Les forces effectives appliquées sont difficilement prédictibles.

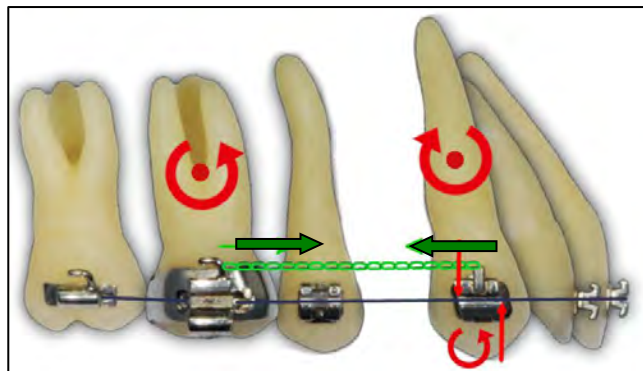


Figure 27 Recul canin sur arc continu

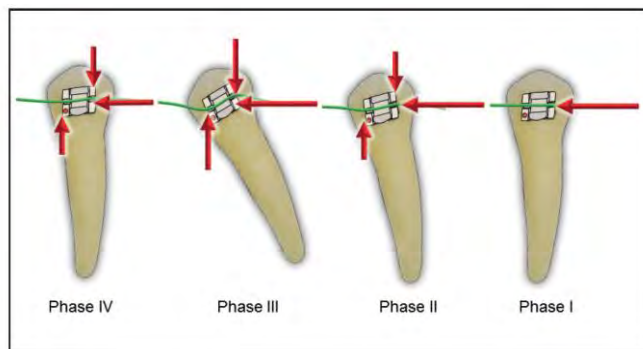


Figure 28 Recul canin, forces et friction mis en jeu (3)

Durant la phase I, la dent est nivelée sur son arc et une force distalante est appliquée (flèche horizontale). Il se produit une version non contrôlée sans friction due au jeu entre l'arc et le bracket. Cette version diminue avec la largeur du bracket. Pendant la phase II, la version s'accroît et la friction commence à s'exprimer tandis que l'arc commence à fléchir (bowing). En réaction au bowing de l'arc, deux forces verticales formant un couple vont lutter contre la version. Ce couple de force est responsable de la friction. Durant la phase III, la résultante des forces produit une translation et pendant la phase IV, la force distalante diminue tandis que le couple continue de s'exercer et permet le redressement radiculaire. Ces 4 étapes sont similaires dans le plan axial.

Une mauvaise maîtrise de l'angulation canine peut avoir des répercussions verticales, comme une supraclusion incisive ou une bécane latérale. Pour minimiser ces effets, il faut jouer soit sur la force, soit sur le moment antihoraire, et donc jouer sur le rapport M/F. Diminuer la force peut augmenter le rapport M/F, mais ne doit pas être trop faible sous

peine de n'obtenir aucun mouvement. Augmenter la valeur du moment augmente le rapport M/F , ce qui peut être obtenu de plusieurs manières :

- Utiliser un arc au module de Young élevé type acier inoxydable, avec une section importante tout en restant sous dimensionné pour limiter la friction et permettre le glissement. Nanda préconise l'utilisation d'un jeu minimum de 0.002inch entre l'arc et le bracket.
- Utiliser des brackets plus larges, ce qui réduit la valeur des forces normales. La valeur d'un moment est directement liée à la distance entre les deux points d'application.
- Appliquer sur l'arc des informations de 2^e ordre, comme des V-bends ou de la courbe de Spee, mais augmente également la friction
- Utiliser des arcs auxiliaires type arc d'ingression
- Utiliser des brackets avec potence

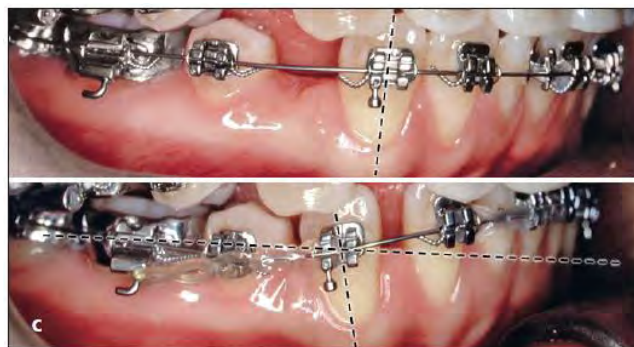


Figure 29 Le mouvement anti-horaire de la canine entraîne des répercussions sur le secteur antérieur qui s'égresse et crée une supraclusion (3)

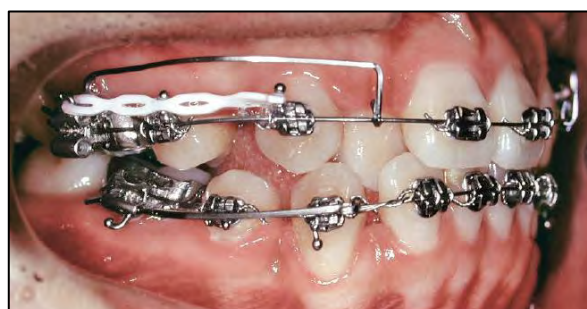


Figure 30 Recul canin sur 0.018 avec arc auxiliaire d'ingression qui permet de maîtriser la position verticale des incisives(3)

Les variations anatomiques entre patients peuvent modifier la friction. Si une canine présente une longue racine ou un support parodontal réduit, le centre de résistance sera plus apical. Pour déplacer la dent en translation, le moment anti-horaire à produire sera

donc plus important, et donc les forces normales et la friction seront plus importantes. Utiliser des brackets avec potence est comparable à abaisser le centre de résistance vers la couronne et ainsi diminuer la valeur des moments.

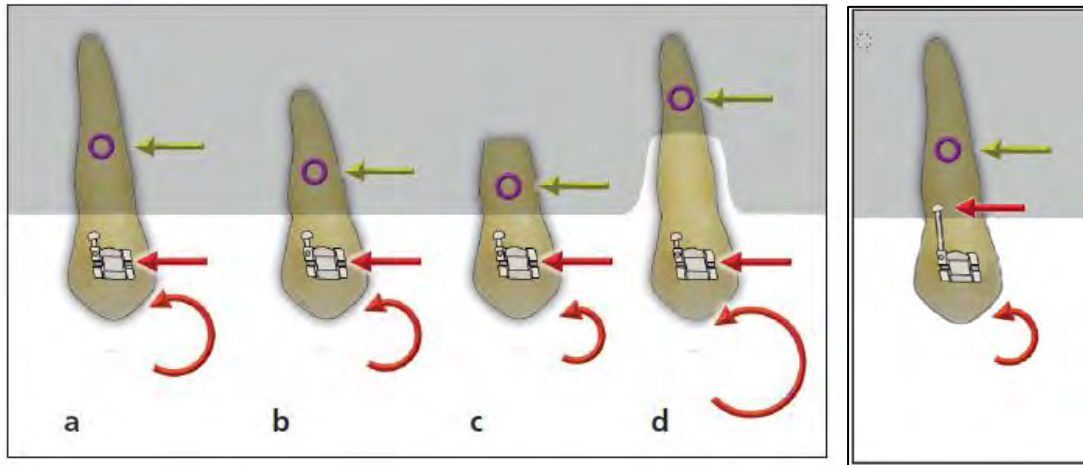


Figure 31 Un rapport M/F élevé entraîne l'apparition de forces normales plus importantes et inversement(3)

Dans le plan axial, l'utilisation d'une traction côté palatin permet de contrebalancer le moment produit en vestibulaire et ainsi limite les rotations et limite la friction.

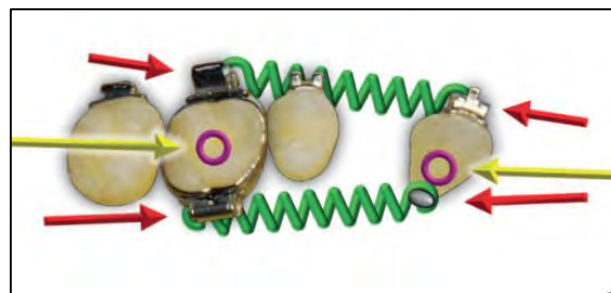


Figure 32 Recul canin dans le sens axial (3)

Une revue systématique de la littérature par Barlow et Kula(40) compare les fermetures du site d'extraction par chaînette élastomérique et ressort en Nickel Titane (Niti). Malgré la faiblesse de l'étude, ils concluent que les chaînettes élastomériques produisent des taux de rétraction comparables aux ressorts Niti de 150 et 200g. Une autre revue systématique(41) semble montrer une vitesse de rétraction supérieure pour les ressorts en Niti que pour les chaînettes élastomériques de l'ordre de 0.2mm par mois.

D'un point de vue clinique, une chaînette élastomérique(42) offrirait peut-être une option plus pratique en cas de fermeture d'un espace d'extraction minime en raison de son coût inférieur à un ressort en Niti. Néanmoins, pour des espaces d'extraction plus grands

nécessitant des intervalles de rendez-vous plus long, un ressort en Niti ne se détériorant pas en bouche (43), serait plus efficace qu'une chaînette élastomérique.

2.3 Le recul en masse

Lors du recul en masse, l'ensemble du bloc antérieur ainsi que l'arc se déplacent distalement. L'arc glisse au travers des brackets et tubes des secteurs postérieurs. Cela nécessite un surplomb suffisant, une arcade parfaitement nivelée, ainsi qu'un arc sous dimensionné en postérieur, afin de limiter la friction entre l'arc, les brackets et les tubes. Une friction trop importante bloquera totalement le mouvement ou diminuera la force effective de rétraction.

L'utilisation d'une chaînette élastomérique continue est la solution la plus simple à mettre en œuvre. Mais l'utilisation de crochets courts soudés ou clippés sur l'arc permettent l'utilisation de chaînettes sectorielles ou des ressorts en Nickel Titane, qui présentent l'avantage de ne pas se détériorer avec le temps et de délivrer des forces plus constantes.

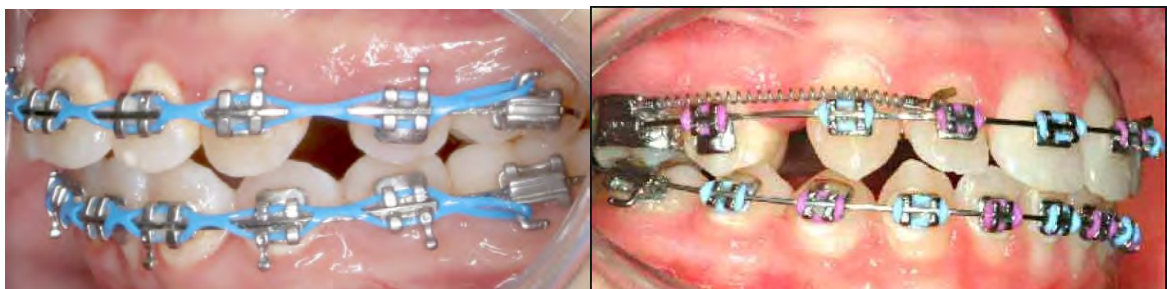


Figure 33 Recul en masse par chaînette continue et avec un ressort Nickel Titane et crochets soudés

Dans le plan sagittal, le mouvement de rétraction en masse produit un moment horaire du bloc incisivo-canin dont le centre de résistance se situe d'après Burstone (45) à 7mm de la crête alvéolaire ou à 9mm de la lumière des brackets, et entre la racine de la canine et de l'incisive latérale.

La fermeture de l'espace par traction entraîne un moment anti-horaire dans le secteur postérieur et un moment horaire dans le secteur antérieur, ayant pour conséquence des effets verticaux : ouverture de bécane latérale et supraclusion avec palato-version des incisives. Un arc rigide en acier inoxydable permet de contrebalancer en partie les moments mis en jeu. Cet effet peut être insuffisant avec un arc trop souple, une force de

traction trop importante ou sur un espace très important (diminuant la rigidité du système), entraînant un fléchissement de l'arc.

Lors d'une rétraction incisive et dans le cas d'utilisation d'arc sous dimensionné sans surcorrection (voir chapitre prescription), le jeu entre l'arc et le bracket entraîne une palato-version incisive. Les effets verticaux antérieurs peuvent être accentués en plus du fléchissement de l'arc.

Plusieurs solutions existent pour contrebalancer les moments et ces effets verticaux :

- Augmenter la rigidité de l'arc en augmentant sa section
- Utiliser un arc à courbe de Spee pour contrebalancer le fléchissement de l'arc
- Utiliser un arc auxiliaire d'ingression qui permet d'ingresser les incisives
- Incorporer une information de torque radiculo-palatin au niveau incisif pour limiter la palato-version
- Utiliser des mini-vis antérieures pour ingresser les incisives dans les cas de supraclusion extrême
- Utiliser des mini-vis et des potences (voir chapitre IV.3)

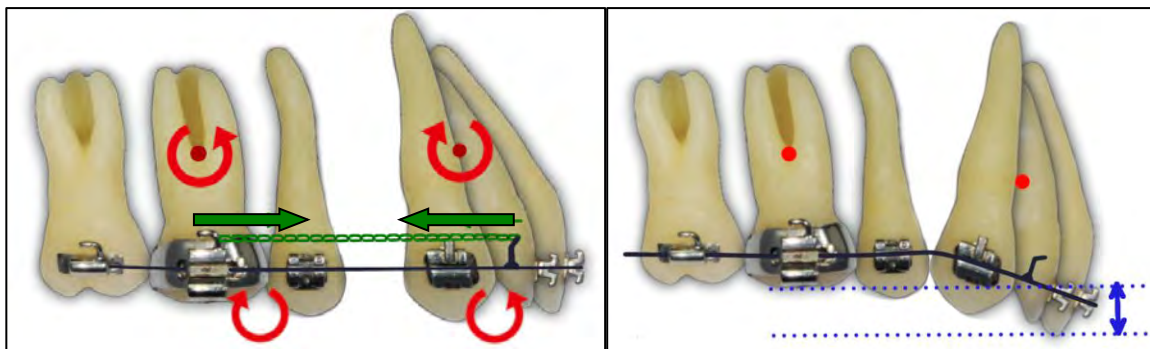


Figure 34 Recul en masse sur arc continu et ses conséquences verticales

Dans le sens axial, les forces appliquées aux secteurs postérieurs entraînent une rotation mésiale des molaires, augmentant ainsi la friction. Le fléchissement de l'arc est moins susceptible de survenir que dans le sens vertical, la déformation se faisant sur la portion la plus épaisse de l'arc. L'utilisation d'un arc transpalatin permet de préserver la forme d'arcade et empêche la rotation mésiale des molaires, prévenant ainsi un blocage du mouvement.



Figure 35 Un arc transpalatin empêche la rotation molaire et limite la friction (3)

2.4 La friction et l'ancrage

On dit souvent que la friction serait responsable d'une perte d'ancrage postérieure. Prenons l'exemple d'une canine et d'une molaire reliées par un arc et une chaînette élastomérique. Une force de 100g est appliquée, cependant l'interface entre l'arc et le bracket de la canine crée une force de friction de 20g ce qui donne une force effective de 80g seulement. L'orthodontiste, pour contrer les forces de friction, va appliquer une force de 120g ce qui sollicitera davantage l'ancrage postérieur. Cependant (44), une friction s'applique également au niveau du tube de la molaire, ce qui donne une force effective appliquée sur la molaire inférieure à 120g. Selon la 1^{ère} loi de Newton, les forces frictionnelles doivent être égales pour obtenir un système à l'équilibre(3). Les forces de friction appliquée à la canine et la molaire sont donc égales, même si la force de friction statique maximale peut différer entre les deux brackets. Dans ce cas, l'ancrage n'est pas plus sollicité par la friction.

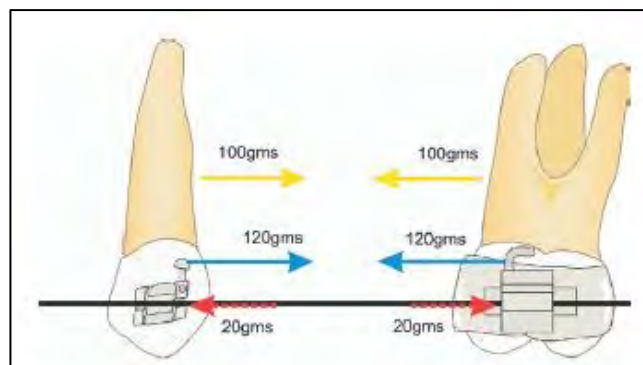


Figure 36 En bleu la force appliquée, en jaune la force effective et en rouge les forces de friction (44)

Une friction infinie peut être installée sur l'arc de la molaire à l'aide d'un stop ou un oméga, ce qui n'empêchera pas le mouvement de la molaire, qui se déplacera grâce au glissement de l'arc au travers du bracket de la canine.

Dans le cas d'un recul canin sur un arc continu, un oméga placé en mésial de la molaire (friction infinie) empêche le glissement de l'arc au travers du tube, et le déplacement mésial de la molaire est soutenu par les incisives qui font désormais partie de l'unité d'ancrage. La dérive mésiale de l'arcade avec une version incisive reste cependant possible.

Que se passe-t-il si une friction infinie se produit au bracket de la canine ? Si un oméga est présent, le mouvement de rétraction se bloque jusqu'à ce que l'arc entraîne un redressement de la canine qui permet une levée de la friction. S'il n'y a pas d'oméga et que l'arc est libre de glisser dans les tubes molaires, alors cela revient à réaliser un recul en masse de tout le bloc incisivo-canin. La traction s'exerce sur toute la partie antérieure de l'arc. Dans ce cas, la force ressentie par la molaire est la même mais la force antagoniste est diluée dans tout le secteur antérieur.

Une perte d'ancrage peut survenir dans le cas d'une rétraction avec supraclusion mais sans rapport avec la friction. La supraclusion empêche la rétraction des incisives, les molaires sont donc libres de se déplacer mésialement.

3. Mécanique par glissement assistée par vis

Les minivis présentent un intérêt dans les cas de rétraction avec ancrage maximal. Leur utilisation permet un recul efficace du bloc incisivo-canin sans déplacement des secteurs postérieurs, et permet ainsi des résultats plus prédictibles lorsque la gestion de l'ancrage est critique.(45)

Les minivis sont généralement posées entre la molaire et la 2^e prémolaire. Elles peuvent être utilisées soit en ancrage direct, soit indirect.

Dans un ancrage indirect, la minivis est ligaturée aux secteurs postérieurs pour empêcher sa mésialisation, et le secteur antérieur est rétracté de manière conventionnelle. Selon le positionnement de la ligature, les effets verticaux postérieurs ne sont pas forcément annulés, l'idéal étant d'avoir une ligature parallèle à la ligne d'action de la force exercée.

Les effets parasites du secteur antérieur lors de la rétraction sont les mêmes qu'en technique conventionnelle.

Dans un ancrage direct, les forces de rétraction sont directement appliquées de la vis au secteur antérieur. Afin d'obtenir un mouvement en translation, le positionnement des minivis et les points d'application des forces nécessitent une réflexion biomécanique.

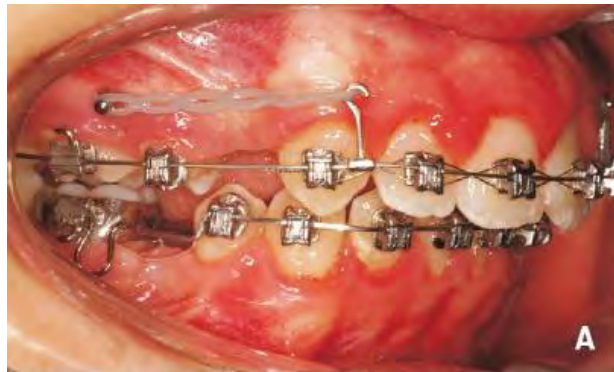


Figure 37 Rétraction en masse avec minivis et potence (45)

Le but est d'exercer une force dont le point d'application est le plus proche du centre de résistance du bloc incisivo-canin. L'utilisation d'une potence reliée à la vis permet de s'en rapprocher. La concordance parfaite est en pratique peu prédictible et limitée pour des raisons anatomiques. La potence sera préférentiellement positionnée en mésial de la canine.(46)

En fonction de la hauteur de positionnement des minivis et de la longueur de la potence, la mécanique de recul sera associée ou non à un déplacement vertical. Le positionnement vertical de la minivis dépend des conditions anatomiques qui imposent le plus souvent une position moyenne à 8mm du plan de l'arc. (47)

- Avec un crochet court de 2mm (schéma ci-dessous), la ligne d'action passe très en dessous du centre de résistance des dents antérieures, s'accompagnant d'une linguoversion incisive indiquée dans les cas de version corono-vestibulaire (Classe II.1 ou biproalvéolie). Si la traction se prolonge, l'ensemble de l'arcade peut subir une rotation horaire et les incisives une linguoversion et une égression encore plus importante, ce qui peut être utile dans les cas de bécane.

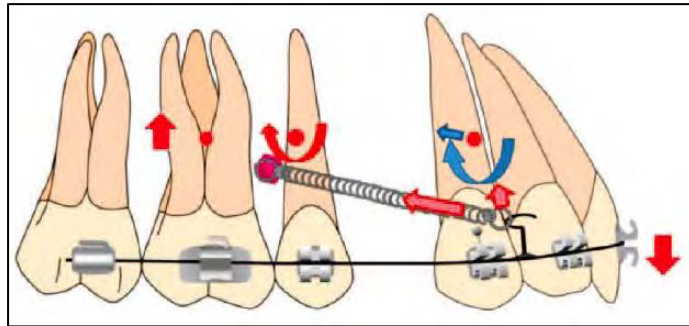


Figure 38 Recul sur vis avec crochet court (47)

- Un crochet de longueur moyenne de 8mm (schéma ci dessous) générera un vecteur plus horizontal et proche du centre de résistance d'arcade et du bloc incisivo-canin, n'occasionnant pas de rotation importante du plan d'occlusion maxillaire, et entraînera un mouvement des incisives se rapprochant d'une translation(48). La minivis étant légèrement en dessous du centre de résistance de l'arcade, la ligne d'action peut induire une faible rotation horaire qui peut entraîner dans la durée une linguoversion incisive.

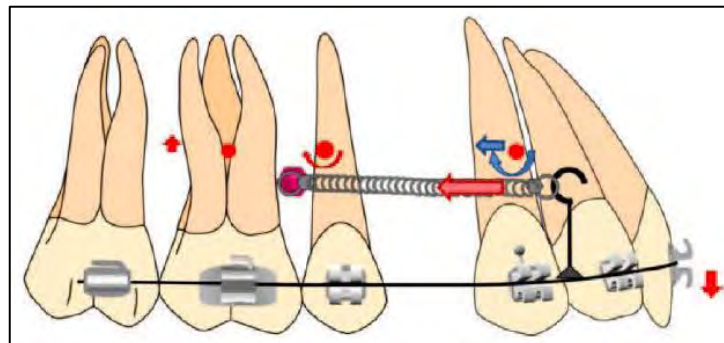


Figure 39 Recul sur vis avec crochet moyen (47)

- Avec un crochet long de 12mm (schéma ci dessous), la ligne d'action de la force passe au-dessus du centre de résistance des dents antérieures, générant un effet de torque radiculo-palatin, que nous rechercherons par exemple dans une classe II.2. L'arcade subit dans cette configuration une légère rotation horaire par égression antérieure, qui pourra être contrôlée par l'ajout de courbe de spee sur l'arc, un arc d'ingression, voire de minivis antérieures.

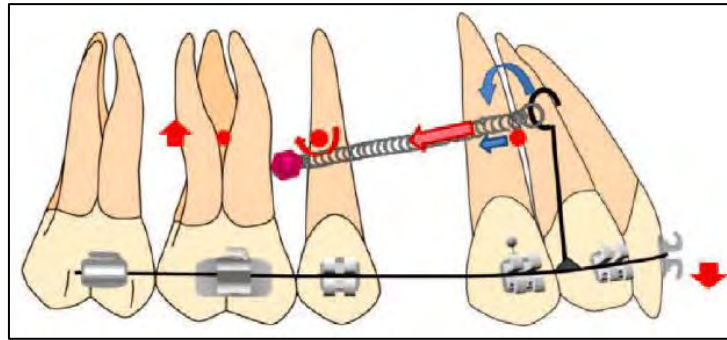


Figure 40 Recul sur vis avec crochet long (47)



Figure 41 Recul incisif sur vis et sectionnel avec vis d'ingression antérieure

La rotation d'arcade peut être modulée selon le positionnement de la minivis et de la longueur du crochet. Une minivis placée en mésial de la prémolaire permettra à la ligne d'action de la force d'être plus proche du centre de résistance de l'arcade, minimisant sa rotation. Cette rotation peut contribuer dans certaines indications à la fermeture d'une béance antérieure par ingression postérieure et égression antérieure. Chez l'hypodivergent, la rotation d'arcade peut être contrôlée par blocage de la molaire avec la minivis, par l'utilisation d'élastiques postérieurs ou par des cales rétro-incisives.

Selon une étude par analyse des éléments finis(49), un mouvement de translation des incisives s'effectue avec une potence de 9.1mm avec un arc de 0.017x0.022in dans un slot de 0.018, avec une potence de 5.5mm avec un arc de 0.018x0.025in dans un slot de 0.018(49), et avec une potence de 11.6mm quand un arc de 0.019x0.025in est engagé dans un slot de 0.022. Le jeu moins important entre l'arc et le bracket d'un système en 0.018 permet l'utilisation d'une potence plus courte. L'utilisation d'une potence trop longue peut être problématique chez des patients présentant un vestibule peu profond. D'autres astuces devront être mises en œuvre si un mouvement en translation est nécessaire.

4. Mécanique par boucles

Dans une fermeture par boucles, il n'y a pas de perte de force effective due à la friction, ce qui nous donne une meilleure prédictibilité du mouvement. De plus, les boucles selon leur géométrie permettent de moduler le rapport M/F, ce qui permet de contrôler les centres de rotation et ainsi obtenir un meilleur contrôle des mouvements.

Par extension de la boucle, celle-ci cherchant à retrouver sa forme initiale va exercer une force de traction entre deux éléments. Le plus souvent, elle est intégrée à un arc englobant toute l'arcade mais elle peut être utilisée en technique segmentée.

4.1 Les boucles

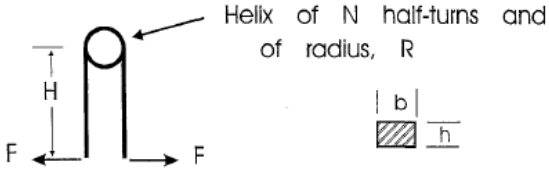
Une boucle est caractérisée par trois facteurs :

- Ses propriétés élastiques, c'est-à-dire la force qu'elle délivre pendant toute la durée du mouvement
- Les moments qu'elle génère, ce qui permet de contrôler l'axe des racines
- Sa position par rapport aux dents et brackets adjacents

4.1.1 Propriétés élastiques :

Pour obtenir une force optimale, la boucle devra avoir un rapport charge/flexion (F/Δ) faible, afin de pouvoir appliquer une force légère pour une grande activation. La force orthodontique peut alors s'appliquer dans la durée. Au contraire, une boucle avec un rapport charge/flexion élevé va exercer une force lourde pour une activation faible, ce qui peut entraîner une force excessive, non contrôlée et sur un laps de temps trop court.

Le rapport charge/flexion d'une boucle verticale est déterminé par la formule ci-dessous(50). Il est proportionnel au module de Young du matériel utilisé (TMA ou Acier Inoxydable) et de la section de l'arc ($b \times h$). Et il est inversement proportionnel à la géométrie de la boucle et globalement à la quantité de fil intégré à la boucle. (Hauteur, présence d'une hélix et sa forme...).



Helix of N half-turns and of radius, R

$K = \frac{F}{\Delta} = \frac{\text{Load}}{\text{Displacement}}$

$$K = \frac{E b h^3}{12 \left[\frac{2 H^3}{3} + 4 H R^2 + R N \pi \left(H^2 + \frac{R^2}{2} \right) \right]}$$

Figure 42 Calcul du rapport charge/flexion d'une boucle verticale (50)

Le slot de 0.018 est considéré comme étant plus adapté pour les mécaniques par boucles étant donné le niveau de force plus faible généré par les sections d'arc plus petites (32). Le TMA présente un module de Young (E) plus faible que l'acier, ce qui permet d'appliquer des forces plus douces même avec une section d'arc élevée.

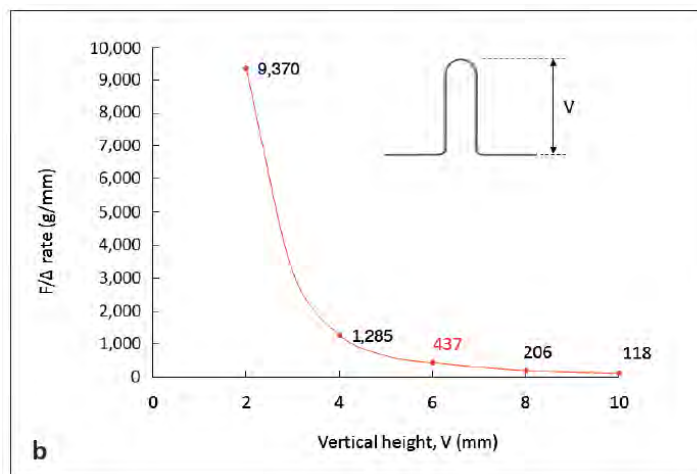


Figure 43 Evolution du rapport charge/flexion en fonction de la hauteur de la boucle (3)

Ce graphique (3) nous montre l'évolution du rapport charge flexion en fonction de la hauteur d'une boucle verticale ouverte en TMA. Une boucle de hauteur 8mm activée de 1mm exerce une force de 206g alors qu'une boucle de 4mm en exerce 1285g.

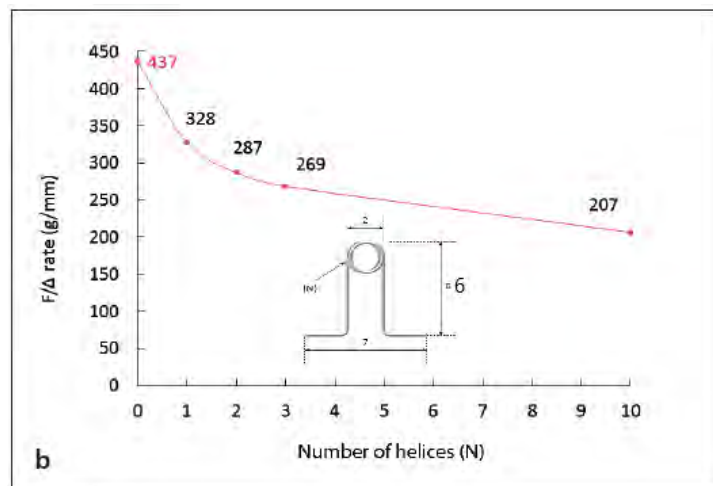


Figure 44 Evolution du rapport charge/flexion en fonction du nombre d'hélice (3)

Pour une boucle de 6mm de hauteur, l'adjonction d'un hélix permet de passer d'un rapport charge flexion de 437g/mm à 328g/mm. Au-delà de 2 hélix, la diminution du rapport est moins intéressante.

Les boucles peuvent subir des déformations permanentes lors de leur activation. Il existe deux types de boucles : les boucles dont les pliures sont contraintes dans la direction opposée à celle de la force exercée (boucle 1) et celles dont les pliures sont contraintes dans la même direction que la force exercée (boucle 2). Ces dernières sont plus résistantes aux déformations permanentes et présentent une élasticité plus élevée, grâce à la plus grande quantité de fil utilisé et parce que la force s'exerce dans la même direction que la déformation. Ceci est expliqué par l'effet Bauschinger qui crée une contrainte résiduelle plus favorable dans le matériau. Les boucles fermées peuvent ainsi être activées sur une distance plus longue.

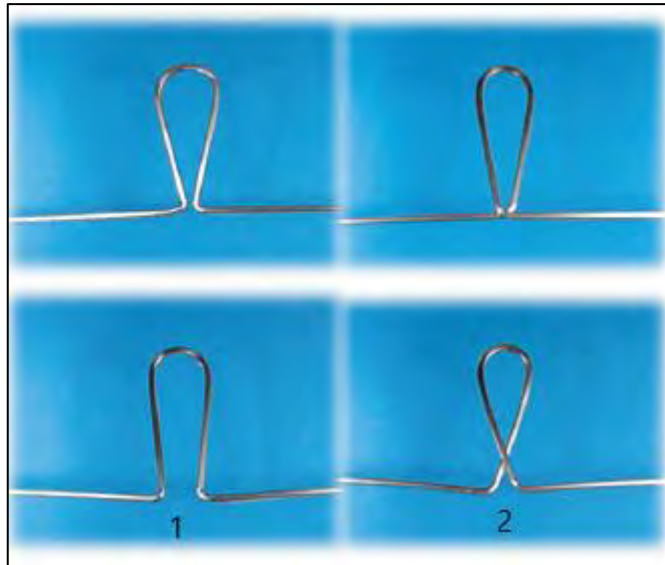


Figure 45 Boucle ouverte et fermée, l'activation d'une boucle entraîne une angulation entre les deux jambes horizontales (3)

4.1.2 Moments et rapport M/F

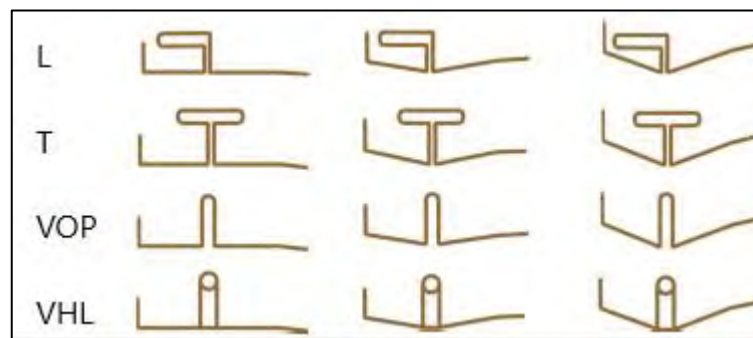
Pour fermer un espace d'extraction en translation, la boucle doit générer une force distalante mais également un moment afin d'obtenir un rapport M/F proche de 10mm. La nécessité d'obtenir un moment suffisamment important limite la quantité de fil à incorporer dans la boucle. Car si la boucle devient trop flexible, alors elle ne pourra pas générer les moments adéquats.

Quand une boucle est activée, les jambes horizontales ne sont plus parallèles et forment un angle, dû à la contrainte plus élevée à l'apex de la boucle. Cet angle génère des moments de part et d'autre de la boucle mais sont en général insuffisants. Une pré-angulation de la boucle (gable-bends) permettent de générer des moments plus importants et ainsi obtenir un rapport M/F plus élevé, cependant ces gables peuvent être responsables de forces très lourdes, notamment sur des arcs lourds type 0.019 ou 0.021. (51). Yoshida a déterminé que la force d'une boucle augmentait de 1.5, 2 et 2.5 fois avec des gable-bends de 10°, 20 ° et 30° respectivement. (52)



Figure 46 Gable-bend sur une boucle en Delta (32)

Geramy(53) compare les forces et moments générés par quatre types de boucles conventionnelles en acier inoxydable de dimension 0.016x0.022, de 8mm de hauteur, avec différents gable-bends. (0°, 20°, 40°).



Angular bend (degree) / <i>Pliure angulaire (degré)</i>	0				20				40				Activation range (mm) / <i>Taux d'activation (mm)</i>
Loop / <i>Boucle</i>	VHL	VOL	T	L	VHL	VOL	T	L	VHL	VOL	T	L	
Force (g)	10	18	7	21	10.6	21	10.4	20	11	27.7	10.4	22	0.1
	30	55	21	63	33	63	27	61	37	75	30	67	0.3
	73	132	50	143	81	151	63	139	91	177	70	154	0.7
	107	192	72	199	117	221	90	194	132	258	101	214	1
									167	327	124	263	1.25
									204	397	151	307	1.5
	46	60	44	88	662	934	677	533	1307	1866	1357	1048	0.1
Moment (g/mm)	137	179	133	261	749	1041	769	696	1385	1948	1453	1200	0.3
	309	403	304	586	908	1244	950	1000	1528	2108	1629	1491	0.7
	432	560	430	814	1018	1377	1079	1226	1618	2215	1765	1695	1
									1693	2218	1833	1860	1.25
M/F (mm)									1761	2348	1933	2013	1.5
	4.57	3.35	6.29	4.16	62.62	44.46	64.99	25.63	113.44	67.31	130.95	46.22	0.1
	4.44	3.25	6.22	4.14	22.27	16.49	27.67	11.29	36.76	25.92	47.59	17.66	0.3
	4.21	3.04	6.06	4.10	11.21	8.20	14.99	7.21	16.74	11.89	23.11	9.65	0.7
	4.03	2.89	5.94	4.08	8.63	6.23	11.94	6.30	12.25	8.57	17.36	7.88	1
									10.09	7.04	14.71	7.07	1.25
									8.63	5.90	12.80	6.55	1.5

Figure 47 Valeurs de forces, moment et rapport M/F de 4 boucles (53)

Une boucle verticale ouverte sans hélix et sans gable génère pour une activation de 1mm une force de 192g et un rapport M/F de 4.03mm, une boucle verticale fermée avec hélix génère 107g de force et un rapport M/F de 2.89mm. La boucle fermée avec hélix présente des caractéristiques plus avantageuses mais présente néanmoins un rapport M/F insuffisant. Un gable-bend entre 20 et 40° permet d'obtenir un rapport M/F proche de 10 tout en gardant des forces douces (entre 117 et 132g). En dessous de 1.6mm d'activation, aucune déformation permanente n'était observée.

4.1.3 Position relative de la boucle

A cause de l'angulation qu'elle crée lors de son activation, une boucle fonctionne comme un V-bend sur un arc. Et son effet dépend de sa position. Si le V-bend se trouve au milieu de deux brackets, on se retrouve en situation de V symétrique avec des moments générés égaux de part et d'autre de la boucle et l'absence de forces verticales. Si la boucle est décalée vers une dent (V asymétrique), celle-ci subira un moment plus important et une force extrusive. La boucle la plus éloignée subira un moment moins important et une force intrusive. Sur un arc continu, la position d'une boucle devra se trouver en mésial de l'espace à fermer afin de pouvoir continuer à activer la boucle tout le long de la fermeture, mais pas trop proche de la dent mésiale sous peine d'exercer des forces verticales trop importantes. Une boucle décentrée va générer des effets verticaux qui peuvent être délétères et créer une extrusion des incisives.

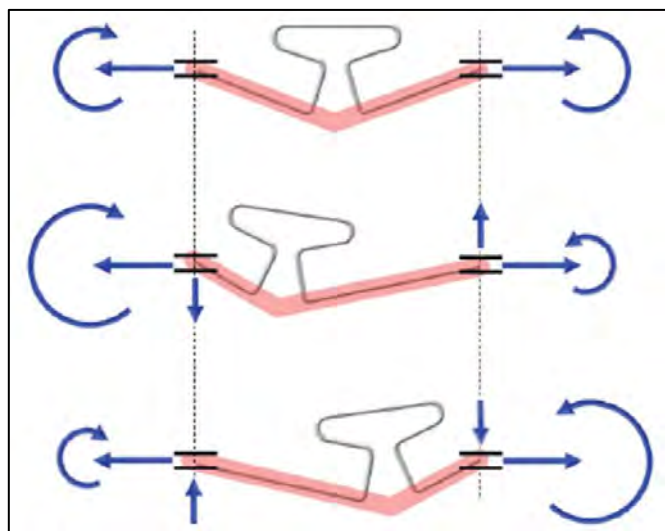


Figure 48 Une boucle décentrée entraîne une situation de V asymétrique avec des moments différentiels et des forces verticales (3)

4.2 Boucle sur arc continu

Une boucle est incorporée sur un arc continu préformé, en distal des incisives latérales ou en distal des canines dans le cas d'un recul en masse. La boucle est activée en tirant l'arc en distal, et en le bloquant en recourbant l'arc derrière le dernier tube, ou en ligaturant un oméga plié sur l'arc au dernier tube.

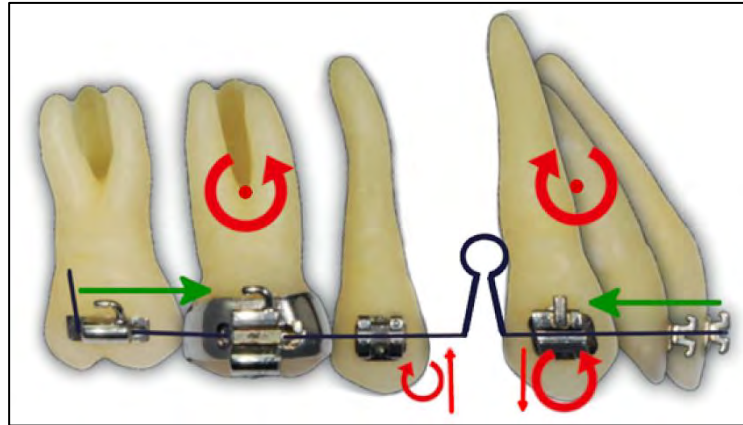


Figure 49 Recul en masse sur arc continu

L'arc continu et les moments générés par la boucle permettent de contrebalancer les moments liés au déplacement des incisives. Plus la boucle engendre de moments avec un rapport M/F élevé, plus le mouvement se fera en translation.

Cependant, le rapport M/F de la boucle ne permet pas d'éviter la perte de jeu potentielle entre le bracket et l'arc, qui entraîne une palatoversion incisive lors de la rétraction. Une pliure sur l'arc de torque radiculo-palatin peut contrebalancer cet effet.

D'après Chiang(51), le recul en deux temps permettrait un meilleur contrôle de l'inclinaison incisive comparé à un recul en masse. L'ajout d'un gable-bend à un arc continu permet d'appliquer un torque radiculo palatin lors de la rétraction de 4 incisives, mais est inefficace lors d'un recul en masse où le centre de rotation des 6 dents antérieures est peu modifié. La canine avec sa surface radiculaire importante, empêcherait les moments générés de s'exprimer au niveau des incisives.

Proffit (32) préconise l'utilisation de boucles en delta en acier inoxydable de hauteur 7mm, de section 0.016x0.022 dans un slot de 0.018. Cela lui permet de générer une force douce tout en gardant un bon contrôle des inclinaisons incisives. Les jambes verticales en contact quand la boucle est désactivée permettent de rigidifier l'arc et limite les

mouvements non voulus. Des gable-bends de 20° sont pliés à chaque extrémité pour augmenter le rapport M/F. L'activation est de 1 à 1,5mm.

L'Opus loop par Siatkowski (50), fabriquée soit en acier 0.016x0.022 soit en TMA 0.017x0.025, génère un ratio M/F entre 8mm et 9mm sans ajouter de gable-bends. L'activation peut aller jusqu'à 3mm pour l'acier et jusqu'à 5mm pour le TMA. Elle reste cependant peu utilisée en raison de sa complexité à plier.

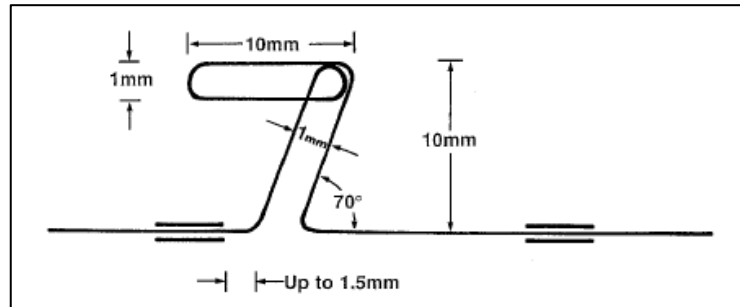


Figure 50 Opus Loop par Siatkowski (50)

Sumi(54) décrit une boucle à la géométrie simple générant un ratio M/F élevé et des forces proches de 250g compatibles avec un slot de 0.022in.

Une boucle verticale « Tear drop loop » de 10mm en acier inoxydable génère pour 1mm d'activation une force de 364g et un rapport M/F de 5.8 pour une section de 0.019x0.025in, et une force de 491g et un rapport M/F de 5.8 pour une section de 0.021x0.025in. Ces forces sont trop lourdes pour un recul incisif ou un recul en masse.

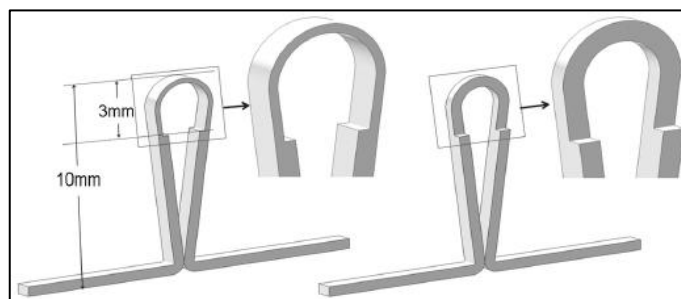


Figure 51 Tear drop loop modifiée selon Sumi (54)

La boucle décrite est réduite dans sa portion apicale sur 3mm, de 50% dans sa largeur ou son épaisseur à l'aide d'une simple turbine ou pièce à main. La réduction de cette zone permet de réduire la force horizontale mais maintient une grande partie des moments générés, ce qui augmente le rapport M/F. Aucun gable-bend n'est ajouté.

Une boucle en 0.019x0.025 réduite dans son épaisseur activée de 1.5mm génère une force de 250g et un M/F de 9.3, de même qu'une boucle en 0.021x0.025in activée de 1mm, ce qui permet de réaliser un recul en masse avec des forces douces et avec un mouvement de version contrôlée même sur un slot de 0.022in et sans utiliser de TMA.

4.3 Boucle en technique segmentée

La segmentation des arcades permet un contrôle précis des déplacements dentaires pour pallier les difficultés inhérentes à l'emploi d'arcs continus. Elle a été décrite par Ricketts à la fin des années 1950 dans sa technique « Bioprogressive » et par Burstone à partir de 1962, le but étant d'optimiser les conditions biologiques du déplacement dentaire en délivrant des forces légères, constantes et avec un contrôle raisonnable des unités d'ancrage.

Dans un cas d'extraction, chaque arcade dentaire est divisée en trois segments :

- Deux segments postérieurs, étendus de la seconde molaire à la seconde prémolaire, reliés entre eux par un arc transpalatin ou un arc lingual. Ces deux segments se comportent alors comme une seule « grosse dent »
- Un segment antérieur, de canine à canine

A l'intérieur de chaque segment, les dents stables sont reliées entre elles par des sectionnels rigides de pleine taille.

L'arcade dentaire peut ainsi se résumer en « deux grosses dents » avec leur ancrage et centre de résistance respectifs. Cela permet, à l'aide de boucles étalonnées, d'obtenir des forces douces et non frictionnelles, et des moments délivrés précis et prédictibles. Les boucles permettent également l'utilisation de moments différentiels ; selon la géométrie et la position de la boucle, les moments exercés de part et d'autre des branches peuvent différer et s'accompagnent de mouvements verticaux (V asymétrique).

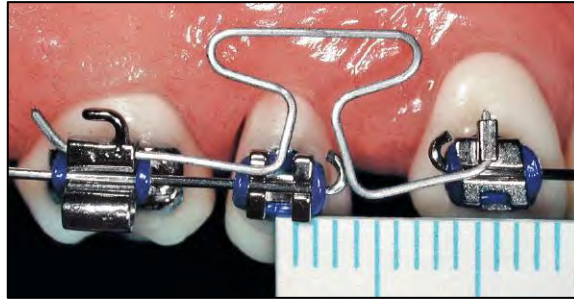


Figure 52 T-loop activée en technique segmentée (3)

Burstone (3) décrit une boucle en T qu'il utilise en technique segmentée. La boucle est façonnée dans un arc en TMA de section 0.017x0.025in délivrant des forces légères entre 100g et 300g sur une distance d'activation de 6mm, et dont le ratio M/F se modifie au cours du mouvement.

Selon les gable-bends appliqués et la position de la boucle, la rétraction se fera soit en ancrage maximal, soit modéré, soit minimal. Burstone considère qu'une dent ou groupe de dents subissant un mouvement en translation résiste mieux au déplacement qu'une dent subissant une version. Grâce à ces moments différentiels, il va appliquer un mouvement en translation sur la résistance stable et un mouvement en version contrôlée à la résistance mobile. Cette méthode peut s'appliquer sur un recul canin ou un recul en masse.

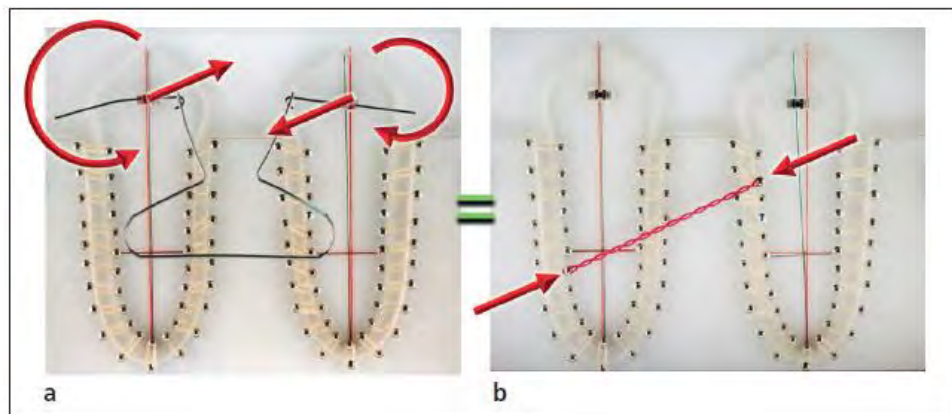


Figure 53 La dent de gauche subit un mouvement en gression et résiste mieux que la dent de droite subissant un mouvement en version (3)

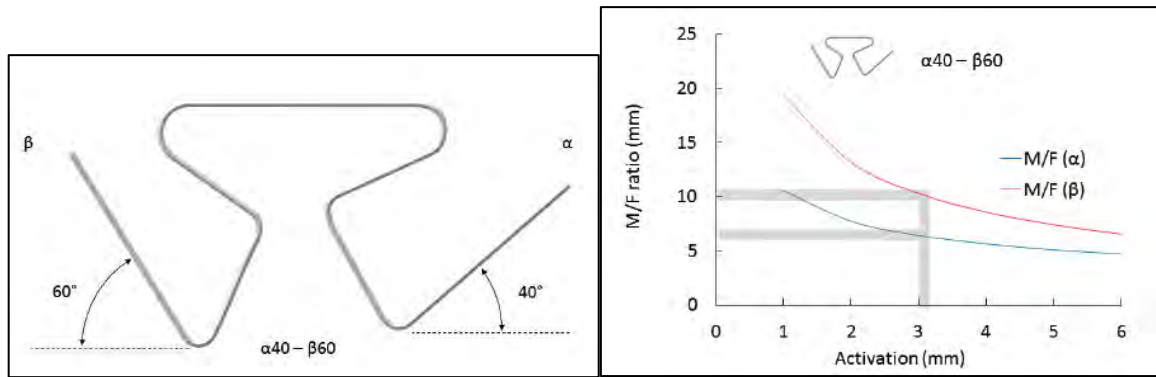


Figure 54 Le ratio M/F diffère selon l'angulation de la branche. Puis le ratio M/F augmente avec la fermeture de la boucle (3)

Exemple pour un cas d'ancrage maximal, la branche postérieure de la boucle (β) est pliée à 60°, la branche antérieure (α) est pliée à 40°. α génère un ratio M/F de 6mm et le β génère un ratio M/F de 10mm. Le secteur antérieur subit une rétraction par version et le secteur postérieur subit une force en translation. Au cours de la fermeture de la boucle, les ratio M/F des deux extrémités augmentent jusqu'à 10mm pour α , ce qui permet le redressement radiculaire en fin de mouvement, sans avoir à se soucier de l'ancrage puisque l'espace sera déjà fermé. Le secteur postérieur qui reçoit le moment le plus fort subit une force égressive qui sera compensée par les forces masticatrices et l'arc transpalatin, et le secteur antérieur subit une force ingressive qui peut être utile si une supraclusion est présente. Les moments différentiels peuvent également être appliqués en décalant la boucle du côté où l'ancrage doit être préservé. (Voir figure 44)

Pour un ancrage minimal, le moment le plus élevé doit être appliqué sur le secteur antérieur. L'angulation de α devra être plus importante que β et/ou la boucle devra être décentrée en mésial. Le secteur antérieur subira une translation plus importante ainsi qu'une force extrusive, le secteur postérieur se déplacera en version avec une force intrusive.

Pour un mouvement réciproque, la boucle sera placée en V symétrique, c'est-à-dire sans moment différentiel, ni forces verticales.

L'inconvénient de la technique segmentée est la difficulté de mise en œuvre, le temps augmenté au fauteuil, et la gêne accrue pour le patient et l'absence d'arc continu rend la

gestion de la forme d'arcade plus difficile. Dans le sens axial, il faudra veiller à appliquer des pliures anti-rotationnelles sur les boucles dans le cas d'un recul canin.



Figure 55 T-loop pour un recul canin avec courbure anti-rotationnelles (3)

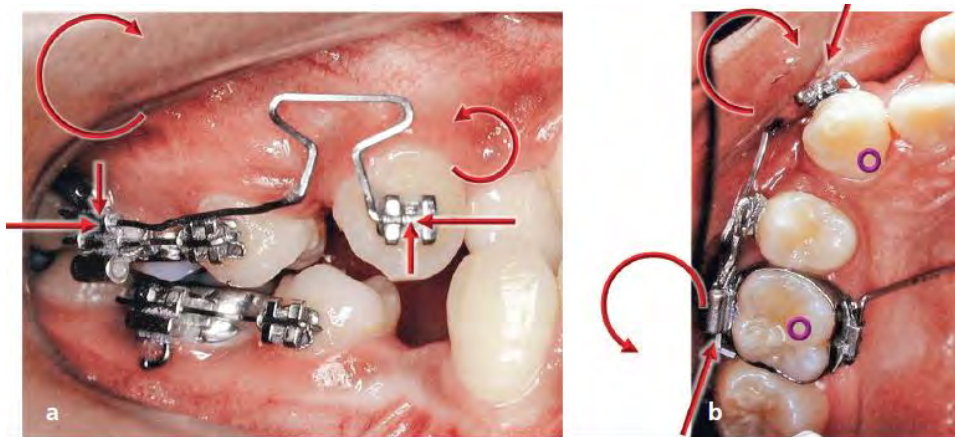


Figure 56 Recul canin en technique segmentée, forces et moments mis en jeu(3)



Figure 57 Recul en masse en technique segmentée et ancrage maximal(3)

V. Les extractions avec les aligneurs

Durant ces dernières années, l'utilisation des aligneurs s'est démocratisée en orthodontie. Ils présentent l'avantage d'un rendu plus esthétique que des brackets vestibulaires, et de permettre une hygiène plus aisée grâce à leur amovibilité. Au départ, leur utilisation était limitée à de simples cas d'encombrement sans mouvements dentaires complexes. Aujourd'hui, leur indication s'est étendue à des malocclusions plus complexes telles que les classes II, les classes III, les béances, les supraclusions ainsi que les extractions de prémolaires. Les aligneurs, nécessitant un travail de laboratoire, sont fournis par des sociétés spécialisées mais peuvent également être conçus directement au cabinet. Le leader du marché est représenté par le système Invisalign de la société Align Technology Inc. D'autres systèmes existent tels que Orthocaps (RMO) ou Suresmile (Dentsply).



Figure 58 Aligneurs avec taquets (55)

1. Fonctionnement (55)

Les systèmes actuels d'aligneurs reposent sur les technologies CAD-CAM. Elles permettent la numérisation par tomographie des arcades dentaires par scanner intra-oral, afin d'obtenir un set-up en 3D et de programmer virtuellement la totalité du traitement étape par étape. Le praticien dicte le plan de traitement et les préférences cliniques, ensuite le laboratoire propose un set-up virtuel ainsi qu'un séquençage du traitement (Clincheck chez Invisalign). Chaque étape du traitement correspond à un aligneur et au mouvement d'une ou plusieurs dents spécifiques. Chaque étape de traitement correspondant à une arcade dentaire est imprimée en 3D. Ces modèles

imprimés servent de support sur lesquels sont thermoformées des plaques de plastique transparentes de différentes épaisseurs (0.75mm en général). Le découpage de la plaque autour du modèle permet d'obtenir l'aligneur. Pour un traitement, le nombre d'aligneurs dépend de la quantité et la complexité des mouvements nécessaires. Chaque aligneur permet un mouvement linéaire de 0.2mm et un mouvement angulaire de 2°. Lors de l'insertion de l'aligneur, une contrainte s'effectue au niveau des dents qui sont amenées à se déplacer pour « épouser » la forme de l'aligneur.

Les aligneurs doivent être portés en permanence et ne doivent être enlevés que pour les repas et le brossage.

2. Mécanique des aligneurs

Un aligneur est capable d'engendrer un mouvement dentaire et cela grâce à deux approches différentes :

- L'approche dite des déplacements dirigés
- L'approche dite des forces dirigées

Dans la première approche, l'aligneur est conçu selon l'emplacement de la dent après le mouvement désiré. Ainsi, à partir de l'instant de pose de l'aligneur, la dent se déplace graduellement jusqu'à atteindre la position imprimée dans l'aligneur. Les aligneurs exercent une force en poussant les dents. Quand un aligneur est inséré, il y a quelques différences entre les positions des dents en bouche et la position des dents dans l'aligneur. Celui-ci se déforme et l'élasticité du plastique pousse la dent dans la position désirée. La maîtrise du déplacement passe par la surface de l'aligneur en contact de la dent, et donc par la taille et surface de la dent. Par exemple, une grande incisive centrale présente une grande surface en contact avec l'aligneur, ce qui permettra une meilleure maîtrise du mouvement. Au contraire, une incisive latérale de petite taille peut montrer des difficultés à exprimer les mouvements désirés.

Dans la seconde approche, l'aligneur est conçu de façon à émettre une force pure ou un système de forces spécifiques dans le but de déplacer une ou plusieurs dents. L'ajout d'auxiliaires permet d'augmenter l'efficacité du déplacement dentaire et de contrôler les

mouvements. Les pinces de Hillard déforment l'aligneur en créant des bosses capables de générer des forces qui peuvent déplacer les dents.



Figure 59 Déformation sur aligneur avec une pince de Hillard. Les déformations entraînent un couple de force nécessaire pour une rotation. (55)

3. Les taquets (56)

Un taquet correspond à une masse en composite de forme spécifique, collé sur la dent. Il est comparable à une poignée sur une porte coulissante. Il est plus facile de faire glisser la porte en poussant sur la poignée que sur la porte elle-même. Un taquet donne du grip à l'aligneur, ce qui lui permet de mieux exercer sa force. Les taquets conventionnels sont les taquets ellipsoïdes, rectangulaires, et rectangulaires biseautés. Les taquets ellipsoïdes et rectangulaires servent uniquement de rétention pour l'aligneur sur l'arcade. Le taquet biseauté peut avoir différentes applications selon son orientation. Invisalign utilise des taquets optimisés créés sur mesure selon leur logiciel, en fonction du mouvement à réaliser, de la forme et la taille de la dent. En général, les taquets sont situés sur les faces vestibulaires.

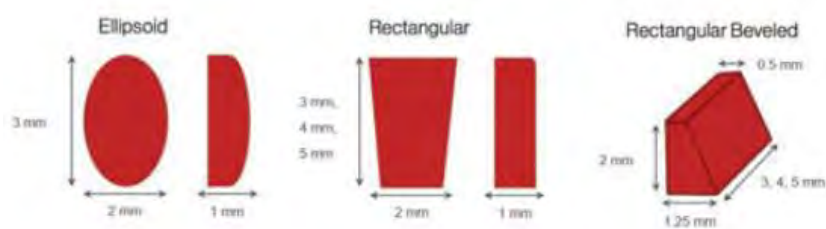


Figure 60 Taquets conventionnels. (55)

4. Les différents mouvements avec les aligneurs (56)

- La version :

Les aligneurs sont bons dans les mouvements de version car une seule force appliquée à la couronne est nécessaire. En général, les taquets ou autre accessoire sont inutiles.

- Les rotations :

Les rotations sur les dents larges (incisive centrale par exemple) sont également efficaces car il suffit d'un couple de forces suffisamment éloignées pour entraîner un pur moment et donc une rotation efficace. En revanche sur une dent petite (incisive latérale) ou de forme ovoïde (prémolaire mandibulaire), les rotations sont plus difficiles à obtenir, la dent « glisse » dans l'aligneur. Dans ce cas, l'utilisation d'un taquet est nécessaire, et permet l'application d'une force tangente au périmètre de la dent, permettant la rotation. Un taquet biseauté dont le biseau est situé contre la direction de la force peut être utilisé. Invisalign utilise un taquet optimisé de fonctionnement similaire.



Figure 61 Taquet de rotation.

- L'ingression :

L'ingression d'une dent s'obtient avec une surface de pression répartie sur la surface occlusale de la dent et ne nécessite pas d'accessoire, mais les dents adjacentes nécessitent des taquets pour la rétention et pour éviter que l'aligneur ne se soulève. Par exemple, pour le nivellement de la courbe de spee avec ingression des incisives, des taquets rectangulaires sont placés sur les prémolaires. Ces taquets servent de rétention pour l'aligneur mais peuvent également servir pour l'extrusion des prémolaires, participant au nivellement.

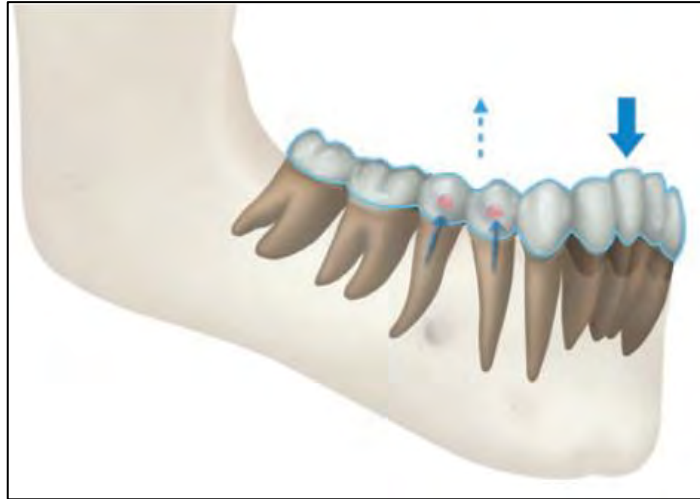


Figure 62 Nivellement d'une courbe de spee par ingressivité incisive. Des taquets de rétention sont placés sur les prémolaires pour éviter que l'aligneur ne se soulève.(57)

- L'égression :

L'égression est un mouvement difficile à réaliser avec les aligneurs car un aligneur ne peut pas tirer une dent. L'égression nécessite des taquets biseautés dont le biseau se situe en direction gingivale, ce qui revient à pousser la dent en direction occlusale. Des élastiques peuvent être utilisés pour égresser une dent à l'aide de deux boutons collés en face vestibulaire et linguale afin de tirer la dent dans son aligneur.



Figure 63 Taquet d'égression incisive.

- Les mouvements radiculaires et de torque :

Ces mouvements sont délicats à obtenir car ils nécessitent un pur moment, et donc un couple de forces de directions opposées. Les aligneurs ne peuvent que pousser et non pas tirer une dent, les forces doivent donc être redirigées. Les taquets sont indispensables dans cette situation.

Pour un mouvement radicaire dans le 2^e ordre, un taquet conventionnel rectangulaire est placé le long de la couronne. L'aligneur pousse des deux côtés du taquet, plus le taquet est long et plus le moment exercé sera important. Les aligneurs pouvant être difficiles à insérer avec de gros taquets rectangulaires, Invisalign a développé des taquets optimisés spécifiques aux mouvements de 2^e ordre. Ils correspondent à deux petits taquets biseautés éloignés et de direction opposée. Une force est appliquée sur chaque biseau ce qui crée le couple de forces.

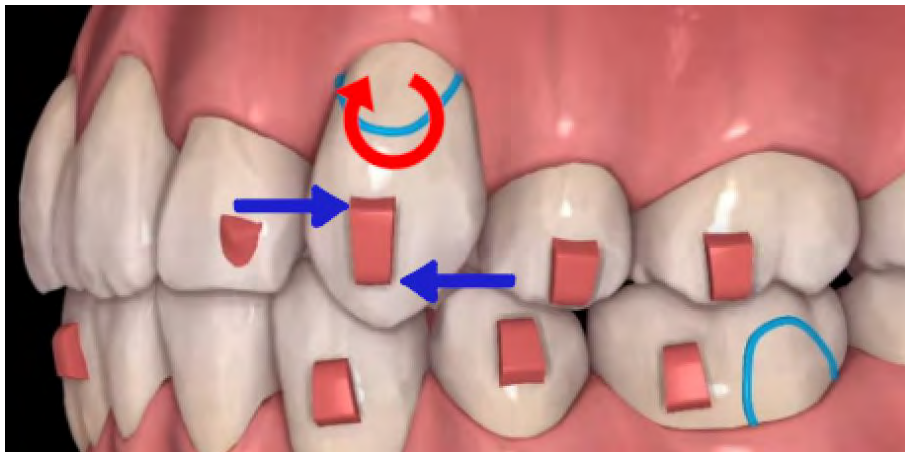


Figure 64 Taquet vertical rectangulaire sur la canine permettant le contrôle du 2^e ordre



Figure 65 Taquet optimisé par Invisalign permettant un contrôle radicaire dans le 2^e ordre

Pour un mouvement du 3^e ordre des incisives, un couple de force doit être appliqué au niveau de la couronne dans le sens sagittal. Pour obtenir un torque positif, une force doit être appliquée au niveau gingival vestibulaire et une autre au niveau du bord libre du côté palatin, ce qui résulte en un moment anti-horaire. Pour un recul incisif en translation, la force distalante doit être supérieure à la force mésialante. L'ajout de taquet au niveau du

bord gingival est possible mais Invisalign utilise les Power Ridges qui correspondent à des points de pression formés directement dans l'aligneur.

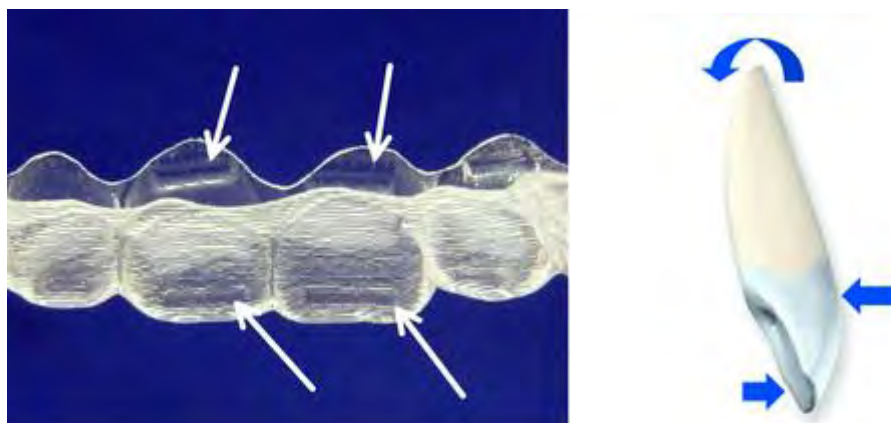


Figure 66 Power-Ridges et forces appliquées

En 2020, Haouili(58) étudie la fiabilité des mouvements produits par les aligneurs Invisalign en comparant les Clincheck et les arcades de 38 patients. La prédictibilité moyenne d'Invisalign est de 50% sur l'ensemble des mouvements. La version vestibulaire a une prédictibilité de 57%, l'ingression 44%, l'égression 45%, et les rotations 46%.

Tooth	Mesial		Distal		Buccal		Lingual		Intrusion		Extrusion		Mesial rotation		Distal rotation	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Central incisor	57.5	47.8	49.8	45.5	54.2	52.8	57.4	64.0	33.4	33.9	56.4*	44.5	61.1	51.3	54.9	43.1
Lateral incisor	47.3	38.5	47.3	51.5	69.9	61.4	54.4	57.4	44.6	36.7	53.7	47.1	54.6	52.6	48.7	41.8
Canine	52.5	53.7	43.8	47.5	58.8	67.9	57.6	54.8	53.3	51.3	42.2	50.6	51.5*	55.2	37.2	45.8
First premolar	43.3	45.4	57.1	57.2	66.3	61.1	56.5	57.9	48.4	63.1	51.3	44.5	50.9	43.1	50.0	47.9
Second premolar	64.7	53.6	54.2	62.5	60.5	69.7	51.8	51.8	45.5	56.1	38.3	52.5	39.2	44.8	44.7	49.8
First molar	47.8	52.6	58.4	59.2	58.3	53.6	47.2	48.0	35.1	41.2	37.6	45.2	42.9	27.8	43.2	35.4
Second molar	55.4	50.2	62.9	50.4	34.8	36.4	61.3*	46.0	50.3	51.3*	41.5	37.1	42.5	40.4	40.7	33.6
Total	52.7	48.8	53.4	53.4	57.6	57.6	55.2	54.3	44.4	47.7	45.9	45.9	49.0	45.0	45.6	42.5

*Statistically significant difference in directionality; *Statistically significant difference between arches.

Figure 67 Prédictibilité des mouvements avec Invisalign en fonction des dents et des mouvements (58)

5. Gestion des extractions (55,57)

Les considérations biomécaniques des extractions avec les aligneurs sont les mêmes qu'avec un appareil multi-attaches classique. Une rétraction non contrôlée des incisives et des canines entraîne une version palatine ainsi qu'un recouvrement augmenté, ce qui peut empêcher la fermeture totale de l'espace et l'établissement d'une classe I, et peut entraîner l'apparition d'une béance latérale. Un contrôle doit également être apporté au niveau des axes radiculaires des molaires, prémolaires et canines. La complexité des mouvements à réaliser par rapport aux capacités des aligneurs nécessite une sélection des cas à traiter.



Figure 68 Apparition d'un bowing effect sur une rétraction avec aligneurs.

La position initiale des racines va dicter la difficulté du traitement. La fermeture d'espace entraînant une version dans le site d'extraction et les aligneurs étant bons à verser les dents, les cas les plus favorables seront ceux dont les apex sont déjà très proches de leur position finale souhaitée. Les cas défavorables sont ceux dont les apex sont trop éloignés de leur position finale.

Un cas favorable serait :

- Une classe I ou Classe II modérée
- Une biproalvéolie incisive où une perte de torque serait acceptable
- Des canines versées mésialement, dont l'apex est très proche du site d'extraction
- Un encombrement faible avec de faibles rotations

Les cas très difficiles à traiter comprennent :

- Les encombrements importants avec de fortes rotations
- Les dents en palato-position nécessitant un torque important
- Les canines versées distalement, dont l'apex est trop éloigné de l'espace d'extraction
- Une supraclusion avec des incisives palato-versées, qui augmente les besoins de torque radiculo-palatin



Figure 69 Cas favorable, avec une biproalvéolie, béance et canines versées mésialement (55)

La complexité des mouvements à réaliser face aux capacités des aligneurs nécessite la mise en place de nombreux accessoires.

Les incisives nécessitant un contrôle du torque sont équipées de Power-Ridges (points de pression).

Les canines sont équipées de taquets verticaux rectangulaires ou de taquets optimisés exerçant un moment anti-horaire, contrôlant la dent dans le 2^e ordre et permettant de déplacer la canine en translation. Les molaires et prémolaires sont équipées d'un taquet exerçant un moment horaire, empêchant les dents de se verser mésialement. Des élastiques de classe II peuvent être utilisés pour réciproquement distaler la canine maxillaire et mésialer la molaire mandibulaire. De plus, pour limiter l'apparition de bowing, l'aligneur intègre une courbe de spee (figure 68).

Une surcorrection de l'inclinaison incisive ainsi que des angulations des canines et prémolaires peut être ajoutée, l'expression des mouvements n'étant pas totale. Cela correspond à créer un set-up et un Clincheck présentant une proalvéolie incisive, un recouvrement faible voire nul, et des axes radiculaires des canines et prémolaires exagérés, dont les apex sont convergents vers le site d'extraction (virtual gable-bend).

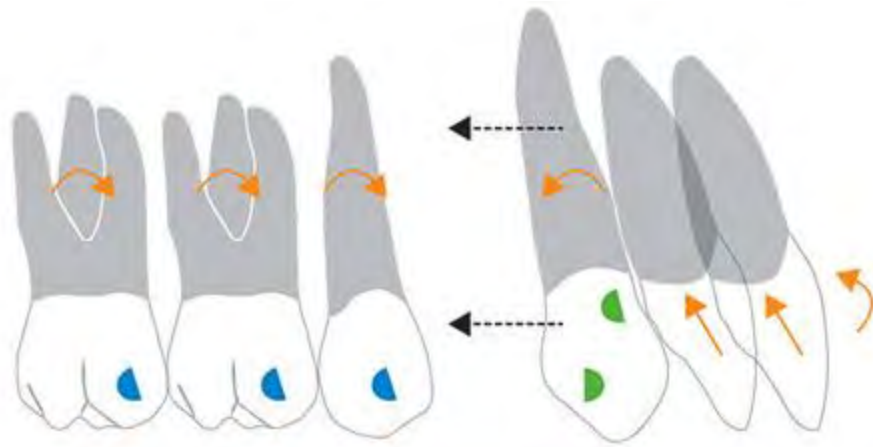


Figure 70 Fermeture d'espace avec Invisalign (57)

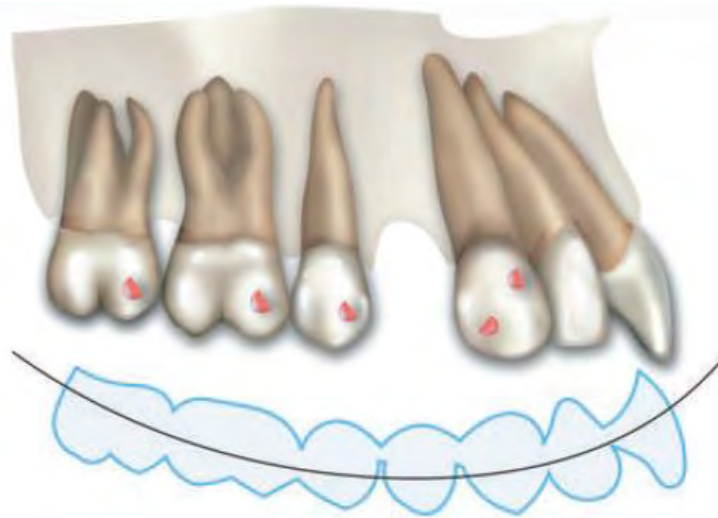


Figure 71 Courbe de spee intégrée dans l'aligneur(57)

L'avantage des aligneurs est de pouvoir bouger sélectivement les dents et ainsi déterminer à chaque étape les unités d'ancrage. Par exemple pour un recul canin, seules les canines bougent et tout le reste de l'arcade sert d'ancrage. De plus, la fermeture d'espace peut démarrer dès les premiers aligneurs. Contrairement à une technique d'arc droit, le nivellement de la courbe de spee n'est pas une nécessité préalable dans le cas d'utilisation d'aligneurs.

Invisalign propose trois différents séquençages de traitements :

- La rétraction réciproque : premièrement, seules les canines et les prémolaires se déplacent dans le site d'extraction. Les incisives servent d'ancrage antérieur et les molaires servent d'ancrage postérieur, et poussent les canines et prémolaires dans l'espace d'extraction. L'espace crée en mésial des canines permet à l'aligneur « d'entourer » la dent, ce qui permet un meilleur contrôle de sa position. Une fois

que l'espace d'extraction est fermé, la canine et la prémolaire servent à leur tour d'ancrage, les molaires se mésialent et les incisives se distalent. Ce schéma est adapté aux situations d'ancrage modéré.

- Le protocole G6 : ce schéma est adapté aux situations d'ancrage maximal. Il s'applique au cas où une perte d'ancrage de 2mm ou moins est permise. Premièrement, seule la canine se déplace dans l'espace d'extraction. Une fois que la canine est rétractée de 1/3, la rétraction des canines et des incisives est simultanée.
- La méthode alternée : cette technique populaire en Asie n'est pas disponible par défaut dans le logiciel Align. Dans cette séquence, les canines sont rétractées sur 10 aligneurs puis s'arrêtent. Ensuite, les incisives sont rétractées sur 10 aligneurs puis s'arrêtent. Puis la canine se remet à se déplacer sur 10 aligneurs et ainsi de suite. Cela permet un meilleur contrôle de l'ancrage, ainsi que des angulations canines et des torques incisifs. Cependant, cette technique nécessite plus d'aligneurs que les autres.

En 2019, Dai(59) compare les différences de position des molaires et incisives entre les prévisions du Clincheck et les résultats obtenus, chez 30 patients traités par aligneurs Invisalign après extraction de premières molaires. Les molaires présentent une différence d'angulation de 5.3° et une position plus mésiale de 3.16mm. Les incisives centrales présentent une différence d'angulation de 5.16°, une position plus mésiale de 2.12mm et une position plus occlusale de 0.5mm.

En 2014, Cansunar(60) compare les résultats cliniques de 1098 patients traités soit sans extraction (562), soit avec l'extraction de deux (269) ou quatre prémolaires (267). Le traitement avec quatre extractions était le plus long (30 mois). Les patients traités avec quatre extractions présentent moins de contacts occlusaux, et une moins bonne occlusion sagittale en fin de traitement comparé aux autres.

Chang propose l'utilisation de quatre minivis afin de prévenir les effets parasites pouvant survenir lors de la rétraction. Deux minivis infra-zygomatiques reliées aux canines limitent la perte d'ancrage des secteurs postérieurs, et deux minivis antérieures exercent une

force ingressive apportant du torque positif aux incisives, empêchant ainsi l'augmentation du recouvrement lors de la rétraction.

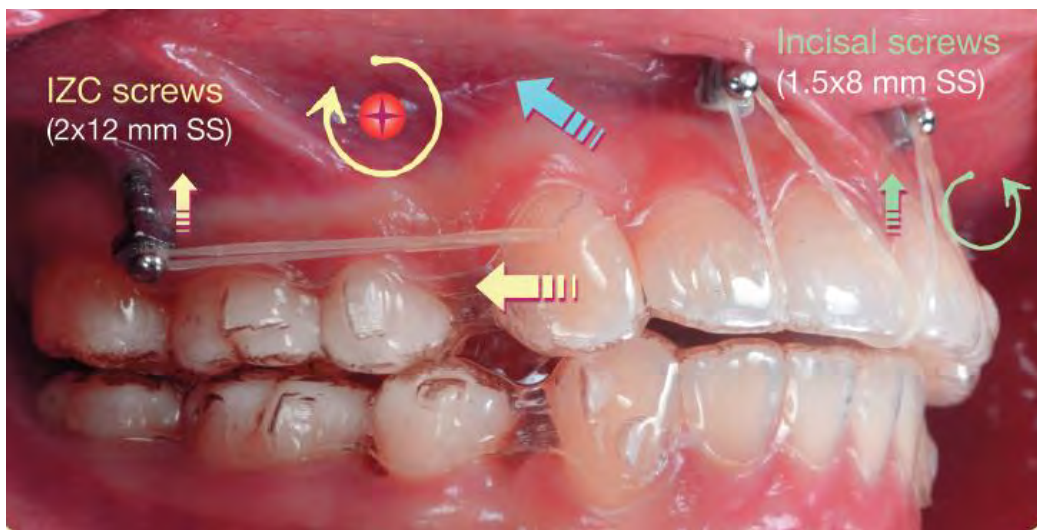


Figure 72 Rétraction assistée par 4 minivis (57)

Conclusion

La compréhension des outils et des différentes techniques permet à l'orthodontiste de réagir lors de toutes les situations cliniques quelles que soient leurs difficultés. Les connaissances mécaniques permettent le meilleur choix de l'appareillage et permet d'anticiper les effets parasites.

En pratique, les systèmes de force sont différents étant donné que les forces biologiques interviennent également. L'étude de la physiologie oro-faciale est complémentaire de la mécanique.

L'apparition de nouvelles technologies simplifie les traitements mais ne remet pas en cause les fondamentaux de la mécanique.

Vu le président du jury.
R. F. DIETTER



Vu le Directeur de Thèse
D. ROSENBERG

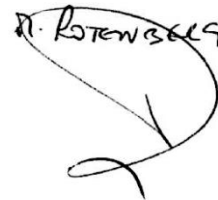


Table des illustrations

FIGURE 1 ENCOMBREMENT IMPOSANT L'EXTRACTION DE DEUX PREMOLAIRES (CAS PERSONNEL).....	13
FIGURE 2 DES INCISIVES TROP VESTIBULO-VERSEES PEUVENT ENTRAINER UNE CONVEXITE TROP IMPORTANTE DU PROFIL SOUS NASAL AVEC UNE INCOMPETENCE LABIALE. APRES EXTRACTION (A DROITE), LA CONVEXITE SOUS NASE EST REDUITE ET LA COMPETENCE LABIALE EST RETROUVEE.	13
FIGURE 3 EXTRACTION DE CLASSE II A GAUCHE, CLASSE III A DROITE (1)	14
FIGURE 4 ARCADE MAXILLAIRE NIVELEE, QUELLE EST LA SUITE ? (CAS PERSONNEL)	16
FIGURE 5 ETAPES D'UN MOUVEMENT ORTHODONTIQUE (2)	18
FIGURE 6 UNE FORCE DE 200G EST APPLIQUEE AU BRACKET PEUT ETRE EXPRIMEE AU NIVEAU DE CENTRE DE RESISTANCE PAR UNE FORCE ET UN MOMENT NEGATIF DE 1400GMM ($200 \times 7 = 1400 \text{GMM}$)(3)	19
FIGURE 7 DES FORCES EGALES ET OPPOSEES QUI NE SONT PAS SUR LA MEME LIGNE D'ACTION PRODUISENT UN PUR MOMENT OU UN COUPLE. LES FORCES S'ANNULENT, LA RESULTANTE DES FORCES EST DE 0G MAIS IL SE PRODUIT UN MOMENT DE -1000GMM ($50 \times 20 = 1000 \text{GMM}$) (3)	20
FIGURE 8 QUELLE QUE SOIT LA POSITION DU COUPLE SUR LA DENT, LA RESULTANTE SERA UNE ROTATION AUTOUR DU Cr. SUR LE 2E SCHEMA, LA RESULTANTE DES MOMENTS EST DE 1000GMM. (3)	20
FIGURE 9 UNE FORCE APPLIQUEE AU-DESSUS DU CR ENTRAINE UN MOUVEMENT RADICULAIRE AVEC UN CENTRE DE ROTATION SITUE AU BORD INCISIF. UNE FORCE APPLIQUEE SOUS LE CR ENTRAINE UN MOUVEMENT DE VERSION CONTROLEE AVEC UN CENTRE DE ROTATION SITUE A L'APEX. (3).....	21
FIGURE 10 LE SYSTEME DE FORCE EN JAUNE EST EQUIVALENT A LA FORCE EN ROUGE. UNE FORCE DE 100G ASSOCIEE A UN MOMENT NEGATIF DE 1200GMM APPLIQUE AU BRACKET EQUIVAUT A UNE FORCE DE 100G APPLIQUEE A 12MM DU BRACKET. ($M/F=12\text{MM}$). (3)	22
FIGURE 11 POUR OBTENIR UNE TRANSLATION DANS LA SITUATION B OU L'ON A UNE RESORPTION RADICULAIRE, UN RAPPORT M/F MOINS IMPORTANT SERA NECESSAIRE. DANS LA SITUATION C OU L'ON A UNE FAIBLE HAUTEUR ALVEOLAIRE, UN M/F PLUS IMPORTANT SERA NECESSAIRE. (3)	22
FIGURE 12 POUR UNE TRANSLATION, UN SYSTEME DE FORCE APPLIQUE AU BRACKET DONT LE RAPPORT M/F EST DE 10MM, LE CROT SE SITUE A L'INFINI ET LE MOUVEMENT OBTENU EST UNE TRANSLATION. (3)	22
FIGURE 13 LES DEUX FLECHES ROUGES SONT DE MEME DIRECTION ET INTENSITE MAIS DE SENS OPPOSE. (3)	23
FIGURE 14 VALEURS D'ANCRAGE SELON LES AUTEURS (4).....	25
FIGURE 15 UNE VERSION PALATINE ENTRAINE UNE EGRESSION RELATIVE (1)	26
FIGURE 16: UNE INCLINAISON INCISIVE INSUFFISANTE CREE UN CONTACT ANTERIEUR EMPECHANT LA CORRECTION DE LA CLASSE II (CAS PERSONNEL)	27
FIGURE 17 JEU ENTRE L'ARC ET LA GORGE SELON LES DIMENSIONS (7).....	28
FIGURE 18 FIGURE 18 AXES DENTAIRES SELON ANDREWS (13)	30
FIGURE 19 VALEURS IDEALES ET PRESCRIPTION D'ANDREWS	30
FIGURE 20 PRESCRIPTION D'ANGULATION ET DE TORQUE SELON MBT, ROTH ET ANDREWS.....	31
FIGURE 21 RETRACTION CANINE PREALABLE A LA RETRACTION INCISIVE (3)	33
FIGURE 22 FORCES OPTIMALES SELON PROFFIT, SELON LE MOUVEMENT (32)	37
FIGURE 23 COMPRESSION DU LIGAMENT SELON LE MOUVEMENT EXERCE SELON PROFFIT (32)	38
FIGURE 24 VALEUR DE LA FORCE OPTIMALE ORTHODONTIQUE SELON LES AUTEURS. EXPERIMENTATION CHEZ L'HOMME (2).....	40
FIGURE 25 CONSEQUENCES D'UN RECU CANIN DANS LE PLAN SAGITTAL ET AXIAL	42
FIGURE 26 FRICTION MISE EN JEU ENTRE UN ARC ET UN BRACKET (3)	43
FIGURE 27 RECU CANIN SUR ARC CONTINU.....	45
FIGURE 28 RECU CANIN, FORCES ET FRICTION MIS EN JEU (3).....	45
FIGURE 29 LE MOUVEMENT ANTI-HORAIRE DE LA CANINE ENTRAINE DES REPERCUSSIONS SUR LE SECTEUR ANTERIEUR QUI S'EGRESSE ET CREE UNE SUPRACLUSION (3)	46
FIGURE 30 RECU CANIN SUR 0.018 AVEC ARC AUXILIAIRE D'INGRESSION QUI PERMET DE MAITRISER LA POSITION VERTICALE DES INCISIVES(3)	46

FIGURE 31 UN RAPPORT M/F ELEVE ENTRAINE L'APPARITION DE FORCES NORMALES PLUS IMPORTANTES ET INVERSEMENT(3) ..	47
FIGURE 32 REcul CANIN DANS LE SENS AXIAL (3)	47
FIGURE 33 REcul EN MASSE PAR CHAINETTE CONTINUE ET AVEC UN RESSORT NICKEL TITANE ET CROCHETS SOUDES	48
FIGURE 34 REcul EN MASSE SUR ARC CONTINU ET SES CONSEQUENCES VERTICALES.....	49
FIGURE 35 UN ARC TRANSPALATIN EMPECHE LA ROTATION MOLAIRE ET LIMITE LA FRICTION (3).....	50
FIGURE 36 EN BLEU LA FORCE APPLIQUEE, EN JAUNE LA FORCE EFFECTIVE ET EN ROUGE LES FORCES DE FRICTION (44).....	50
FIGURE 37 RETRACTION EN MASSE AVEC MINIVIS ET POTENCE (45).....	52
FIGURE 38 REcul SUR VIS AVEC CROCHET COURT (47).....	53
FIGURE 39 REcul SUR VIS AVEC CROCHET MOYEN (47)	53
FIGURE 40 REcul SUR VIS AVEC CROCHET LONG (47)	54
FIGURE 41 REcul INCISIF SUR VIS ET SECTIONNEL AVEC VIS D'INGRESSION ANTERIEURE	54
FIGURE 42 CALCUL DU RAPPORT CHARGE/FLEXION D'UNE BOUCLE VERTICALE (50)	56
FIGURE 43 EVOLUTION DU RAPPORT CHARGE/FLEXION EN FONCTION DE LA HAUTEUR DE LA BOUCLE (3)	56
FIGURE 44 EVOLUTION DU RAPPORT CHARGE/FLEXION EN FONCTION DU NOMBRE D'HELIX (3).....	57
FIGURE 45 BOUCLE OUVERTE ET FERMEE, L'ACTIVATION D'UNE BOUCLE ENTRAINE UNE ANGULATION ENTRE LES DEUX JAMBES HORIZONTALES (3)	58
FIGURE 46 GABLE-BEND SUR UNE BOUCLE EN DELTA (32).....	59
FIGURE 47 VALEURS DE FORCES, MOMENT ET RAPPORT M/F DE 4 BOUCLES (53)	59
FIGURE 48 UNE BOUCLE DECENTREE ENTRAINE UNE SITUATION DE V ASYMETRIQUE AVEC DES MOMENTS DIFFERENTIELS ET DES FORCES VERTICALES (3)	60
FIGURE 49 REcul EN MASSE SUR ARC CONTINU.....	61
FIGURE 50 OPUS LOOP PAR SIATKOWSKI (50)	62
FIGURE 51 TEAR DROP LOOP MODIFIEE SELON SUMI (54)	62
FIGURE 52 T-LOOP ACTIVEE EN TECHNIQUE SEGMENTEE (3)	64
FIGURE 53 LA DENT DE GAUCHE SUBIT UN MOUVEMENT EN GRESSION ET RESISTE MIEUX QUE LA DENT DE DROITE SUBISSANT UN MOUVEMENT EN VERSION (3)	64
FIGURE 54 LE RATIO M/F DIFFERE SELON L'ANGULATION DE LA BRANCHE. PUIS LE RATIO M/F AUGMENTE AVEC LA FERMETURE DE LA BOUCLE (3).....	65
FIGURE 55 T-LOOP POUR UN REcul CANIN AVEC COURBURE ANTI-ROTATIONNELLES (3).....	66
FIGURE 56 REcul CANIN EN TECHNIQUE SEGMENTEE, FORCES ET MOMENTS MIS EN JEU(3)	66
FIGURE 57 REcul EN MASSE EN TECHNIQUE SEGMENTEE ET ANCRAGE MAXIMAL(3)	66
FIGURE 58 ALIGNEURS AVEC TAQUETS (55).....	67
FIGURE 59 DEFORMATION SUR ALIGNEUR AVEC UNE PINCE DE HILLARD. LES DEFORMATIONS ENTRAINENT UN COUPLE DE FORCE NECESSAIRE POUR UNE ROTATION. (55)	69
FIGURE 60 TAQUETS CONVENTIONNELS. (55)	69
FIGURE 61 TAQUET DE ROTATION.....	70
FIGURE 62 NIVELLEMENT D'UNE COURBE DE SPEE PAR INGRESSION INCISIVE. DES TAQUETS DE RETENTION SONT PLACES SUR LES PREMOAIRES POUR EVITER QUE L'ALIGNEUR NE SE SOULEVE.(57)	71
FIGURE 63 TAQUET D'EGRESSION INCISIVE.	71
FIGURE 64 TAQUET VERTICAL RECTANGULAIRE SUR LA CANINE PERMETTANT LE CONTROLE DU 2E ORDRE.....	72
FIGURE 65 TAQUET OPTIMISE PAR INVISALIGN PERMETTANT UN CONTROLE RADICULAIRE DANS LE 2E ORDRE.....	72
FIGURE 66 POWER-RIDGES ET FORCES APPLIQUEES.....	73
FIGURE 67 PREDICTIBILITE DES MOUVEMENTS AVEC INVISALIGN EN FONCTION DES DENTS ET DES MOUVEMENTS (58)	73
FIGURE 68 APPARITION D'UN BOWING EFFECT SUR UNE RETRACTION AVEC ALIGNEURS.	74
FIGURE 69 CAS FAVORABLE, AVEC UNE BIPOALVEOLIE, BEANCE ET CANINES VERSEES MESIALEMENT (55)	75
FIGURE 70 FERMETURE D'ESPACE AVEC INVISALIGN (57)	76
FIGURE 71 COURBE DE SPEE INTEGREE DANS L'ALIGNEUR(57).....	76
FIGURE 72 RETRACTION ASSISTEE PAR 4 MINIVIS (57)	78

Bibliographie

1. Boileau M-J. Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte. Tome 1: Principes et moyens thérapeutiques.
2. Dorignac D, Bardinnet E, Bazert C, Devert N, A AD, Duhart A-M. Biomécanique orthodontique et notion de force légère.
3. Burstone C, Choy K. The biomechanical foundation of clinical orthodontics.
4. FAURE J. Biomécanique orthodontique.
5. Nabbout F, Faure J, Baron P, Braga J, Treil J. Centres de résistance des groupes dentaires et mécanique orthodontique: 1. Détermination des centres de résistance. *Int Orthod.* 1 déc 2007;5(4):437-46.
6. Melsen B, Cattaneo PM, Dalstra M, Kraft DC. The Importance of Force Levels in Relation to Tooth Movement. *Semin Orthod.* déc 2007;13(4):220-33.
7. Vieira EP, Watanabe BSD, Pontes LF, Mattos JNF, Maia LC, Normando D. The effect of bracket slot size on the effectiveness of orthodontic treatment: A systematic review. *Angle Orthod.* janv 2018;88(1):100-6.
8. Dettlerline DA, Isikbay SC, Brizendine EJ, Kula KS. Clinical outcomes of 0.018-inch and 0.022-inch bracket slot using the ABO objective grading system. *Angle Orthod.* mai 2010;80(3):528-32.
9. Cobb NW, Kula KS, Phillips C, Proffit WR. Efficiency of multi-strand steel, superelastic Ni-Ti and ion-implanted Ni-Ti archwires for initial alignment. *Clin Orthod Res.* août 1998;1(1):12-9.
10. SOULIE P-J, GALL ML, VOLPI J. Contrôle de l'incisive supérieure en technique de glissement optimisé. /data/revues/17617227/00040004/443/ [Internet]. 28 févr 2008 [cité 15 juin 2020];
11. Kerner A, Montluc N, Brandy I, Dumitrache M, Lejoyeux E, Garcia R. Techniques multiattache. *Wwwem-Premiumcomdatatraitess723-57181* [Internet]. 1 avr 2011 [cité 16 juin 2020];
12. Planché PG. Concept de l'arc droit de Lawrence Andrews. Principes et évolution. *Wwwem-Premiumcomdatatraitess723-32305* [Internet]. [cité 16 juin 2020];
13. Moesi B, Dyer F, Benson PE. Roth versus MBT: does bracket prescription have an effect on the subjective outcome of pre-adjusted edgewise treatment? *Eur J Orthod.* avr 2013;35(2):236-43.
14. Mittal M, Thiruvengkatachari B, Sandler PJ, Benson PE. A three-dimensional comparison of torque achieved with a preadjusted edgewise appliance using a Roth or MBT prescription. *Angle Orthod.* mars 2015;85(2):292-7.

15. Chen SS-H, Greenlee GM, Kim J-E, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* juin 2010;137(6):726.e1-726.e18; discussion 726-727.
16. Ehsani S, Mandich M-A, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod.* mai 2009;79(3):592-601.
17. Thermac G, Morgon L, Godeneche J. [Friction: self-ligating brackets]. *Orthod Francaise.* déc 2008;79(4):239-49.
18. Gómez-Gómez S-L, Sánchez-Obando N, Álvarez-Castrillón M-A, Montoya-Goez Y, Ardila CM. Comparison of frictional forces during the closure of extraction spaces in passive self-ligating brackets and conventionally ligated brackets using the finite element method. *J Clin Exp Dent.* mai 2019;11(5):e439-46.
19. Yang X, Xue C, He Y, Zhao M, Luo M, Wang P, et al. Transversal changes, space closure, and efficiency of conventional and self-ligating appliances : A quantitative systematic review. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopadie OrganOfficial J Dtsch Ges Kieferorthopadie.* janv 2018;79(1):1-10.
20. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* août 2007;132(2):223-5.
21. Schneider PP, Gandini Júnior LG, Monini A da C, Pinto ADS, Kim KB. Comparison of anterior retraction and anchorage control between en masse retraction and two-step retraction: A randomized prospective clinical trial. *Angle Orthod.* 2019;89(2):190-9.
22. Schneider PP, Kim KB, da Costa Monini A, Dos Santos-Pinto A, Gandini LG. Which one closes extraction spaces faster: en masse retraction or two-step retraction? A randomized prospective clinical trial. *Angle Orthod.* 2019;89(6):855-61.
23. Heo W, Nahm D-S, Baek S-H. En masse retraction and two-step retraction of maxillary anterior teeth in adult Class I women. A comparison of anchorage loss. *Angle Orthod.* nov 2007;77(6):973-8.
24. Rizk MZ, Mohammed H, Ismael O, Bearn DR. Effectiveness of en masse versus two-step retraction: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod.* 5 janv 2018;18(1):41.
25. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* mai 2005;127(5):542-51.
26. Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 févr 1989;95(2):99-106.
27. Makhlof M, Aboul-Ezz A, Fayed MS, Hafez H. Evaluating the Amount of Tooth Movement and Root Resorption during Canine Retraction with Friction versus Frictionless Mechanics Using Cone Beam Computed Tomography. *Open Access Maced J Med Sci.* 15 févr 2018;6(2):384-8.

28. Rhee JN, Chun YS, Row J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* mars 2001;119(3):292-9.
29. Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod Oral Surg Radiogr.* 1 avr 1932;18(4):331-52.
30. Weinstein S. Minimal forces in tooth movement. *Am J Orthod.* déc 1967;53(12):881-903.
31. Markostamou MK. [Qualitative and critical study of the pressure quadrant of the alveolar bone after orthodontic displacement]. *Orthod Francaise.* 1974;45(2):155-66.
32. Proffit W. Contemporary orthodontics 5.
33. Felicita AS. Quantification of intrusive/retraction force and moment generated during en-masse retraction of maxillary anterior teeth using mini-implants: A conceptual approach. *Dent Press J Orthod.* oct 2017;22(5):47-55.
34. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod.* avr 1996;18(2):141-50.
35. Theodorou CI, Kuijpers-Jagtman AM, Bronkhorst EM, Wagener FADTG. Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* nov 2019;156(5):582-92.
36. Iwasaki LR, Liu Y, Liu H, Nickel JC. Speed of human tooth movement in growers and non-growers: Selection of applied stress matters. *Orthod Craniofac Res.* juin 2017;20 Suppl 1:63-7.
37. Roscoe MG, Meira JBC, Cattaneo PM. Association of orthodontic force system and root resorption: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* mai 2015;147(5):610-26.
38. van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci.* déc 1999;107(6):468-74.
39. Currell SD, Liaw A, Blackmore Grant PD, Esterman A, Nimmo A. Orthodontic mechanotherapies and their influence on external root resorption: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* mars 2019;155(3):313-29.
40. Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* mai 2008;11(2):65-73.
41. Mohammed H, Rizk MZ, Wafaie K, Almuzian M. Effectiveness of nickel-titanium springs vs elastomeric chains in orthodontic space closure: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res.* févr 2018;21(1):12-9.
42. Rinchuse DJ, Cozzani M. Effectiveness and efficiency in clinical orthodontic practice. *Int Orthod.* déc 2015;13(4):507-24.

43. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod.* avr 1998;20(2):169-76.
44. Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* mars 2007;131(3):412-4.
45. Barthélemy S, Desoutter A, Souaré F, Cuisinier F. Effectiveness of anchorage with temporary anchorage devices during anterior maxillary tooth retraction: A randomized clinical trial. *Korean J Orthod.* sept 2019;49(5):279-85.
46. Tominaga J-Y, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod.* nov 2009;79(6):1102-7.
47. Darqué, Ellouze. Mini-implants : l'Orthodontie de demain.
48. Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod.* nov 2007;77(6):999-1003.
49. Tominaga J, Ozaki H, Chiang P-C, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, et al. 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 Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* août 2014;146(2):166-74.
50. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* oct 1997;112(4):393-402.
51. Chiang P-C, Koga Y, Tominaga J, Ozaki H, Hamanaka R, Sumi M, et al. Effect of gable bend incorporated into loop mechanics on anterior tooth movement: Comparative study between en masse retraction and two-step retraction. *Orthod Waves.* 1 sept 2015;74(3):55-61.
52. Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Kobayashi K, Obiye H, Yoshida N. Moment/Kraft-Verhältnisse von Kontraktionsbögen während Deaktivierung. *Kieferorthop* 2004;18:175-82.
53. 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(1):42-59.
54. Sumi M, Koga Y, Tominaga J-Y, Hamanaka R, Ozaki H, Chiang P-C, et al. Innovative design of closing loops producing an optimal force system applicable in the 0.022-in bracket slot system. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* déc 2016;150(6):968-78.
55. Tai S. *Clear Aligner Technique*. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co Inc., U.S.; 2018. 309 p.
56. iAOI | JDO Vol. 54 [Internet]. <http://iaoi.pro/archive/post/id/327>

57. iAOI | JDO Vol. 58 [Internet]. <http://iaoi.pro/archive/post/id/338>
58. Haouili N, Kravitz ND, Vaid NR, Ferguson DJ, Makki L. Has Invisalign improved? A prospective follow-up study on the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. sept 2020;158(3):420-5.
59. Dai F-F, Xu T-M, Shu G. Comparison of achieved and predicted tooth movement of maxillary first molars and central incisors: First premolar extraction treatment with Invisalign. *Angle Orthod*. 2019;89(5):679-87.
60. Akinci Cansunar H, Uysal T. Comparison of orthodontic treatment outcomes in nonextraction, 2 maxillary premolar extraction, and 4 premolar extraction protocols with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. mai 2014;145(5):595-602.

MECANIQUE CLINIQUE DE LA FERMETURE D'ESPACE APRES EXTRACTION DE PREMIERES PREMOLAIRES

RÉSUMÉ: Les extractions de prémolaires font partie de arsenal thérapeutique de l'orthodontiste, notamment dans la résolution de la dysharmonie dento-maxillaire. La fermeture d'espace qui en découle est une étape délicate d'un traitement et nécessite une compréhension solide de la biomécanique pour éviter les effets indésirables. L'étude de nos outils est également primordiale et permet de faire les meilleurs choix selon les situations cliniques, et la planification du traitement par le praticien dictera sa réussite.

TITLE: MECHANICS AND CLINICS OF SPACE CLOSURE AFTER FIRST PREMOLAR EXTRACTION

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Orthopédie Dento-Faciale

MOTS-CLÉS: Fermeture d'espace, extraction, prémolaire, mécanique

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR:

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de chirurgie dentaire
3 chemin des Maraîchers
31062 Toulouse Cedex

DIRECTEUR DE THESE : Docteur Maxime ROTENBERG