

**Expression du torque
en technique multi-attache vestibulaire**

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée

Et soutenue publiquement par

LEFEBVRE Clémentine

Née le 27 avril 1993

Le 30 Mai 2017 devant le jury ci-dessous

Président Monsieur le Professeur Bernard GUIMELLI
Assesseur Madame le Docteur Fabienne JORDANA
Assesseur Madame le Docteur Claire-Hélène MAIRE-FROMENT

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Stéphane RENAUDIN

UNIVERSITÉ DE NANTES		
Président	Pr LABOUX Olivier	
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE		
Doyen	Pr AMOURIQ Yves	
Assesseurs	Dr LE BARS Pierre Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.		
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre	
Professeurs des Universités		
Monsieur BOULER Jean-Michel		
Professeurs Emérites		
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain	
Praticiens Hospitaliers		
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE Hélène	
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.		
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.	
	Monsieur ABBAS Amine Monsieur AUBEUX Davy Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Monsieur DRUGEAU Kévin Madame GOUGEON Béatrice Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur LE GUENNEC Benoît Monsieur LOCHON Damien Madame MAÇON Claire Madame MAIRE-FROMENT Claire-Hélène Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur PILON Nicolas Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel	
Maître de Conférences		
Madame VINATIER Claire		
Enseignants Associés		
Monsieur KOUADIO Ayepa (Assistant Associé) Madame LOLAH Aoula (MC Associé) Madame RAKIC Mia (PU Associé)	A.T.E.R.	
	Madame BON Nina	

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

REMERCIEMENTS

À Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Professeur des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Chef du département de Prothèse de la Faculté d'Odontologie de Nantes.

Chevalier de l'ordre National de la Légion d'Honneur.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury.

Pour votre grande expérience, votre bienveillance et votre sympathie.

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

À Monsieur le Docteur Stéphane RENAUDIN

Maître de Conférences des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Chef du Département d'Orthopédie Dento-Faciale.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse.

Pour vos encouragements lors du choix de ce sujet.

Pour le partage de vos précieuses connaissances.

Veillez recevoir ici l'expression de tout mon respect et de mon estime.

À Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires.

Département de Prothèse.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury.

Pour votre soutien et vos précieux conseils.

Pour votre accessibilité et votre gentillesse.

Veillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

À Madame le Docteur Claire-Hélène MAIRE-FROMENT

Assistante Hospitalo-Universitaire.

Ancienne interne des Hôpitaux de Paris

Département d'Orthopédie Dento-Faciale.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de rejoindre ce jury de thèse.

Pour votre compétence, votre patience, et votre disponibilité.

Veillez recevoir ici l'expression de ma sincère estime.

Table des matières

INTRODUCTION	10
1. LES UTILITES D'UN BON CONTROLE DE TORQUE.....	11
1.1. Aspects fonctionnels.....	11
1.2. Aspects esthétiques.....	12
1.3. Conceptions selon les auteurs	16
1.3.1. L'Edgewise de Angle	16
1.3.2. L'arc droit d'Andrews.....	16
1.3.3. Roth	16
1.3.4. Autres prescriptions	17
1.3.5. VPO	18
1.3.6. Effets cliniques des différentes prescriptions.....	18
1.4. Conclusion	19
2. L'INFLUENCE DU BRACKET	20
2.1. La méthode de ligature	20
2.1.1 Les brackets conventionnels.....	20
2.1.2 Les brackets auto-ligaturants.....	24
2.2. La taille des gorges	28
2.3. Le matériau	29
2.4. L'information de torque	33
2.4.1 L'inadéquation avec la valeur nominale.....	34
2.4.2 Torque élevé vs torque faible.....	35
3. L'INFLUENCE DU FIL.....	37
3.1. La section du fil.....	38
3.1.1 Considérations théoriques.....	38
3.1.2 Choix de la section selon la littérature.....	40
3.2. L'alliage	43
3.2.1 Les alliages à base de fer.....	43
3.2.2 Les alliages à base de cobalt.....	44
3.2.3 Les alliages à base de titane.....	44
3.2.4 Les caractéristiques en torsion.....	46
3.2.5 Choix de l'alliage selon la littérature.....	48

3.2.5.1	Comparaison des alliages entre eux.....	51
3.2.5.1.1	NiTi versus Acier.....	51
3.2.5.1.2	NiTi versus TMA.....	52
3.2.5.1.3	TMA versus Acier.....	52
3.2.5.1.4	Ti-Niobium versus NiTi.....	53
3.2.5.1.5	Ti-Niobium versus TMA.....	53
3.2.5.1.6	Cobalt-Chrome versus Acier.....	53
3.3.	Conclusion.....	55
4.	LE JEU DE TORQUE:	56
4.1.	Le jeu théorique	56
4.2.	Le jeu réel.....	58
4.3.	Les défauts de manufacture et leurs conséquences sur le jeu.....	63
4.3.1	Les variations dimensionnelles des brackets et des arcs.....	64
4.3.2	L'arrondissement des angles.....	69
4.4.	Conclusion.....	74
5.	CONCLUSION	75
6.	PROTOCOLE DU MEMOIRE	76
6.1.	Introduction.....	76
6.2.	Matériels et méthodes.....	78
7.	TABLES DES ILLUSTRATIONS.....	85
8.	BIBLIOGRAPHIE	87

INTRODUCTION

Nous connaissons deux définitions du torque.

Biomécaniquement, cela correspond au moment, ou force, généré par la torsion d'un fil rectangulaire dans la gorge d'un bracket.

Cliniquement, il s'agit de la troisième clé d'occlusion d'Andrews, c'est-à-dire l'inclinaison de la couronne dentaire dans le sens vestibulo-lingual. Cette inclinaison est mesurée en degrés, dont la valeur peut être positive ou négative. La valeur 0 correspond à la perpendiculaire au plan occlusal, formé par le plan reliant la bissectrice du recouvrement vertical des bords incisifs maxillaires et mandibulaire et la bissectrice du recouvrement vertical des cuspidés antérieures des premières prémolaires maxillaires et mandibulaires.

Le contrôle de cette information de troisième ordre est difficile lors de nos mouvements orthodontiques, car de nombreux facteurs peuvent influencer son obtention.

- La hauteur de collage des brackets (Van Loenan et al. (1) rapportèrent que le placement d'un bracket à une distance allant de 2 à 4,5mm du bord occlusal des incisives centrales et des canines maxillaires résultait d'une différence moyenne d'expression de torque de 10° à la fin du traitement chez le même patient)
- La forme des dents, leur variation ayant un impact d'autant plus important en technique linguale (Miethke, 1997 (2) et Michael Knösel, 2009 (3))
- Les informations de deuxième ordre, c'est-à-dire l'angulation des dents dans le sens mésio-distal, également appelée « tip »
- Le torque des dents collatérales
- Le matériel utilisé lors de nos traitements par multi-attache

L'objectif de cette thèse est d'approfondir ce dernier facteur, en déterminant les lacunes que présente le matériel orthodontique dans l'obtention du torque prescrit lors du plan de traitement.

1. LES UTILITES D'UN BON CONTROLE DE TORQUE

Un des objectifs de tout traitement orthodontique est d'obtenir un torque idéal dans les secteurs antérieurs et postérieurs. Une inclinaison adaptée des dents est indispensable, à la fois dans un intérêt fonctionnel et esthétique.

La valeur de ce « torque idéal » est sujette à controverse, et les prescriptions varient selon les auteurs.

1.1. Aspects fonctionnels

Pour obtenir une occlusion fonctionnelle il est nécessaire d'avoir un bon contrôle du torque dans les secteurs antérieurs et postérieurs. Les répercussions mécaniques de la variation d'inclinaison des dents furent largement étudiés par Andrews (*Six keys to normal occlusion*, 1972 (4) et *The diagnostic system*, 1976 (5)), études reprises par la suite par de nombreux auteurs dont Hussels (1987) (6), O'Higgins' (1999) (7) et Pontes (2015) (8).

Dans le secteur antérieur, l'inclinaison des incisives modifiera :

- Le surplomb et le recouvrement incisifs. Ils permettent le guidage incisif, essentiel lors des mouvements de propulsion (9).
- Le périmètre d'arcade. Des incisives « sous-torquées » causeront une perte d'espace. Selon O'Higgins en 1999 (7), une modification de 5° du torque antérieur engendrera longueur d'arcade modifiée de 1mm en moyenne. Cette variation dépend de la forme des dents : si les dents sont rectangulaires, on aura une augmentation plus importante de la longueur d'arcade lors de l'augmentation du torque qui si les incisives sont triangulaires.
- La relation de Classe I. Une longueur d'arcade inégale au maxillaire et à la mandibule ne permet pas d'obtenir une relation de Classe I. De plus, des dents antérieures « sous-torquées » empêcheraient la distalisation du secteur antérieur maxillaire lors des mécaniques de Classe II (10).

Dans les secteurs postérieurs, on cherche à obtenir des rapports cuspides/fosses corrects.

Un défaut de torque corono-vestibulaire au maxillaire aurait un effet constrictif sur l'arcade, ce qui ferait obstacle à des rapports cuspides/fosses appropriés entre le maxillaire et la mandibule. Ceux-ci sont décisifs pour la pérennité du traitement, prévenant l'apparition d'interférences et autorisant une large amplitude de mastication.

1.2. Aspects esthétiques

Le torque a des répercussions sur l'esthétique du visage et du sourire, à la fois de face et de profil.

Au niveau du visage au repos le contrôle du torque incisif sera primordial, assurant un soutien labial suffisant. Des incisives sous-torquées causeront un profil sous nasal plat voire concave, ce qui vieillit le profil.

Pour ce qui est du sourire, l'inclinaison de toutes les dents jouera un rôle dans l'appréciation esthétique.

Le torque correct des incisives maxillaires permet d'obtenir une ligne du sourire esthétique de face, et également un sourire harmonieux de profil, comme l'atteste l'article de Ghaleb et al. publié en 2010.(11)

Cette étude nous indique que lorsque l'on confronte un panel d'observateurs à une série de photographies de profil d'un même sourire, dont l'inclinaison des incisives supérieures a été modifiée par ordinateur, ces modifications du torque incisif avaient un impact sur l'appréciation de l'esthétique du sourire.

L'inclinaison incisive était évaluée en mesurant l'angle entre la tangente à la surface vestibulaire de l'incisive centrale maxillaire (Tg) et la ligne horizontale esthétique (Hr), passant par le porion et l'aile du nez.

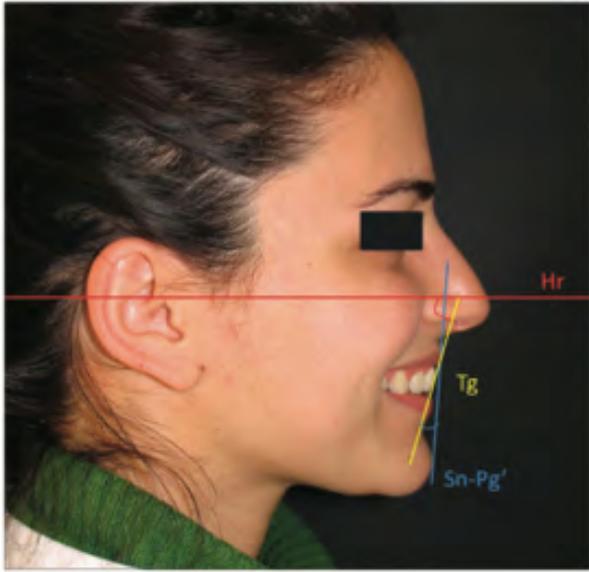


Figure 1 (11) : Mesure de l'angle entre l'incisive centrale maxillaire et le plan horizontal esthétique

Le panel regroupant des orthodontistes, des dentistes et des profanes, on note des préférences en matière d'inclinaison différentes selon les professions. Si l'on s'intéresse aux résultats des novices en dentisterie, ceux-ci préfèrent en majorité une position de l'incisive quasi verticale, avec une inclinaison idéale de 93° par rapport à la ligne horizontale.



Figure 2 (11): Photographie initiale du sujet et les 6 images altérées

De face, les incisives ne sont pas les seules à jouer un rôle dans l'harmonie du sourire. On note l'importance de l'inclinaison corono-vestibulaire des canines, prémolaires et molaires maxillaires, permettant d'obtenir un sourire plein, sans black-corridor.

D'après l'étude de HUI XU (12), la visibilité des canines et des prémolaires lors du sourire de face a une importance sur l'évaluation esthétique. La méthode de cette étude est similaire à celle de Ghaleb et al., avec cette fois-ci comme objet d'étude une photographie de face d'un sourire dont on altère, via un modèle numérique 3D, l'inclinaison des canines et prémolaires maxillaires. La série d'images produites a été soumise à deux panels d'observateurs, le premier constitué d'orthodontiste et le second de profanes, à qui il a été demandé d'estimer l'esthétique de chaque sourire. Seule une partie des inclinaisons fut considérée comme esthétiquement acceptable par les juges.

Les résultats de cette étude nous donnent une inclinaison idéale allant de 3° à -10° pour les canines et de 5° à -11° pour les prémolaires selon les profanes. Cet intervalle est plus restreint chez les observateurs orthodontistes, allant de 0° à -7° pour les canines et de 3° à -11° pour les prémolaires.

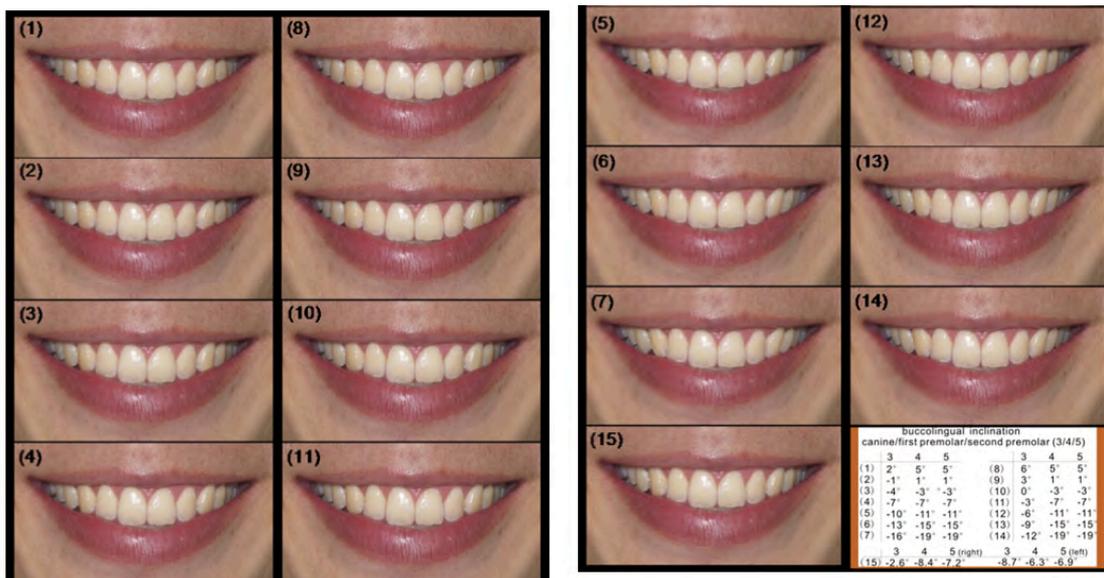


Figure 3 (12): Série de photographies présentées aux deux panels de juges

Nous avons établi que le torque des dents postérieures et antérieures aura un impact fonctionnel et esthétique. Il s'agit maintenant de connaître les valeurs idéales de ces inclinaisons.

1.3. Conceptions selon les auteurs

Ces prescriptions de torque « idéal » diffèrent selon les auteurs, et au sein même de ces prescriptions les valeurs peuvent changer selon la malocclusion.

1.3.1. L'Edgewise de Angle

Edward Angle, fondateur du système Edgewise, préconisait une inclinaison de $+3^\circ$ sur les incisives centrales et latérales maxillaires et de $+5^\circ$ sur les canines. (8)

1.3.2. L'arc droit d'Andrews

Ce fut ensuite Lawrence Andrews qui, en 1972, créa le système d'arc droit, associé à des brackets pré-informés pour le torque et le tip. On notait une augmentation du torque, passant à $+7^\circ$ pour les incisives centrales et les canines. La prescription des brackets était différente selon la situation clinique, notamment entre les cas avec et sans extractions. (4)

La prescription d'Andrews

	Incisive centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire
Maxillaire	+ 7	+ 4	-7 / + 7	- 7	- 7		
Mandibulaire	- 6	- 6	- 11	- 17	- 22		

1.3.3. Roth

Le Dr Ronald Roth modifia le système d'arc droit d'Andrews en uniformisant la prescription avec une valeur de torque unique pour chaque dent, afin d'obtenir systématiquement, selon lui, une occlusion et des ATM fonctionnels et un parodonte sain. (13)

La prescription de Roth

	Incisive centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire
Maxillaire	+ 12	+ 8	0	- 7	- 7		
Mandibulaire	0	0	- 11	-17	- 22		

1.3.4. Autres prescriptions

Plusieurs autres prescriptions sont retrouvées dans la littérature, dont celle de Hanson, celle de Ricketts, et la prescription MBT. (13)

- La prescription de G.H. Hanson :

	Incisive centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire
Maxillaire	+ 12	+ 8	- 7	- 7	- 7	- 10	- 10
Mandibulaire	+ 5	+ 3	- 4	- 4	- 8	- 24	- 28

- La prescription de Ricketts (Technique bioprogressive) :

	Incisive centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire
Maxillaire	+ 22	+ 14	+ 7	- 7	- 7	- 10	- 10
Mandibulaire	- 1	- 1	+ 7	- 11	- 17	- 24	- 28

- La prescription MBT (Medium Torque Prescription, par Mc Laughling, Bennet et Trevisi)

	Incisive centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire
Maxillaire	+ 17	+ 10	-7/ 0/+7	- 7	- 7		
Mandibulaire	- 6	- 6	-6/ 0/+6	- 12	- 27		

1.3.5. VPO

L'avenir des prescriptions du torque semble être le VPO (Variable Prescription Orthodontics), qui correspond à un torque choisi sur mesure en fonction de l'état parodontal, de la malocclusion, de variables inter- et intra-arcades et des mécaniques mises en place pour la correction de la classe d'Angle. Ce concept, particulièrement décrit par A. Sondhi (14) et D. Damon (15), est encore peu développé en technique vestibulaire mais il est déjà souvent décrit en technique linguale.

1.3.6. Effets cliniques des différentes prescriptions

L'intérêt de ces débats concernant les prescriptions semble discutable.

En effet, plusieurs études ont démontré que lorsque l'on compare les résultats des traitements effectués en utilisant différentes prescriptions, aucune différence significative n'est trouvée.

L'étude rétrospective de Kattner et Schneider en 1993 (16) comparait les résultats de traitement via Roth versus Edgewise standard. Elle établissait que, malgré le fait que le traitement par technique Roth donnait des résultats plus cohérents avec les clés d'Angle au niveau des inclinaisons des molaires postérieures, les cas traités par les deux techniques avait des résultats équivalents face au score ITRI, évaluant la qualité des contacts interdentaires.

Ugur et Yukay en 1997 (17) confirmèrent les résultats précédents. Ils réalisèrent une étude objective des inclinaisons obtenues après traitement par Roth ou Edgewise, et ne trouvèrent pas de différence significative des torques obtenus entre les deux systèmes.

Moesi et al. s'intéressèrent à l'aspect esthétique des résultats obtenus. Leur étude de 2013 (18) évaluait subjectivement les résultats esthétiques obtenus par Roth et par MBT après un traitement avec extractions. Il était également demandé aux neuf orthodontistes juges de déterminer par quelle technique les patients avaient été traités. Les résultats furent les suivants : d'une part, on ne trouvait pas de différence significative entre les résultats esthétiques des patients traités par Roth et par MBT, et d'autre part, les orthodontistes n'arrivèrent pas à déterminer quelle prescription avait été utilisée pour chaque patient.

Mittal et al. (19) comparèrent eux aussi les techniques Roth et MBT en 2014. Leur étude était objective, déterminant l'inclinaison des dents par analyse numérique des modèles de fin de traitement de 20 patients traités par Roth et 20 par MBT. Elle permit de confirmer que l'on ne trouve pas de différence significative de l'inclinaison des dents antérieures maxillaires et mandibulaires entre les cas soignés en technique Roth et MBT.

Les résultats obtenus par les prescriptions Edgewise, Roth et MBT ne sont pas statistiquement différents les uns des autres, bien que les objectifs de torque ne soient pas identiques.

1.4. Conclusion

Nous avons établi l'importance du torque sur nos résultats de traitement, aussi bien au niveau fonctionnel qu'esthétique. Les idéaux en matière d'inclinaison des dents ne sont pas les mêmes selon les auteurs, mais quoiqu'il en soit nous ne semblons pas réussir à obtenir en fin de traitement un torque identique à celui visé lors de notre plan de traitement.

Nous allons chercher à connaître le rôle que joue le matériel que nous utilisons dans cet échec.

2. L'INFLUENCE DU BRACKET

La réponse au moment de torque appliqué sur une dent n'est pas identique en fonction de l'individu, de la malocclusion et des interférences éventuelles dues à d'autres traitements ou auxiliaires (20) (21).

Cependant, Burstone a établi en 1982 (22) les valeurs moyennes de la force permettant d'obtenir un mouvement d'inclinaison d'une incisive centrale. Ce moment de torque est compris entre 5 et 20 Nmm, une valeur inférieure à 5 Nmm laissant la dent immobile, tandis qu'une valeur supérieure à 20 Nmm endommage les tissus parodontaux.

Nous connaissons donc les valeurs du moment permettant d'obtenir le mouvement souhaité. Or, la plupart des études montrent que l'on observe une perte de torque au cours de nos traitements, allant jusqu'à 100% de la valeur de la prescription.

Dans cette partie nous allons chercher à savoir en quoi le bracket est responsable de ce manque de contrôle.

2.1. La méthode de ligature

Deux catégories de brackets se distinguent selon leur système d'attache : les brackets conventionnels et les brackets auto-ligaturants.

2.1.1 Les brackets conventionnels

Les brackets conventionnels ne présentent pas de système d'attachement intrinsèque. Pour permettre la rétention du fil on y additionne une ligature, soit élastomérique, soit métallique.

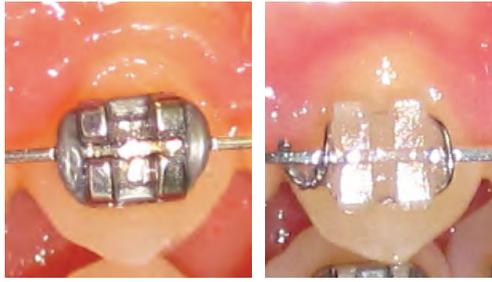


Figure 4 : A gauche : bracket métallique avec ligature élastomérique. A droite : bracket céramique avec ligature métallique

Il a été discuté dans la littérature l'éventuelle différence entre ces deux types de ligature dans l'expression du torque.

Certaines études annoncent des résultats identiques en matière de torque obtenu avec des ligatures élastomériques et des ligatures métalliques. Parmi elles on trouve :

- L'étude de Brauchli et al. en 2011 (23)

Les résultats de cette étude sont à remettre en cause car ils peuvent avoir été biaisés par l'utilisation du même bracket pour comparer consécutivement les deux ligatures, ceci ayant pu causer une déformation plastique permanente du bracket, altérant le positionnement de l'arc.

- L'étude de Huang et al. en 2009 (24)

Les chercheurs n'observèrent pas de différence d'expression du torque à 20° de torsion du fil, pour des arcs en acier de 0.019x0.025 pouce dans des gorges de bracket de 0.022x0.028 pouce.

La revue systématique de Gioka et Eliades en 2004 (10), quant à elle, confirme la supériorité des ligatures métalliques sur les ligatures élastomériques dans l'expression du torque.

Les ligatures élastomériques subissent un phénomène de dégradation dès leur pose, causant une perte de la force exercée de 40% dans les 24 premières heures (25).

De leur côté, les ligatures métalliques ont l'avantage de diminuer le jeu entre le bracket et l'arc, même lors de grandes différences dimensionnelles entre ceux-ci (26).

Depuis cette revue d'article, de nombreuses études ont étayé cette thèse.

Dalstra et al en 2015 (27), ont montré que les ligatures élastomériques ne permettent pas une déformation élastique suffisante de l'arc pour l'asseoir profondément au fond de la gorge. Selon eux, ces ligatures ne doivent être utilisées qu'une fois le nivellement fini et que le fil s'insère passivement dans les gorges.

Hirai et al., en 2012 (28), ont constaté un torque exprimé plus important avec des ligatures métalliques lors de l'utilisation d'arcs 0.016x0.022 pouce et 0.017x0.025 pouce en Nickel-Titane dans des gorges de 0.018x0.025 pouce et lors de l'utilisation d'arcs 0.017x0.025 pouce et 0.019x0.025 pouce en NiTi dans des gorges de 0.022x0.028 pouce. Cependant, aucune différence significative n'a été trouvée entre les ligatures métalliques et celles élastomériques lors de l'utilisation d'arcs de pleine taille.

Fakir et al., en 2014 (29), démontrent que les brackets avec ligature en métal présentent une meilleure expression de torque qu'avec une ligature élastomérique. Leur théorie est que les ligatures élastomériques autorisent une déformation élastique et plastique du bracket due à la pression des angles du fil sur les ailes du bracket.

Cette déformation existe systématiquement lors de la torsion du fil, et cause une perte de contrôle du moment exprimé. Elle est moindre lors de l'utilisation de ligatures métalliques, car celles-ci permettent de renforcer les parois du bracket et de résister à la déformation associée à l'expression du torque. La ligature presse également le fil contre la base du bracket, l'empêchant ainsi de tourner suffisamment pour que ses angles entrent en contact avec les parois du bracket.

La mécanique d'action est la suivante :

- Lors des 10 premiers degrés de torsion, on observe une diminution de la largeur de la gorge
- On voit ensuite une augmentation continue de la largeur de la gorge lors de l'augmentation de la torsion. Cette déformation plastique et élastique continue progressivement lors de la mise en charge.

- Lors de la décharge, l'expression du torque sera moins importante que lors de la charge, à cause de la déformation permanente ayant eu lieu lors de la phase précédente. Ceci est vrai aussi bien avec des ligatures élastomériques que métalliques.

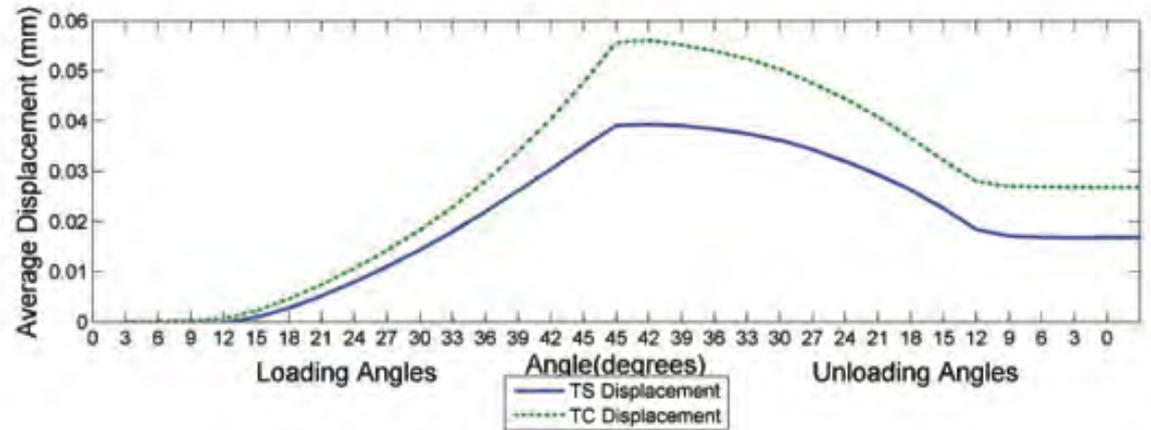


Figure 5 (29): Courbe du déplacement des gorges de brackets Orthos Twin lors de la mise en charge puis de la mise en décharge. TS : ligatures métalliques ; TC : ligatures élastomériques

Un deuxième avantage des ligatures métalliques est montré dans cet article. En effet, une ligature métallique joue également un rôle de 4^{ème} paroi en pressant le fil contre la base du bracket. Lorsque le fil tournera dans la gorge, il rencontrera une résistance d'une part par la base du bracket, et d'autre part par la ligature. On observera alors une addition des couples de forces générés par le fil au contact de la ligature et par le fil au contact du bracket.

Le résultat de cette étude est qu'un moment de torque adéquat, c'est-à-dire compris entre 5 et 20 Nmm, sera plus rapidement atteint avec des ligatures métalliques.

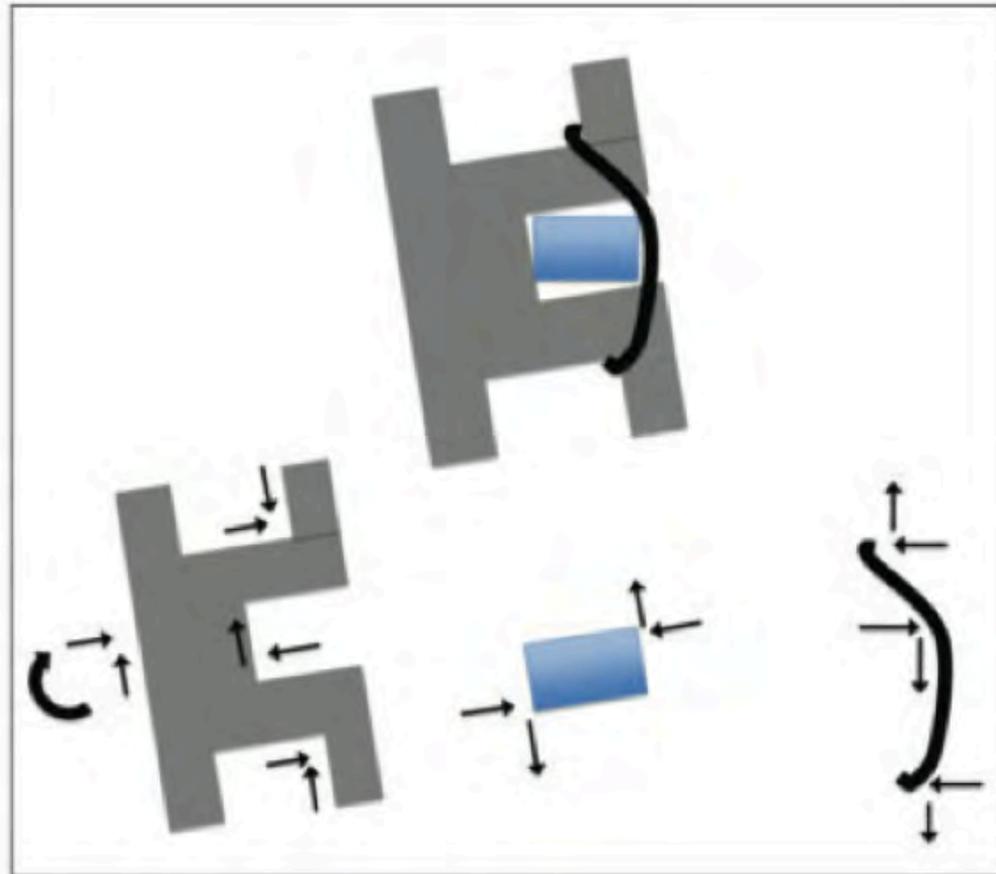


Figure 6 (29): Vue de profil du bracket avec l'arc et la ligature métal. Les flèches correspondent aux forces et couples exercés sur l'arc, le bracket et la ligature.

L'usage de ligatures métalliques semble donc être à privilégier lors des phases de traitement nécessitant un important contrôle de torque.

2.1.2 Les brackets auto-ligaturants

Ayant connu un regain de succès depuis les 30 dernières années, le système auto-ligaturant existe depuis les années 1930. Ses avantages selon les fabricants seraient un temps de traitement raccourci (30), une diminution du temps passé au fauteuil et une meilleure santé parodontale, son effet rétenteur de plaque étant moindre.

Cependant, ces avantages sont remis en cause par la revue systématique de 2013 réalisée par Celar et al (31), qui conclut à une absence de différence significative entre le système

auto-ligaturant et le système conventionnel au niveau de l'inconfort du patient, du nombre de rendez-vous et de la durée totale du traitement.

L'éventuelle supériorité de ce système par rapport aux systèmes conventionnels reste controversée.

Dans la littérature, on ne retrouve pas de consensus concernant l'efficacité des brackets auto-ligaturants sur le contrôle de torque.

Pandis, Strigou et Eliades réalisèrent un essai clinique prospectif en 2006 (32) consistant à comparer les inclinaisons obtenues après traitement par système auto-ligaturant et conventionnel chez des patients avec et sans extractions. Ils ne trouvèrent pas de différence significative entre les deux groupes de patients.

Dans ses deux études de 2008 (33) et 2009 (34), Morina compara les deux systèmes. Il obtint qu'il existe des différences mineures pour l'expression du torque, les brackets auto-ligaturants présentant davantage de perte de torque que les brackets céramiques et métalliques ligaturés en métal.

Sifakakis annonçait quant à lui en 2010 (35) que les brackets auto-ligaturants exprimaient des moments significativement plus grands que ceux conventionnels. Cependant il ne précisait pas la méthode de ligature utilisée avec les brackets conventionnels, ceci ayant une grande importance comme démontré plus tôt.

Fleming et Johal publièrent en 2010 une revue systématique (36), synthétisant les nombreuses publications sur les conséquences cliniques de l'utilisation de brackets auto-ligaturants. Leur conclusion était qu'il n'existe pas assez d'études à haut niveau de preuve donnant une supériorité au système auto-ligaturant sur le système conventionnel, et vice versa.

Depuis cette revue systématique d'autres publications sont parues, dont deux en 2015.

Katsikogianni et al. (37) trouvèrent de leur côté une différence significative en faveur des systèmes auto-ligaturants quant au torque.

Dalstra et al. (27) obtinrent quant à eux des résultats défavorables à l'utilisation de brackets auto-ligaturants pour le contrôle de torque. Ils trouvèrent davantage de jeu avec les brackets auto-ligaturants. Leurs gorges sont surdimensionnées, tout comme celles des brackets conventionnels, comme nous l'étudierons plus tard. Cependant, l'impact de ce surdimensionnement a davantage de conséquences sur les brackets auto-ligaturants car il n'est pas compensé par l'action de la ligature plaquant le fil contre le fond de la gorge.

Les fabricants de brackets auto-ligaturants ont cherché à corriger ce défaut en créant un nouveau système de fermeture des brackets, appelé système « actif ». Contrairement au système « passif », dont le mécanisme de fermeture se contente de transformer une gorge ouverte en un tube, le système « actif » comporte un clip de fermeture exerçant une pression sur l'arc.



Figure 7 (38): A gauche bracket auto-ligaturant passif et à droite bracket auto-ligaturant actif

D'après les laboratoires, ce clip actif permet de mimer les ligatures métalliques des systèmes conventionnels et d'exercer un meilleur contrôle de torque.

Des auteurs cherchèrent à confirmer cette théorie.

Badawi et al., en 2008 (39), observèrent un meilleur contrôle de torque pour les brackets auto-ligaturants actifs que passifs, laissant moins de jeu initial au sein de leur gorge. Ils trouvèrent en effet des différences significatives au niveau de l'angle

d'engagement des arcs dans les gorges. Un moment de torque suffisant commençait à être exprimé dès 7,5° de torsion pour les brackets à clapet actif tandis qu'il fallait attendre 15° de torsion pour les brackets à clapet passif.

Les résultats de Brauchli et al. en 2011 (23) contredisent les précédents. D'après leurs résultats, le clip actif ajouterait seulement un moment équivalent à 1 Nmm, ce qui n'est pas cliniquement significatif. Cela expliquerait pourquoi ils n'ont pas trouvé de différence en terme d'expression maximale de torque à 30° de torsion entre les brackets actifs dont les clapets étaient fermés et ceux ouverts.

Nous ne pouvons pas conclure à une réelle différence d'efficacité en matière d'expression de torque entre les brackets conventionnels et auto-ligaturants, qu'ils soient actifs ou passifs. Lorsque le choix du praticien se porte sur les brackets conventionnels, il est conseillé d'utiliser des ligatures métalliques lors des phases d'expression du torque.

Les études s'accordent à dire que la taille des gorges des brackets et leur configuration sont des facteurs ayant davantage d'influence sur l'expression du torque que le système de fermeture.

2.2. La taille des gorges

Jusqu'en 1930, les brackets Edgewise étaient constitués exclusivement de gorges d'une hauteur de 0.022 pouce. Puis, avec l'introduction d'arcs en alliage acier plus rigides, les gorges des brackets rétrécirent et on vit l'apparition de brackets en 0.018 pouce. Depuis, le débat persiste entre les praticiens utilisant des brackets en 0.022 pouce et ceux utilisant du 0.018 pouce.

D'après Sifakakis et al. en 2012 (40) ce débat serait justifié, chaque système ayant ses avantages et inconvénients.

Le système 0.022 aurait l'avantage dans les mécaniques de glissement, tandis que le système 0.018 serait supérieur quant à la quantité de couple exprimée. Une explication pourrait résider dans les forces de friction générées par l'arc dans les gorges, qui sont plus importantes lorsque l'on diminue la taille des gorges (41).

Une revue systématique étudiant l'expression du torque dans les brackets en acier a été publiée en 2009 par Archambault et al. (42). Elle regroupe 11 études, qui s'accordent à dire que l'angle d'engagement des arcs dans les gorges est cliniquement significatif pour le torque exprimé, et qu'il est affecté, entre autres, par la dimension des gorges.

Nous ne pouvons pas étudier les tailles de gorges sans prendre en considération les tailles des fils utilisés, car cela déterminera la quantité de jeu entre l'arc et la gorge. Or celle-ci est déterminante dans l'expression du torque, comme nous le développerons plus loin.

La technique d'arc droit consiste à passer une série d'arcs dans les gorges des brackets en augmentant leur section au fur et à mesure. L'objectif est de finir en arc de « pleine taille », rigides, remplissant le plus possible la gorge du bracket. Dans les brackets de 0.018 pouce le dernier arc utilisé est fréquemment un arc acier de 0.017x0.025. Pour les brackets de 0.022 pouce, l'arc le plus proche de la pleine taille serait l'arc acier 0.021x0.028 pouce, cependant, celui-ci est rarement utilisé car il n'est pas suffisamment souple, et ne permet pas assez d'amplitude de torsion pour exprimer un torque effectif (43). Pour parer à cette limitation, le dernier arc acier utilisé en système 0.022 pouce est fréquemment un arc de 0.019x0.025 pouce.

Les gorges des brackets en 0.018 pouce sont donc remplies plus efficacement et plus tôt au cours du traitement, ce qui permet un contrôle de torque plus précoce (44).

Les récentes études semblent également être en faveur du système 0.018 pouce sur le système 0.022 pouce concernant l'expression du torque.

Sifakakis et al., en 2013 (40), comparèrent les effets des brackets 0.018 pouce et 0.022 pouce sur le moment généré sur le plan sagittal sur une incisive centrale avec un arc rectangulaire en acier. Le moment fut mesuré par simulation sur l'OMSS (Orthodontic Measurement and Simulation System). Ils utilisèrent des arcs 0.017x0.025 pouce pour les brackets en 0.018 et des arcs 0.019x0.025 pouce pour les brackets en 0.022 pouce. Un torque fut appliqué par graduation de 0.5°, allant de -15° à +15°. Ils observèrent une relation significative entre le type de fil et la prescription du torque, avec une expression de torque plus élevée pour les brackets en 0.018 pouce.

Papageorgiou et al. (43) confirmèrent en 2016 les résultats précédents. Ils observèrent une meilleure expression du torque dans les brackets 0.018 pouce, que ce soit avec des fils carrés ou rectangulaires, par rapport à leur équivalent dans du 0.022 pouce. Le torque maximal exprimé par du 0.019x0.025 pouce dans des brackets de 0.022 pouce était d'environ la moitié de la valeur reportée pour du 0.018x0.025 pouce dans du 0.018 pouce.

Il serait donc indiqué d'utiliser des brackets en 0.018x0.025 pouce lorsque le contrôle de torque est notre priorité.

2.3. Le matériau

Pour répondre à la hausse de la demande esthétique, les praticiens ont cherché à remplacer les brackets métalliques utilisés habituellement, faits d'acier ou de titane, par des brackets constitués de matériaux blancs ou transparents, tels que le plastique ou la céramique.

Il s'agit de savoir si ces différents brackets sont équivalents en matière d'expression du torque.

Lors de l'application de torque, la rotation du fil exerce une force sur les ailettes du brackets, causant une déformation plastique et élastique du bracket dans le sens de l'augmentation de la dimension de la gorge, résultant en une réduction de l'expression du torque (45). D'autre part, ce stress exercé par la torsion du fil cause également des irrégularités de surface en entaillant les parois, ce qui induit une augmentation du jeu en empêchant un bon engagement du fil dans la gorge (10). Ces déformations ne sont pas équivalentes en fonction du matériau constituant le bracket et sa gorge.

Les premiers brackets en plastique étaient constitués d'acryl, puis de polycarbonate. Ces brackets montraient beaucoup d'inconvénients : des colorations, un défaut d'adhérence, une susceptibilité des ailettes à la fracture et surtout des déformations permanentes. Pour parer à cela, les fabricants les modifièrent en les renforçant avec de la céramique ou des fibres de verre, et en incorporant des gorges métalliques. D'autres matériaux furent également utilisés pour constituer les brackets plastiques, dont du polyuréthane de haute qualité, et du polyamide.

Les principaux concurrents de ces brackets plastiques sur le marché des brackets esthétiques sont les brackets en céramique, largement utilisés de nos jours.

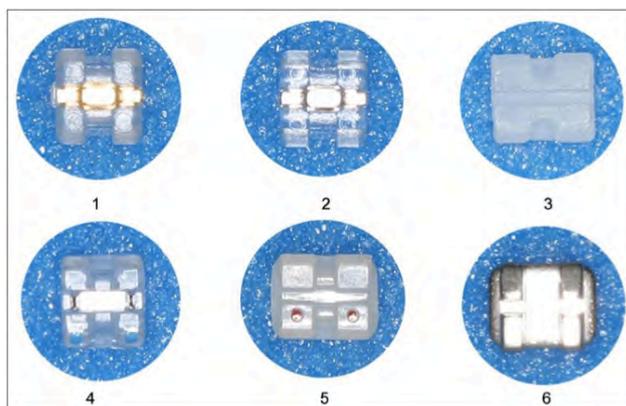


Figure 8 (46): Photographie de différents brackets en vue vestibulaire.

- 1 : Bracket polycarbonate avec gorge en acier
- 2 : Bracket polyamide avec gorge en acier
- 3 : Bracket polyuréthane
- 4 : Bracket polycarbonate, polyéthylène avec gorge en acier
- 5 : Bracket céramique
- 6 : Bracket acier

En 2004, la revue systématique de Gioka et al. (10) remet en cause l'utilisation des brackets plastiques de première génération, établissant qu'ils n'étaient pas capables de transférer du torque à cause de leur déformation plastique trop importante, et de leur faible module d'élasticité. Il est conseillé de se tourner vers des brackets plastiques renforcés avec des fibres de verre, ou des brackets en céramique, ayant une rigidité augmentée.

L'étude de Harzer et al., publiée en 2004 également (47), est en accord avec la revue systématique de Gioka et al.. Elle compare la déformation des gorges et la capacité d'expression du torque des brackets plastiques avec ou sans gorge en métal par rapport à ceux métalliques. Les résultats montrèrent des moments de torque exprimé moins élevés pour les brackets en plastiques que ceux en métal, avec des moments intermédiaires pour les brackets plastiques avec gorge en métal. Les brackets en plastique subiraient davantage de déformation, due à leur propriété visco-élastique, et l'ajout d'une composante métallique au niveau de leur gorge permettrait de se rapprocher des propriétés des brackets en métal.

Morina et al. comparèrent dans leur étude de 2008 (33) les moments de torque obtenus avec des brackets en acier, en céramique et en plastique. Ils appliquèrent un torque coronovestibulaire de 20° sur les différents brackets après les avoir placés sur l'incisive centrale maxillaire du modèle de l'OMSS.

Ils observèrent que le moment de torque le plus important était réalisé avec des brackets en céramique, et que ceux-ci montraient également la perte de torque la plus faible conjointement avec ceux en acier.

En 2009, Möller et al publièrent une étude (48) comparant la stabilité de différents brackets plastiques lors de leur mise en charge, entre eux et par rapport à un groupe témoin constitué de brackets en acier. Ils étudièrent la fatigue du matériau suite à l'application répétée de torque et l'élasticité du bracket en fonction des forces de torsion appliquées.

Les brackets plastiques étudiés étaient constitués de polycarbonate pur, de polyuréthane et de polycarbonate renforcés, avec et sans gorge en métal.

Lors de la première mise en charge, les gorges de tous les brackets en polycarbonate se courbèrent vers l'extérieur, à l'exception de ceux dont la gorge était constituée de métal.

Ils conclurent qu'il existe des fluctuations importantes entre les types de brackets concernant le jeu du fil et l'élasticité du bracket. Ni l'utilisation de fibres de verre, ni la

combinaison de céramique et de fibres de verre ne semblent suffirent à améliorer la stabilité des brackets en plastique face à l'application de torque, et seul l'ajout de gorges en métal dans les brackets en plastique permet d'avoir une efficacité comparable à celle des brackets en acier en matière de torque.

L'étude récente de Matsui et al. (46) compare les propriétés des brackets en céramique, en plastique et en métal. Elle étudie à la fois la déformation élastique et plastique des brackets lors de leur mise en charge, grâce à l'utilisation de deux caméras CCD et d'un microscope. Ce système permet de comparer la distance inter-ailettes avant, pendant et après l'application des forces.

Ils constatèrent eux aussi une différence significative entre les brackets en plastique, céramique et acier en terme de déplacement des ailettes.

Lors de la comparaison entre les brackets en polycarbonate simples et ceux avec des gorges en acier, ils obtinrent significativement moins de déformation pour ceux comportant du métal. Cela dit, ils observèrent pour les deux types de brackets une ouverture des gorges lors de l'application de torque, et cette déformation semblerait même s'étendre à la base des brackets. Les brackets en céramique donnèrent de meilleurs résultats, avec une rigidité supérieure à celle de l'acier et donc moins de déformation plastique. Cependant, les auteurs rappellent les inconvénients de ces brackets, qui sont l'abrasion de l'émail des dents antagonistes, la fréquence accrue de fracture des ailettes, la moindre résistance en friction et les risques de lésion de l'émail lors de la dépose dus à l'absence de déformation possible de la base en torsion.

D'après notre revue de la littérature, le matériau le plus stable lors de l'application du torque est la céramique, suivie par le métal et ensuite le plastique. Parmi les brackets en plastique, notre choix devrait apparemment se tourner vers ceux dont les gorges sont en métal.

Aucune de ces études ne comparant les mouvements observés en clinique selon les différents systèmes, ces résultats sont à prendre avec précautions. Une étude comparant les effets cliniques des différents dispositifs serait utile afin d'appuyer les constatations actuelles.

2.4. L'information de torque

La technique la plus utilisée de nos jours est la technique d'arc droit ou « Straight-Wire ». Elle consiste à utiliser des brackets pré-informés pour le torque et le tip, dans les gorges desquels on fait passer un arc droit, construit selon la forme d'arcade mais n'incorporant pas d'information de deuxième et troisième ordre.

Lors de la construction du bracket, le torque est incorporé en inclinant de manière plus ou moins prononcée la gorge du bracket par rapport à sa base.

La quantité de torque incorporée (τ) est définie comme étant l'angle entre l'axe central de la gorge et la perpendiculaire à la base du bracket selon la norme standard DIN 13917-2 (49).

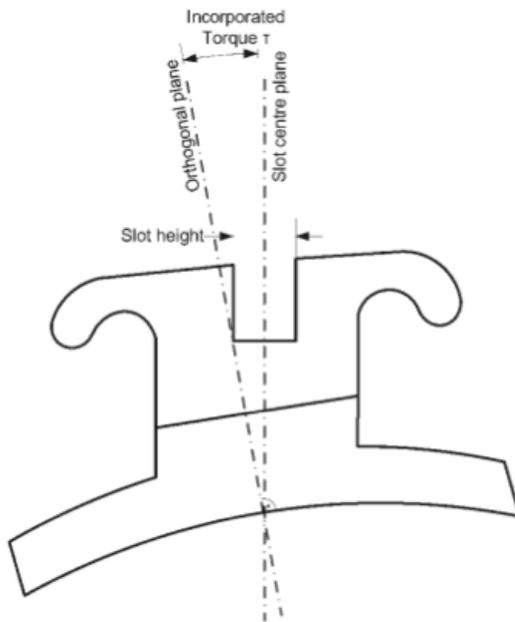


Figure 9 (49): Calcul de la valeur (τ) du torque incorporé aux brackets selon l'axe central de la gorge et la perpendiculaire à la base du bracket.

La quantité de torque incorporé aux brackets est variable. Le choix de nos brackets se fera donc en fonction des valeurs de torque que nous souhaitons obtenir en fin de traitement.

Il s'agit de savoir si l'information de torque exprimée par les brackets correspond à la valeur nominale annoncée par les fabricants.

2.4.1. L'inadéquation avec la valeur nominale

Dans leur revue systématique de 2004, Gioka et Eliades (10) établissent l'existence d'une variation entre le torque rapporté et le torque actuel parmi des matériaux nominalelement identiques. Ils citent l'étude de Kiourtis et al en 1992 (50) qui a montré que le torque rapporté diffère de sa vraie valeur de 5 à 10%, ce qui représente 1 à 1,5°. Le torque effectif net serait moins important que celui attendu.

Cette variation serait due à la méthode de fabrication des brackets, qui tolère une variation de leurs caractéristiques, dont le torque. Les différents procédés de fabrication, dont le moulage par injection, la coulée et le fraisage peuvent également affecter la précision des valeurs de torque. Le moulage expose le matériau à l'expansion et à la rétraction, tandis que le fraisage peut incorporer un état de surface rugueux (51).

Peu d'études concernant l'exactitude de ces valeurs sont parues depuis.

On retrouve parmi elles l'étude de Streva et al en 2010 (52). Elle compare les valeurs de torque réelles de 240 brackets métalliques de canines maxillaires de prescription MBT de différentes marques (3M Unitek, Abzil, American Orthodontics, TP Orthodontics, Morelli et Ortho Organizers) par rapport à celles théoriques. Pour cela les chercheurs mesurèrent via un microscope électronique l'angle entre la gorge et la base des brackets.

Les résultats de cette étude montrent une différence significative entre le torque réel et le torque théorique uniquement pour les brackets maxillaires de la marque Morelli et pour les brackets mandibulaires des marques American Orthodontics et Ortho Organizers.

Leur conclusion était qu'il existe des variations de torque statistiquement significatives entre les valeurs théoriques et actuelles de certains brackets testés, ce qui compromettrait cliniquement la position bucco-linguale des dents à la fin du traitement orthodontique.

Cela dit, des réserves sont à émettre concernant les résultats de cette étude.

D'une part, la méthode d'évaluation du torque est à remettre en cause, le torque ayant été mesuré uniquement en étudiant l'angle entre la base du bracket et la base des ailettes. Or, cela laisse supposer que les gorges des brackets sont parfaitement rectangulaires, ce qui peut

s'avérer inexact (45). Ceci pourrait avoir induit une sur-évaluation de l'exactitude du torque pour tous les brackets.

D'autre part, l'absence de conflit d'intérêt n'est pas indiquée.

2.4.2. Torque élevé vs torque faible

Sifakakis et al. réalisèrent dans leur étude de 2013 (40) une comparaison entre le moment généré par des brackets de faible torque et ceux de torque élevé. Ils étudièrent quatre différentes prescriptions des mêmes brackets maxillaires (Mini Diamond Twin) :

- 0.018 pouce avec torque élevé
- 0.018 pouce avec torque faible
- 0.022 pouce avec torque élevé
- 0.022 pouce avec torque faible

La prescription de torque élevé était de 22° pour l'incisive centrale, 14° pour l'incisive latérale, 7° pour la canine et 0° pour les prémolaires.

La prescription de torque faible était de 14° pour l'incisive centrale, 7° pour l'incisive latérale, 0° pour la canine et -7° pour les prémolaires.

Les brackets furent collés sur une arcade d'OMSS jusqu'aux secondes prémolaires, et ligaturés élastomériquement à des arcs acier en 0.017x0.025 pouce pour les brackets en 0.018 et en 0.019X0.025 pouce pour les brackets en 0.022.

Ils évaluèrent le moment de torque exprimé au niveau de l'incisive centrale lors de l'application de torque allant de -15 à +15°, par paliers de 0,5°.

Ils observèrent que les brackets de torque élevé en 0.018 et en 0.022 exprimaient un moment plus important que les brackets équivalents de torque faible.

Les brackets en 0.018 exprimaient un moment significativement plus important que les brackets 0.022, en torque élevé et faible.

Les brackets de 0.018, même de torque faible, exprimaient un moment supérieur à ceux de 0.022 de torque élevé.

Les brackets de torque élevé permettraient donc d'obtenir des moments de torque plus importants que ceux de faible torque. Cependant, le choix de la taille du bracket, et la quantité de jeu bracket/arc qui en résulte, semblent avoir plus d'influence que la prescription de torque.

Les moments exprimés par les brackets pré-informés ne semblent pas être en adéquation avec ceux attendus d'après les valeurs nominales du torque annoncées par les fabricants.

Il s'agirait donc de trouver des moyens d'ajouter des informations de torque, tels que des pliures sur l'arc, des arcs à courbe de Spee inversée, ou encore le choix de brackets ayant une information de torque supérieure à celle que nous souhaitons obtenir.

3. L'INFLUENCE DU FIL

Une fois le bracket choisi, il s'agit de déterminer le type de fil que nous allons faire passer dans les gorges. Il faudra donc choisir d'une part la section du fil (rond, carré, rectangulaire), et d'autre part l'alliage constituant le fil.

Les fabricants nous proposent un large panel de fils, chacun ayant des caractéristiques et des indications différentes.

Au niveau de la section, on trouvera des fils allant du rond de diamètre 0.010 pouce au rectangulaire en 0.022x0.028 pouce.

Concernant l'alliage, le choix est quasiment infini, les laboratoires proposant régulièrement des nouveaux matériaux. Parmi les plus utilisés, nous retrouverons des alliages tels que le Nickel-Titane (NiTi), l'acier, le Cobalt-Chrome (Co-Cr) et le Titane Molybdène (TMA).

Dans cette partie, nous chercherons à connaître les caractéristiques à privilégier pour obtenir un bon contrôle du torque.

3.1. La section du fil

3.1.1 Considérations théoriques

Une séquence de traitement fréquemment retrouvée consiste à utiliser des fils de faible section et ronds pendant les phases initiales de nivellement, puis d'augmenter en section en passant en arcs carrés puis rectangulaires, l'objectif étant de passer des arcs de pleine section. Il est plus rare d'en arriver à cette étape lors de l'utilisation de brackets en 0.022x0.028, comme nous l'avons expliqué plus tôt.

Parmi les différentes sections, ce sont les arcs rectangulaires qui nous permettent d'obtenir un meilleur contrôle de torque et cela pour deux raisons.

La première raison est que ces arcs rectangulaires remplissent totalement, ou quasi totalement la gorge du bracket, elle-même rectangulaire, ce qui diminue le jeu bracket/fil. Ceci permet de minimiser la rotation du fil à l'intérieur du bracket, qui cause une perte d'informations.

La seconde est que la taille et la forme de la section ont une influence sur le couple exprimé lors de la torsion de ce fil, indépendamment de la gorge dans laquelle il se situe.

En effet, lors de la torsion d'un fil en phase élastique, sa capacité à exprimer un torque correspond à son élasticité en torsion. C'est la propriété que possède un fil tordu selon son axe sous une contrainte, de reprendre sa forme initiale quand la contrainte cesse (53). Lorsque ce fil est tordu selon un angle α , la quantité de couple théorique C lors de la phase de décharge se calcule selon la formule : $C = \mu \cdot \alpha \cdot B^4 / L$, avec μ le module d'élasticité en torsion de l'alliage, L la longueur du fil et B^4 une valeur dépendant de la section de l'arc. Le couple théorique est donc proportionnel à ce facteur B^4 .

B se calcule différemment selon que l'arc est rond ou carré/rectangulaire.

B^4 (fil rond) = $\pi r^4 / 2$, avec r le rayon de la section du fil

B^4 (fil rectangulaire) = $ab(a^2 \cdot b^2) / 12$, avec a et b les longueurs des coté de la section du fil

Pour un fil rond de section 0.016 pouce, équivalent à 406 μ m, r sera égal à 203 μ m.

Le facteur B^4 (fil rond 0.016) sera égale à $\pi(203)^4 / 2 \approx 2667497546$

Pour un fil carré de section 0.016x0.016 pouce, a et b sont égaux à 406µm.

Le facteur B^4 (fil carré 0.016x0.016) sera égal à $406 \times 406 \times (406^2 \times 406^2) / 12 \approx 373228634092421$

Pour un fil rectangulaire de section 0.016x0.022 pouce, a = 406µm et b = 559µm

Le facteur B^4 (fil rectangulaire 0.016x0.022) sera égal à $406 \times 559 \times (406^2 \times 559^2) / 12 \approx 974164453241555$

Nous obtenons donc **B^4 (fil rectangulaire 0.016x0.022) > B^4 (fil carré 0.016x0.016) > B^4 (fil rond 0.016).**

Le couple étant proportionnel au facteur B^4 , le couple de décharge par des arcs du même alliage mais de sections différentes sera plus important pour les fils rectangulaires que les fils carrés, et pour les fils carrés que les fils ronds.

Lorsque l'on double la section d'un fil, B^4 sera multiplié par 16, donc le couple de décharge sera 16 fois plus important :

$$\mathbf{B^4 (section doublée) = 2a \times 2b \times (2^2 a^2 \times 2^2 b^2) / 12 = 2a \times 2b \times 2 \times 2 a^2 \times 2 \times 2 b^2 / 12 = 16 \times (ab(a^2 \cdot b^2) / 12) = 16 \times B^4}$$

L'utilisation d'arcs rectangulaires serait à favoriser selon ces observations théoriques. Nous allons maintenant vérifier l'exactitude de cette théorie d'après la littérature.

3.1.2. Choix de la section selon la littérature

Plusieurs auteurs ont cherché à prouver la supériorité de l'utilisation de fils rectangulaires de forte section pour l'expression du torque.

Hirai et al. réalisèrent en 2011 une étude cherchant à comparer le moment de torque délivré par différentes combinaisons bracket/fil (28).

Ils sélectionnèrent pour cela des brackets en acier de tailles 0.018 pouce et 0.022 pouce.

Dans les brackets en 0.018 pouce, ils comparèrent des arcs en NiTi de tailles 0.016x0.022 pouce et 0.017x0.025 pouce et des arcs en acier de 0.016x0.022 pouce, 0.017x0.025 pouce et 0.018x0.025 pouce.

Dans les brackets en 0.022 pouce, ils comparèrent des arcs en NiTi de tailles 0.017x0.025 pouce et 0.019x0.025 pouce et des arcs en acier de 0.017x0.025 pouce, 0.019x0.025 pouce et 0.215x0.028 pouce.

Le moment de torque délivré par les différentes combinaisons fut mesuré grâce à une jauge à torque.

Leur résultat fut que le moment mesuré augmentait quand le degré de torque appliqué, ainsi que la taille de l'arc, augmentaient.

Par exemple, lorsqu'ils ligaturèrent un arc acier de taille 0.016x0.022 pouce dans un bracket en 0.018 pouce avec une ligature métallique, et qu'ils appliquèrent un torque de 20°, le moment mesuré fut 70% inférieur à celui obtenu dans les mêmes conditions en plaçant un arc acier de 0.018x0.025 pouce.

De la même façon, l'utilisation d'un arc en acier de 0.017x0.025 pouce donnait un moment diminué de 40% par rapport à celui obtenu en utilisant un arc acier de 0.018x0.025 pouce.

Des résultats similaires furent observés avec les brackets en 0.022 pouce. Le moment exprimé en utilisant un arc acier en 0.017x0.025 était diminué de 80% par rapport à un arc acier en 0.215x0.028 pouce, et pour un arc en 0.019x0.025, on observait une diminution de 70% par rapport à un arc acier en 0.215x0.028 pouce.

Plus récemment, Papageorgiou et al. (43) réalisèrent une étude ayant des objectifs semblables.

Ils utilisèrent des brackets d'incisives centrales, incisives latérales, canines et premières prémolaires maxillaires en 0.018 pouce et en 0.022 pouce. Ils les collèrent sur deux modèles maxillaires d'OMSS identiques, dont les arcades dentaires étaient nivelées et alignées. Un capteur de moment de torque remplaçait l'incisive centrale droite et le bracket était directement collé sur le capteur.

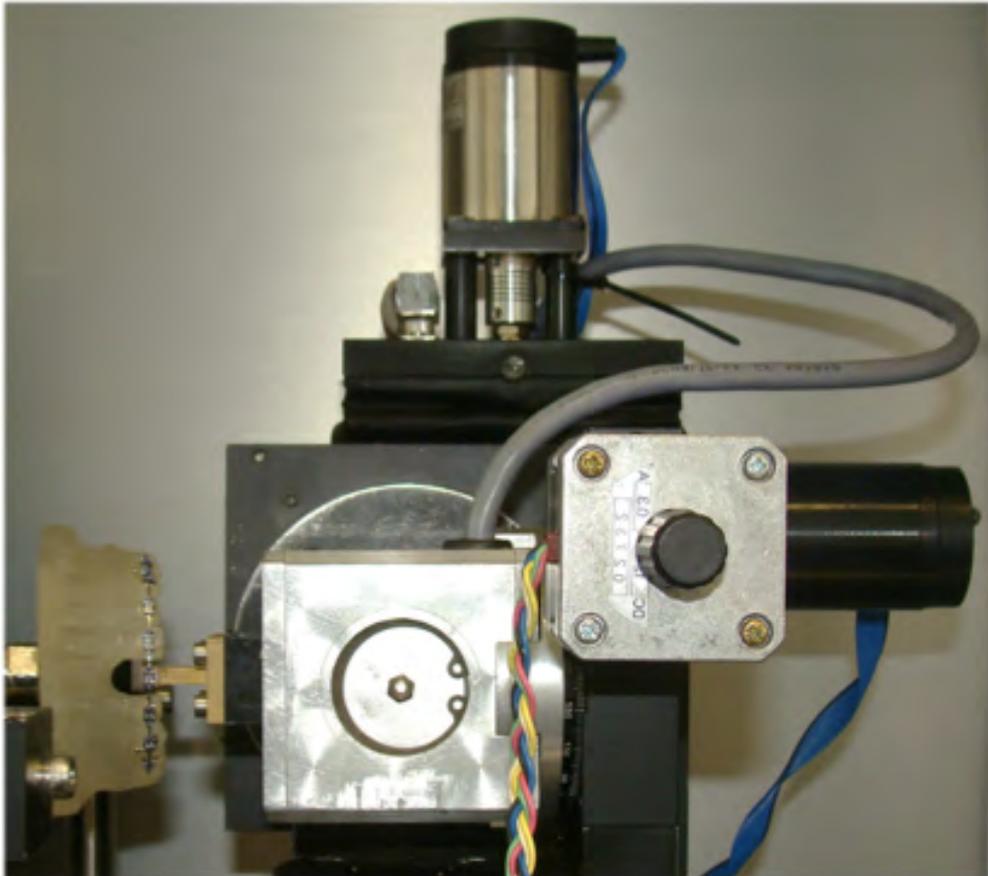


Figure 10 (43): Table de positionnement de l'OMSS, reliée au modèle dont l'incisive centrale droite a été remplacée par le capteur de moment de torque

Ils sélectionnèrent un panel d'arcs à comparer :

- dans les brackets en 0.018, ils passèrent dix arcs acier en 0.018x0.018 pouce, dix arcs acier en 0.018x0.022 pouce et dix en 0.018x0.025 pouce.

- dans les brackets en 0.022, ils passèrent dix arcs acier en 0.019x0.019 pouce, dix arcs acier en 0.019x0.025 pouce et dix en 0.019x0.026 pouce.

Les arcs furent tour à tour ligaturés dans les gorges des brackets à l'aide de ligatures élastomériques en 0.120 pouce.

Un torque vestibulaire fut appliqué graduellement par incréments de 0,5°, jusqu'à l'obtention d'un torque de +15°. Après chaque activation, le bracket fut remplacé dans sa

position initiale et religaturé avec une ligature neuve. Le moment de torque par rapport au plan sagittal était mesuré lors de la rotation qu'effectuait le bracket pour revenir dans sa position initiale. Le moment enregistré correspondait donc à la phase de décharge de la contrainte, qui est celle qui nous intéresse.

Leurs résultats furent les suivants :

- dans les brackets en 0.018 pouce, la moyenne du moment maximum enregistré pour un torque de 15° équivalait à 18,19 Nmm pour un arc carré en 0.018x0.018 pouce, contre 22,93 Nmm pour un arc rectangulaire de 0.018x0.022 pouce et 30,60 Nmm pour un arc de 0.018x0.025 pouce.

- dans les brackets en 0.022 pouce, l'insertion d'un arc carré en 0.019x0.019 pouce générerait un moment de 10,78 Nmm, contre 15,66 Nmm pour un arc en 0.019x0.025 pouce et 16,51 Nmm pour un arc en 0.019x0.026 pouce.

L'étude statistique par ANOVA permettait de confirmer une différence significative entre le torque exprimé par les trois différents types d'arcs dans des brackets en 0.018 pouce et 0.022 pouce.

Les arcs rectangulaires de grandes dimensions exprimaient des moments plus importants que les arcs carrés.

De plus, on note que les arcs carrés et rectangulaires dans les brackets en 0.018 pouce exprimaient statistiquement significativement davantage de torque que leur équivalent dans du 0.022 pouce.

Les arcs rectangulaires semblent plus efficaces en matière de torque, particulièrement dans des systèmes en 0.018 pouce. Ces résultats sont un accord avec les calculs trigonométriques théoriques du jeu de torque selon leurs dimensions nominales.

D'après les considérations théoriques et les observations expérimentales, les arcs rectangulaires montrent une supériorité pour le contrôle de torque par rapport aux arcs ronds et carrés. Lors de nos phases de début de traitement correspondant au nivellement, l'utilisation d'arcs ronds puis carrés cause une perte de contrôle de torque, qui peut s'avérer ardue à corriger par la suite.

Il pourrait donc être intéressant de se pencher sur des systèmes préconisant l'utilisation d'arcs rectangulaires dès les premières phases de nivellement, en choisissant des alliages à mémoire de forme. On peut citer la technique TGO, qui consiste à utiliser des arcs en Néo-

Sentalloy en 0.019x0.025 pouce dans des brackets antérieurs en 0.020x0.028 pouce dès la première phase de traitement.

Nous connaissons la section de l'arc à privilégier pour obtenir un contrôle de torque efficace, il s'agit maintenant de connaître le comportement en torsion des différents alliages qui peuvent les constituer.

3.2. L'alliage

Lors des débuts de la technique Edgewise, les arcs utilisés étaient constitués d'un alliage d'or, de platine et d'argent. Ces arcs étaient très coûteux, et furent remplacés dès les années 1930 par des arcs en acier, qui présentaient les avantages d'être moins chers et deux fois plus résilients (54).

De nos jours notre choix en matière d'alliage est largement diversifié. On peut ranger ces matériaux dans trois grands groupes :

- Les alliages à base de fer
- Les alliages à base de cobalt
- Les alliages à base de titane

3.2.1 Les alliages à base de fer

Les alliages à base de fer correspondent aux fils en acier, rendus inoxydables par l'ajout de Nickel et de Chrome.

Parmi eux on trouve des fils monobrins, des fils multibrins et des fils en acier australien (55).

Les fils acier monobrins ont pour caractéristiques une rigidité importante, une flexibilité moyenne et un faible coefficient de friction.

Les fils acier multibrins correspondent à un assemblage de plusieurs brins de section réduite, ronde ou rectangulaire. Ils présentent une rigidité faible, une très grande flexibilité et un coefficient de friction élevé.

Les fils en acier australien se déclinent sous cinq formes de rigidité et de résilience différentes. Ils sont globalement rigides et résilients.

3.2.2 Les alliages à base de cobalt

Ce sont des alliages en Chrome-Cobalt, appelés Elgiloy. Leur module d'élasticité est proche de celui de l'acier inoxydable, soit environ 220 GPa, mais leur limite élastique est variable selon la nuance de couleur utilisée. Par ordre croissant de limite élastique, on trouve l'Elgiloy bleu, le jaune, le vert et le rouge. On choisira donc un Elgiloy bleu s'il est nécessaire de réaliser de nombreuses boucles. Leurs propriétés mécaniques sont modifiables par traitement thermique, qui permet d'augmenter leur résilience. Ces arcs sont particulièrement utilisés par les Rickettistes.

3.2.3 Les alliages à base de titane

Parmi les alliages à base de titane on retrouve :

- Le TMA (Titane Molybdène Alloy), dont le module d'élasticité est intermédiaire entre l'acier et les fils superélastiques, soit de 80 à 100 GPa. Il est très flexible, façonnable à la pince et permet d'exercer des forces modérées relativement constantes et sur une durée plus longue que l'acier.
- Le NiTi (Nickel-Titane)

Il en existe différentes formes, la structure de cet alliage pouvant varier entre une phase martensitique et une phase austénitique. Le même alliage possèdera des propriétés différentes selon l'état dans lequel il se trouve.

- Le nitinol américain, alliage le plus utilisé en orthodontie. Il possède des caractéristiques caoutchoutiques qui permettent de délivrer des forces très légères. Il est stable en phase martensitique et n'est donc pas considéré comme superélastique ni à mémoire de forme. Son module d'élasticité est de 40 GPa.
- Le NiTi « Chinois », alliage stable en phase austénitique. Il possède des caractéristiques superélastiques. Cela signifie que s'il est soumis à une contrainte, il se

déformera élastiquement jusqu'au point où il passera en phase martensitique. Pendant cette phase martensitique, il absorbera la contrainte en se déformant plastiquement. Lorsque la contrainte cessera, il repassera en phase austénitique, et reprendra sa forme initiale.

Il présente un module d'élasticité faible, et est indiqué pour un contrôle de torque précoce dans les techniques d'arc droit selon Boileau (55).

- Le NiTi « Japonais », permet d'obtenir des forces plus légères et constantes que le Niti Chinois grâce à la combinaison de son effet mémoire de forme et de sa superélasticité. L'effet mémoire de forme fonctionne de la façon suivante : si le matériau, initialement en phase austénitique, est refroidi, il passe en phase martensitique. Si l'on applique une contrainte importante engendrant une déformation plastique en phase martensitique, puis qu'on réchauffe le fil afin qu'il repasse en phase austénitique, celui-ci reprendra sa forme initiale.

Concrètement, cela permet d'utiliser ces fils en section importante dès les premières phases du traitement. Le refroidissement du fil par application d'un spray permet d'en augmenter la flexibilité et de l'insérer dans les brackets de dents en forte malposition.

Il est commercialisé sous les noms « Bioforce », « Sentalloy », « Neo-sentalloy »...



Figure 11 (56): Utilisation d'un arc Neo-Sentalloy en 0.018x0.025 pouce dès la première phase de traitement

- Le Copper NiTi est un alliage de nickel, titane, cuivre et chrome. Il a des caractéristiques de super-élasticité et de mémoire de forme comme le NiTi Japonais, et est commercialisé sous quatre formes ayant une température de changement de phase différente (15°, 27°, 35° et 40°C). En bouche, les formes ayant une température de transition inférieure à 37° exerceront des forces légères et constantes, tandis que la

forme se transformant à 40° ne sera active que de façon intermittente lors de l'ingestion de liquides chauds par exemple.

- Le Ti-45-niobium est un alliage ne comportant pas de nickel. Il est peu rigide et est utilisé en phase de finitions. Les forces exercées sont intermédiaires entre celles exercées par l'acier et par le TMA (57).

3.2.4 Les caractéristiques en torsion

Les caractéristiques des alliages considérées plus tôt telles que l'élasticité et la rigidité sont évaluées lors de l'application d'une contrainte en flexion.

La torsion est une contrainte différente de la flexion : le module d'élasticité en torsion diffère de celui en flexion. D'après Loreille (53), on ne peut pas se baser sur l'élasticité d'un fil pour représenter l'intensité de l'effet de torque. Ainsi, des fils rigides en flexion peuvent avoir un effet de torque insuffisant.

Pour connaître leur comportement en torsion, on étudie le rapport torque/torsion, qui est proportionnel au module d'élasticité en torsion de l'alliage.

Lors de l'application d'une charge sous forme de torque, la déformation en torsion du fil s'exerce de la façon suivante :

- déformation élastique, la courbe torque/torsion aura une première partie linéaire, puis
- déformation plastique, la courbe aura une seconde partie ascendante non linéaire.

La limite entre ces deux parties correspond à la limite élastique.

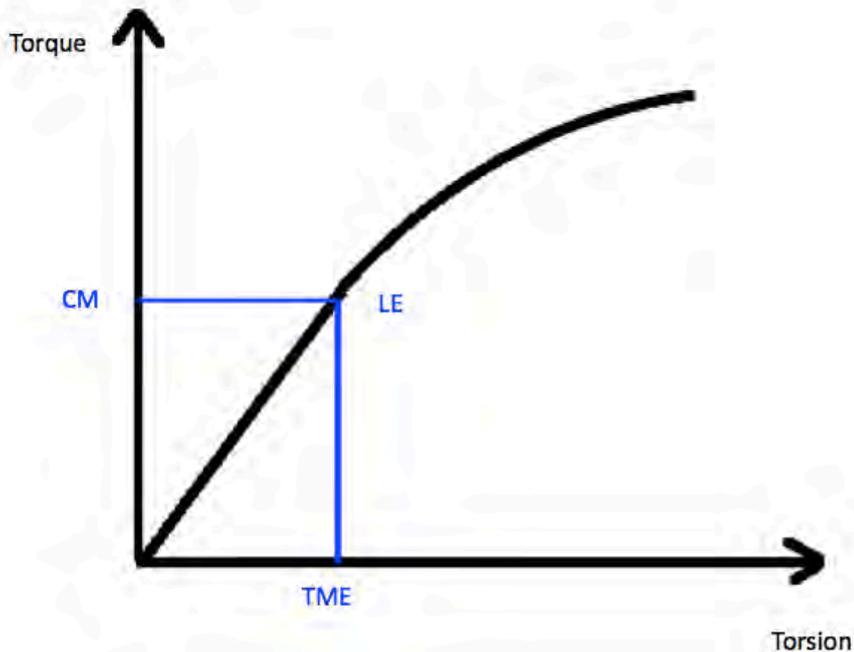


Figure 12 : Courbe torque/torsion.

LE = limite élastique.

CM = charge maximale, correspond au torque maximal exercé pour que la déformation du fil ne soit qu'élastique.

TME = Torsion maximale élastique, correspond à la torsion maximale observée avant que le fil ne se déforme plastiquement.

Un rapport charge/torsion faible permet à un alliage de délivrer des forces légères et constantes.

Selon l'étude de Filleul et Bourgoïn (58), les alliages présentant un rapport charge/torsion faible sont les arcs NiTi et les arcs acier multibrins, tandis que l'acier, l'Elgiloy et le TMA présentent un rapport élevé.

Nous allons chercher à savoir comment se comportent ces différents alliages en matière d'expression du torque selon la littérature.

3.2.5 Choix de l'alliage selon la littérature

Lors du choix de l'alliage constituant l'arc que nous allons utiliser, nous devons prendre en considération certaines caractéristiques mécaniques qui auront une influence sur sa capacité à exprimer un moment de torsion. Parmi elles, on trouve :

- Le module d'élasticité : La rigidité de l'arc module la charge engendrée lors de l'activation du fil engagé dans la gorge. Pour un alliage à module d'élasticité faible, tel que le NiTi, l'expression du torque est diminuée par la dissipation d'une partie de l'activation sous forme de déformation élastique (10).
- La limite élastique : Cela correspond à l'effort maximal au sein de l'alliage avant d'observer une déformation plastique.
- L'amplitude de déformation élastique en torsion : Cela correspond à la quantité de torsion (en degrés) maximale au-delà de laquelle on obtient une déformation plastique irréversible.

Ces caractéristiques sont interdépendantes, leur relation est la suivante :

$$\text{Module d'élasticité}(x) = \text{Limite élastique}(x) \times \text{Amplitude de déformation}(x) \quad (59)$$

Dans le but de pouvoir comparer les différents alliages qui sont à notre disposition, Kusy mit en place en 1983 un système de classification de leurs propriétés mécaniques. Pour cela, il introduisit l'utilisation de nomogrammes (59). Ils correspondent aux valeurs absolues du module d'élasticité, de la limite élastique et de l'amplitude de déformation de fils de différents alliages et sections, calculées en fonction d'un arc de référence sélectionné, ici un acier rond de 0.012 pouce de diamètre.

Il décrit les propriétés en flexion et en torsion des arcs suivants ;

- en NiTi : 0.016 pouce, 0.018, 0.020, 0.018x0.018, 0.016x0.022, 0.017x0.025, 0.019x0.025 et 0.021x0.025
- en TMA : 0.016 pouce, 0.018, 0.0175x0.0175, 0.016x0.022, 0.017x0.025, 0.019x0.025 et 0.021x0.025
- en Acier : 0.012 pouce, 0.014, 0.016, 0.018, 0.020, 0.016X0.016, 0.017X0.017, 0.016x0.022, 0.018x0.022, 0.017x0.025, 0.018x0.025, 0.019 X 0.026 et 0.021x0.025

A partir des nomogrammes, on peut établir un tableau comparatif des caractéristiques en torsion des arcs étudiés.

Section de l'arc (pouce)	Module d'élasticité			Limite élastique			Amplitude de déformation		
	Niti	TMA	Acier	Niti	TMA	Acier	Niti	TMA	Acier
0.012			1			1			1
0.014			1,9			1,7			0,9
0.016	0,5	1	3,2	2	1,5	2,5	4	1,4	0,8
0.018	0,8	1,7	5,1	2,9	2,2	3,5	3,5	1,3	0,7
0.020	1,3		7,8	4		5	3,2		0,6
0.016x0.016			4,3			2,5			0,6
0.017x0.017			5,8			3			0,5
0.0175x0.0175		2,2			2,2			1	
0.018x0.018	1,2			3			2,6		
0.016x0.022	1,4	2,8	8,8	3,1	2,3	3,9	2,3	0,8	0,4
0.018x0.022			11			5			0,4
0.017x0.025	1,7	3,8	12	4	2,8	5	2	0,7	0,4
0.018x0.025			14,5			6			0,4
0.019x0.025	2,5	5		5	3,8		1,9	0,7	
0.019x0.026			18			7			0,4
0.021x0.025	2,8	6,2	21	5,9	4,2	8	1,8	0,7	0,3

Tableau n°1 : Tableau comparatif des caractéristiques en torsion de différents arcs acier, TMA et NiTi (D'après les données de l'article de Kusy (59))

Quelques exemples d'application de ce tableau :

- un arc en NiTi de section 0.016x0.022 aura une rigidité 6 fois moins importante que celle d'un acier de même section.
- en torsion, les propriétés élastiques d'un arc en TMA en 0.019x0.025 sont semblables à celles d'un acier en 0.018.
- un arc acier en 0.017x0.025 aura une rigidité 3 fois supérieure à celle de son équivalent en TMA.

Ces données nous permettent de connaître les propriétés physiques des arcs, mais ne nous permettent pas de prévoir exactement le couple qu'ils délivreront une fois insérés dans les gorges des brackets. En effet, nous devons prendre en considération d'autres paramètres tels

que le jeu entre le fil et la gorge. Un arc acier en 0.018 pouce aura beau posséder les mêmes propriétés élastiques qu'un arc TMA en 0.019x0.025, il présentera un jeu largement supérieur une fois inséré dans la gorge d'un bracket en 0.022x0.028 pouce.

Ces valeurs sont donc surtout intéressantes lorsque nous souhaitons comparer deux arcs d'alliages différents mais de même section.

Dans la littérature, plusieurs articles se sont attelés à comparer la rigidité et le couple exprimés par différents arcs placés dans des brackets en 0.018 et en 0.022 pouce.

Parmi eux, on trouve les articles de :

- Kapila et Sachdeva en 1989 (60). Cette revue de littérature décrivait les caractéristiques mécaniques de différents alliages, dont l'acier, le Co-Cr, le NiTi et le TMA.

- Odegaard et al. en 1994 (61). Ils simulèrent l'application de torque sur une incisive centrale seule lors de l'insertion de 6 arcs rectangulaires différents dans la gorge de brackets non informés en 0.018x0.028 pouce. Ils mesurèrent le jeu entre le fil et la gorge, et la quantité de moment exprimée en fonction du degré de torque appliqué. Ces données leurs permirent de calculer la rigidité relative des différents alliages.

- Meling et Odegaard en 1998 (62). Ils étudièrent les effets du sous-dimensionnement des arcs sur la transmission du torque, en comparant des arcs en acier et en Co-Cr.

- Hirai et al en 2012 (28). Ils mesurèrent à l'aide d'une jauge à torque le moment de torque délivré lors de l'insertion d'arcs en NiTi et en acier dans des brackets en acier en 0.018x0.025 pouce et 0.022x0.028 pouce. Ils sélectionnèrent des arcs en NiTi de section 0.016x0.022 pouce et 0.017x0.025 pouce et des arcs en acier de section 0.016x0.022 pouce, 0.017x0.025 pouce et 0.018x0.025 pouce insérés dans les brackets en 0.018 et des arcs en NiTi de section 0.017x0.025 pouce et 0.019x0.025 pouce et des arcs en acier de section 0.017x0.025 pouce, 0.019x0.025 pouce et 0.0215x0.028 pouce insérés dans les brackets en 0.022.

- Sifakakis et al. en 2014 (63). Ils évaluèrent les moments générés par différents arcs insérés dans des brackets en 0.018 et 0.022 pouce. Pour cela, ils utilisèrent deux modèles

OMSS nivelés sur lequel étaient collés les deux types de brackets. Ils comparèrent dix arcs TMA en 0.017x0.025 pouce, dix arcs acier en 0.017x0.025 pouce insérés dans le modèle en 0.018 pouce et dix arcs en TMA 0.019x0.025 pouce et dix arcs en acier en 0.019x0.025 pouce dans le modèle en 0.022 pouce. Ils appliquèrent un torque graduel allant jusqu'à 15° en vestibulaire et 15° en palatin, et mesurèrent le moment généré dans ces positions.

- Arreghini en 2014 (64). Ils cherchèrent à déterminer l'angle de torsion à partir duquel différents arcs exprimaient un moment de torque cliniquement significatif, une fois insérés dans la gorge de brackets en 0.018 et 0.022 pouce.

- Kuroda en 2014 (65). Ils comparèrent le moment de torque délivré par des arcs en Titane Niobium de taille 0.017x0.025 et 0.019x0.025 en comparaison avec leur équivalent en NiTi et en TMA. Ils les insérèrent dans des gorges de brackets en 0.022 pouce et appliquèrent une torsion allant de 10° à 40°. Le moment délivré était mesuré par une jauge à torque.

Ces différents articles nous permettent d'établir un comparatif des alliages les uns par rapport aux autres.

3.2.5.1 Comparaison des alliages entre eux

3.2.5.1.1 NiTi versus Acier

Selon Odegaard et al. en 1994 (61), l'acier serait quatre fois plus rigide que le NiTi en torsion.

Selon Hirai et al. en 2012 (28), le moment délivré par les arcs acier est statistiquement supérieur à celui délivré par ceux en NiTi, quelle que soit la taille des gorges et des arcs. Ils observèrent quant à eux un moment 1,5 fois plus important pour les arcs en acier que pour ceux en NiTi lorsque l'on applique une torsion de 15° à 20° dans une gorge en 0.018x0.025 pouce, et lorsque l'on applique une torsion de 25° dans une gorge en 0.022x0.028 pouce.

Ils n'observèrent pas de différence entre le torque exprimé par les arcs en acier et en NiTi à de faibles degrés de torsion et pour une torsion supérieure à 40°.

Ces données sont en accord avec celles notées par Jaraback et Fizzell en 1972 (66) et par Proffit en 2007 (9) lors de leur comparaison entre les alliages en acier et en NiTi.

Selon Arreghini et al. (64), un arc en 0.019x0.025 pouce en acier exprime un couple 2,5 à 3 fois plus important qu'un arc de même section en NiTi lorsqu'on lui fait subir un degré de torsion identique. De plus, ils notèrent que les arcs en acier expriment un torque significatif à des degrés de torsion bien inférieurs à ceux nécessaires pour exprimer un torque en NiTi. Ceci serait dû à une différence de module d'élasticité et à la propriété superélastique du NiTi.

3.2.5.1.2 NiTi versus TMA

D'après la revue de littérature de Kapila et Sachdeva en 1989 (60), le moment délivré par un arc en TMA est deux fois supérieur à celui délivré par son équivalent en NiTi.

3.2.5.1.3 TMA versus Acier

Selon Sifakakis et al. en 2013 (63), les arcs en 0.017x0.025 dans les gorges de 0.018 génèrent des moments de 9.25 Nmm et 14.2 Nmm pour le TMA et l'acier respectivement.

Les arcs en 0.019x0.025 dans les gorges de 0.022 génèrent quant à eux des moments de 6.6 Nmm et 9.3 Nmm pour les TMA et l'acier respectivement.

Pour les bracket 0.018, on notait donc une augmentation de 55% du moment exprimé pour les arcs acier en 0.017x0.025 par rapport à leur équivalent en TMA.

Dans les brackets 0.022, la différence était de 41% entre les arcs acier 0.019x0.025 en TMA.

Selon Odegaard et al. (61), les arcs en acier seraient deux fois plus rigides en torsion que leur équivalent en TMA.

Selon Hirai et al. (28), le moment délivré par un arc en TMA était inférieur de 40% par rapport à un arc en acier de même section lorsqu'on donne la même activation. Ceci est en accord avec l'étude de Burstone et Goldberg en 1980 (67).

3.2.5.1.4 Titane-Niobium versus NiTi

Selon Kuroda et al. (65):

Pour des arcs en 0.017x0.025 pouce, lors de l'application d'une torsion comprise entre 10 et 40°, le Titane-Niobium (TiNb) montrait un torque inférieur au NiTi, la quantité exprimée étant égal à 85-89% de celle exprimée par le NiTi lorsque l'arc était ligaturé avec une ligature en métal.

Dans les mêmes conditions, les arcs en 0.019x0.025 en TiNb exprimaient un torque inférieur au NiTi, la quantité exprimée étant égal à 73-95% de celle exprimée par le NiTi.

3.2.5.1.5 Titane-Niobium versus TMA

Toujours selon Kuroda et al. (65):

Pour des arcs en 0.017x0.025 pouce, à plus de 15° de torque, le TiNb montrait un torque inférieur au TMA, la quantité exprimée étant égal à 77-89% de celle exprimée par le TMA lorsque l'arc était ligaturé avec une ligature en métal.

Dans les mêmes conditions, les arcs en 0.019x0.025 en TiNb exprimaient un torque inférieur au TMA, la quantité exprimée étant égal à 59-86% de celle exprimée par le TMA.

On observait des différences similaires lorsque les arcs étaient ligaturés avec des ligatures élastomériques.

Le TiNb est plus proche du NiTi que du TMA en matière d'expression du torque.

3.2.5.1.6 Cobalt-Chrome versus Acier

Selon Odegaard et al. (61), le Co-Cr et l'acier présentent environ la même rigidité.

L'étude de Meling et al. (68) est en accord avec la précédente. Selon eux, l'acier et le chrome-cobalt ont les propriétés mécaniques similaires en terme de phase d'élasticité.

Le traitement thermique du Co-Cr augmente sa limite élastique, mais diminue sa malléabilité.

Ils notèrent que la rigidité en torsion des arcs Co-Cr en 0.016x0.016 pouce et en 0.018x0.025 pouce était inférieure à celle des arcs en acier. Cela pouvait être dû à une différence de module d'élasticité, mais également à des imprécisions de manufacture : en effet, il était observé que les arcs en Co-Cr étaient plus petits que ceux en acier de mêmes dimensions nominales.

Les arcs en Co-Cr en 0.016x0.022 possédaient quant à eux la même rigidité en torsion que ceux en acier, bien qu'étant plus petits mais avec des angles moitié moins arrondis. Ils en concluaient que soit l'arrondi des angles et la différence de taille se compensaient, soit la rigidité du Co-Cr était supérieure à celle de l'acier.

Selon cette étude, la différence de rigidité entre les types d'Elgiloy (bleu et jaune) pourrait être principalement due à une différence de taille réelle des arcs.

Pour les arcs en 0.018x0.025, ils observèrent des différences en termes de rigidité en torsion selon les fabricants. Elle était plus importante chez GAC, RMO et Masel blue que chez Forestadent, Dentaurum et Masel yellow.

D'après ces études, nous pouvons établir une classification des alliages avec le couple exprimé en torsion croissant : **TiNb < NiTi < TMA < Co-Cr ≈ Acier.**

En sus de cette classification, des réserves sont émises par certains auteurs quant à l'efficacité clinique des alliages à bas module d'élasticité.

Morina et al. en 2008 (33) annoncèrent que les alliages tels que le NiTi et le TMA pourraient être inefficaces dans la transmission d'un moment de torque dans les gorges de brackets.

La revue systématique de Gioka en 2004 (10) indique qu'à cause du manque de rigidité des arcs en NiTi, la torsion du fil devrait dépasser les 25° pour pouvoir induire un plateau de désactivation, or de telles valeurs de torque ne sont atteintes dans aucune prescription.

Bolender et Filleul, en 2010 (69), annonçaient également que la plupart des NiTi ne montrent pas en torsion la superélasticité traditionnellement décrite en flexion, excepté le Copper NiTi 35°C et 40°C. La combinaison de brackets pré-informés et d'un arc NiTi superélastique rectangulaire ne permettrait donc pas d'obtenir un moment constant optimal nécessaire pour obtenir un contrôle du 3^{ème} ordre en début de traitement.

De plus, l'efficacité en torsion des arcs en NiTi serait pondérée en fonction de la température environnementale, qui apparaît comme déterminante dans la quantité de torque délivrée. En effet, le module d'élasticité des NiTi varie en fonction de la température.

Selon Filleul et Jordan en 1997 (70), la force exprimée par l'arc, mesurée expérimentalement à température ambiante, pourrait être inférieure à celle réellement exprimée en bouche où la température est plus élevée. Les moments exprimés pourraient donc être beaucoup plus élevés que ceux recommandés, contrairement à ce que nous avons indiqué dans les paragraphes précédents.

Concernant les arcs en NiTi thermoélastiques et activés par la chaleur, des inquiétudes pourraient être exprimées concernant la diminution de leur expression lors de l'ingestion de boissons froides. Cette consommation inverse le processus de transformation de l'alliage, repassant de la phase austénitique rigide, dont le module d'élasticité est de 75 GPa, à la phase martensitique, dont le module d'élasticité est de 28 GPa. Cette transformation causerait une réduction de la rigidité de 50%, et celle-ci persisterait pendant deux heures (10).

3.3. Conclusion

Le choix du fil est déterminant si l'on veut obtenir un bon contrôle de torque. Il existe un consensus concernant la section du fil, qu'il faut privilégier rectangulaire et s'approchant le plus possible de la pleine taille, ce qui permet de diminuer le jeu fil/gorge, et d'augmenter la rigidité.

Pour le choix de l'alliage, la majorité des auteurs conseillent l'utilisation d'alliages à module d'élasticité élevé, tels que l'acier, le Co-Cr voire le TMA. L'efficacité d'alliages dont le module d'élasticité est faible, tels que le TiNb et les NiTi, reste controversée.

4. LE JEU DE TORQUE

Lorsqu'un arc sous-dimensionné est inséré dans une gorge de bracket, il peut tourner dans le sens horaire ou anti-horaire. L'angle de liberté du fil dans le bracket est appelé « jeu », il varie en fonction de la différence de taille entre l'arc et la gorge, et en fonction de leur géométrie respective.

La quantification du jeu entre l'arc et la gorge du bracket est d'une importance fondamentale en orthodontie. Il indique le degré de rotation que le fil peut effectuer au sein de la gorge du bracket avant que ses angles n'entrent en contact avec les parois de cette gorge, lui permettant ainsi de transmettre une information de troisième ordre à la dent. Dans l'intervalle de cette rotation, aucun mouvement dentaire n'est initié, il faudra faire subir davantage de torsion à l'arc pour pouvoir exercer une force sur les parois et générer ainsi un couple de forces grâce auquel un torque est exprimé (64). Cet angle à partir duquel l'arc génère un torque est appelé angle d'engagement.

4.1. Le jeu théorique

Le jeu théorique, ou nominal, correspond au jeu calculé en se référant aux valeurs nominales des dimensions des brackets et des arcs fournies par le fabricant.

La relation entre le jeu de torque (φ), la hauteur du bracket (H) et la hauteur (h) de l'arc et la largeur (b) de l'arc peut être traduite par la formule suivante : $H = b \times \sin(\varphi) + h \times \cos(\varphi)$.

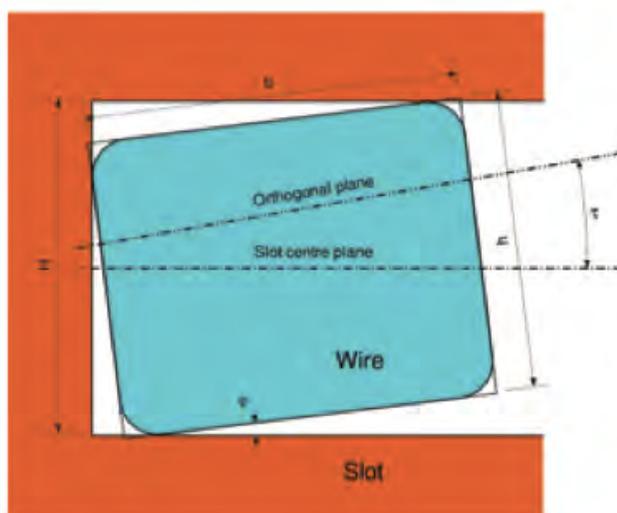


Figure 13 (49): Jeu de torque fil/gorge

Pour calculer le jeu de torque, on applique donc la formule :

$$\varphi = 2 \cdot \arctan \frac{b \pm (b^2 - H^2 + h^2)^{1/2}}{H + h}$$

(49)

En appliquant cette formule, on obtient le jeu de torque théorique pour différentes combinaisons arc/gorge :

Dimensions de l'arc (pouce)	Bracket 0.018 pouce	Bracket 0.022 pouce
0.016x0.016	15,4°	
0.017x0.017	7,0°	
0.018x0.018	0°	
0.016x0.022	10,8°	18,0°
0.017x0.022	5,3°	14,6°
0.017x0.025	4,6°	12,5°
0.018x0.022	0°	11,4°
0.018x0.025	0°	9,8°
0.0175x0.0175	3,3°	
0.019x0.025		7,2°
0.021x0.025		2,3°

Tableau n°2 : Tableau des jeux théoriques calculés pour différentes combinaisons arc/gorge (calculs effectués à partir des valeurs nominales)

Selon ces valeurs, le fait d'utiliser des arcs de pleine taille, type 0.018x0.025 pouce dans des brackets en 0.018 pouce, permettrait théoriquement d'obtenir un angle d'engagement nul, et donc l'expression d'un moment de torque dès le premier degré de rotation du fil. Cependant, les auteurs (42) (64) (27) s'accordent à dire que cela ne correspond pas à la réalité clinique.

4.2. Le jeu réel

Il est pertinent de chercher à savoir si le jeu de torque réel, observé cliniquement, est conforme à celui attendu d'après nos estimations théoriques. Cette hypothèse est manifestement réfutée par les auteurs de manière consensuelle, les études ayant montré un jeu plus important dans la réalité qu'en théorie.

La revue systématique réalisée par Archambault en 2010 (42) répertoriait 11 articles dans lesquels les auteurs mesuraient l'expression du torque dans des brackets conventionnels et auto-ligaturants grâce à différents dispositifs de mesure de torque, dans lesquels étaient passés des arcs droits sans information de deuxième ordre. D'après ces articles on observait des angles d'engagement supérieurs à ceux attendus en théorie.

Dans les brackets conventionnels en 0.018 pouce, l'angle d'engagement du 0.016x0.016 était de 31° contre 15,4° en théorie, et celui du 0.018x0.025 de 4,6° contre 0° en théorie.

Dans les brackets conventionnels en 0.022 pouce, l'angle d'engagement du 0.018x0.025 était de 18° contre 9,8° en théorie, et celui du 0.021x0.025 de 6° contre 2,3° en théorie.

Dans les brackets auto-ligaturants en 0.022 pouce l'angle d'engagement du 0.019x0.025 était de 7,5° pour les brackets actifs et 14° pour les brackets passifs, contre 7,2° en théorie.

Dans leur étude de 2014, Arreghini et al. (64) mirent en place un dispositif permettant de mesurer le jeu de torque réel pour différentes combinaisons fil/gorge. Pour cela ils sélectionnèrent 24 arcs dont 7 carrés et 17 rectangulaires, et 8 brackets dont 2 en 0.018 pouce et 6 en 0.022 pouce.

La mesure du jeu fut effectuée par test de déflexion à la charge grâce à un dynamomètre Instron 4467, constitué d'une cellule de charge de 100N et d'une bande test, dont le déplacement vertical était mesuré. C'est à partir de cette valeur de déplacement vertical qu'était mesuré le torque correspondant.

Les brackets étaient soudés à un support en métal de telle façon que leur gorge soit parallèle à leur base afin d'annuler leurs informations de tip et de torque. Ceci était réalisé en utilisant un viseur de grossissement x5. Le support des brackets était fixé au dynamomètre en laissant une distance horizontale de 11,5mm (d) entre le bracket et la bande test.

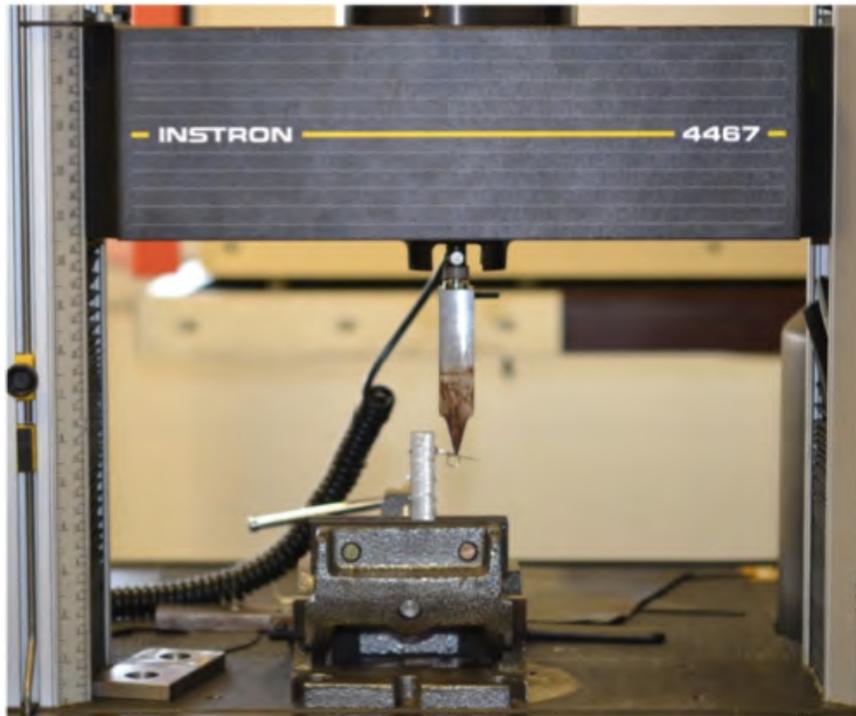


Figure 14 (64): Dynamomètre Instron 4467

Chaque arc était engagé dans une clé à torque qui serrait l'arc en 2 points, espacés de 6mm.



Figure 15 (64): Clé à torque dans laquelle un arc est inséré

Avant d'insérer l'arc, la bande test était abaissée jusqu'à ce qu'elle arrive au niveau du « point zéro », correspondant à la hauteur du bracket.

L'arc attaché à la clé était ensuite inséré dans la gorge et ligaturé. La clé à torque s'abaissait alors spontanément par rapport au plan horizontal, dû au jeu passif.

Cette distance parcourue par la bande test (h) était alors mesurée, et permettait ainsi de connaître la quantité de jeu passif (α).

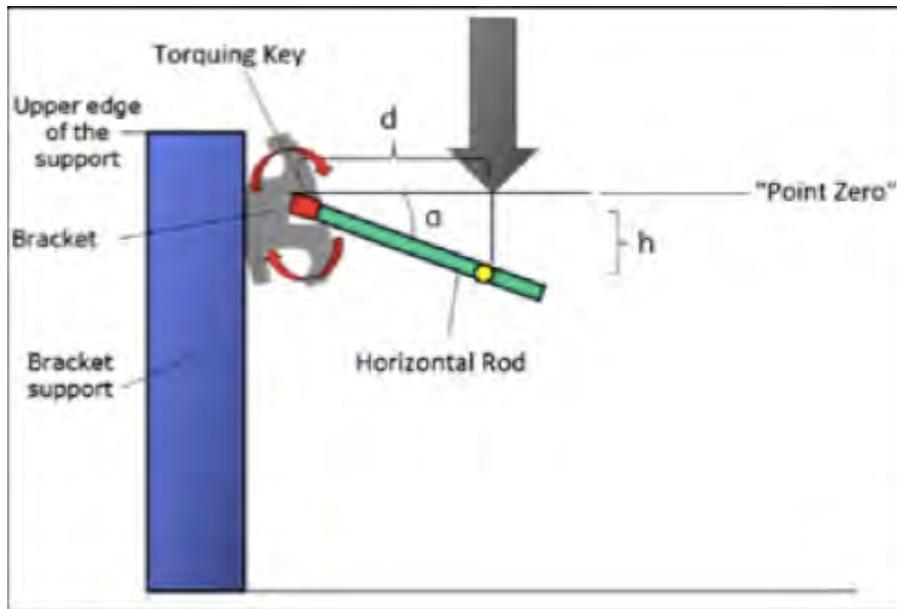


Figure 16 (64): mesure du déplacement de la bande test par rapport au « point zéro »

Une fois le jeu passif connu, ils cherchèrent à déterminer la torsion nécessaire pour obtenir un moment de torque cliniquement efficace, c'est-à-dire compris entre 5 et 20 Nmm.

Pour cela, il exercèrent une force via le dynamomètre Instron afin d'abaisser davantage la bande test et d'exercer ainsi un moment. La distance (d) entre la bande et le bracket étant connue, et ayant fixé l'intervalle de torque K à [5-20] Nmm, il est possible de calculer la torsion F pour laquelle l'arc exprime un moment compris entre 5 et 20 Nmm grâce à la formule $F = K/d$.

Leurs résultats montrèrent que toutes les combinaisons bracket/fil affichaient un jeu loin de l'idéal. Par exemple, un arc acier en 0.019x0.025 pouce inséré dans un bracket en 0.022 pouce montrait un jeu de 2,2 à 3,2 fois plus important que l'idéal.

De plus, plusieurs arcs tournaient à l'intérieur des gorges malgré leur forme rectangulaire.

Ils notèrent que pour chaque arc testé le jeu était différent selon le bracket dans lequel il était inséré, malgré des dimensions nominales identiques, avec quelques fois jusqu'à 100% de différence.

Dalstra et al. réalisèrent en 2015 une étude (27) ayant des objectifs identiques à ceux d'Arreghini. Ils évaluèrent la quantité de jeu en torsion de 32 systèmes de brackets disponibles sur la marché, conventionnels et auto-ligaturants, en 0.018 et 0.022 pouce, dans lesquels étaient passés des arcs en 0.017x0.022 et en 0.019x0.025 pouce respectivement. Ils comparèrent les résultats obtenus avec les valeurs de jeu théoriques pour les combinaisons bracket/fil correspondantes.

Les moments de torque étaient mesurés en utilisant la « Force System Identification Machine », instrument de mesure de torque développé par Melsen et al. en 1992.

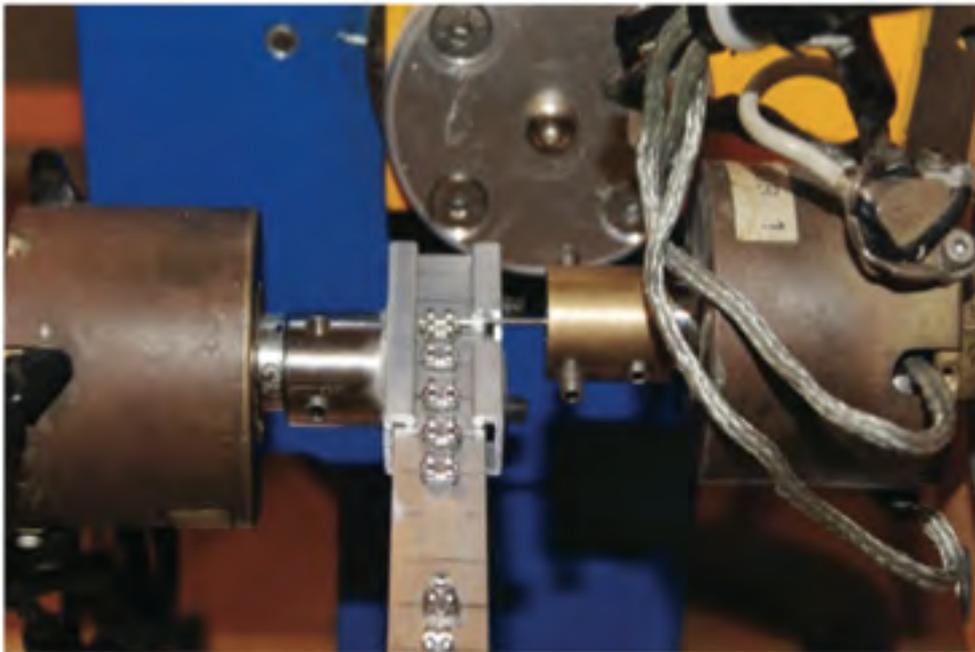


Figure 17 (27): Force System Identification Machine

Ils testèrent un échantillon de 5 brackets d'incisive centrale supérieure de chaque système. Ces brackets étaient collés sur une barre en aluminium de telle façon que leur gorge soit perpendiculaire à l'axe de la barre. Les arcs étaient ensuite insérés d'une part dans la gorge du bracket, de manière passive, et d'autre part dans un capteur rotatif. Les brackets conventionnels étaient ligaturés en métal et les clapets des brackets auto-ligaturants étaient fermés.

Les moments de torque et l'angle de torsion de l'arc correspondant étaient mesurés lors de la torsion de l'arc dans la gorge, en appliquant une torsion graduelle par incréments de $0,5^\circ$, jusqu'à ce qu'une expression complète de la torsion soit enregistrée. L'arc était alors replacé dans sa position initiale, puis la mesure était répétée en effectuant une rotation dans l'autre

sens. Le jeu de torque correspondait alors à l'amplitude de torsion observée avant d'obtenir une expression complète du torque.

Une courbe torque/angle de torsion pouvait alors être tracée, prenant en compte les torsions horaires et anti-horaires. On pouvait noter certaines asymétries entre les deux sens de torsion, dues à la forme de brackets, au sens du clip pour les brackets auto-ligaturants, et à une éventuelle déformation du bracket après la première mesure.

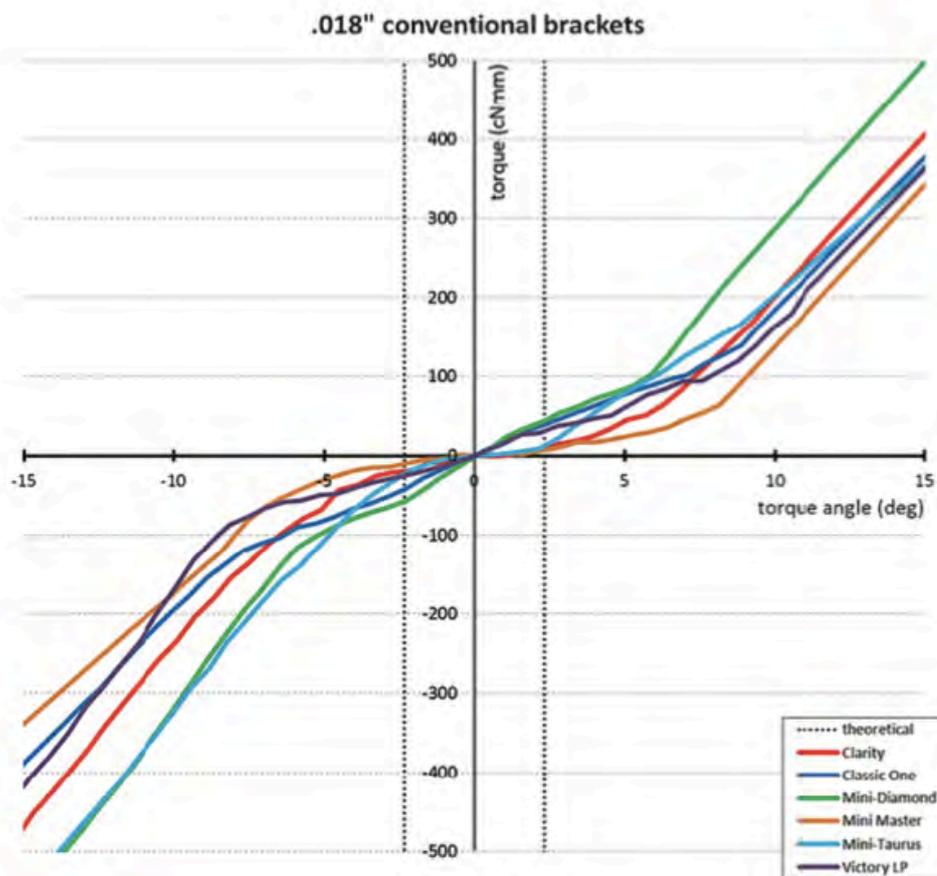


Figure 18 (27) : Exemple de courbes torque/angle de torsion pour différents brackets en 0.018 pouce, comparées à la droite correspondant au rapport attendu en théorie (en pointillés)

Les résultats de ces comparaisons étaient que le jeu arc/gorge était systématiquement plus important que celui attendu au vu des valeurs nominales, particulièrement pour les brackets 0.022 pouce, et particulièrement pour les brackets auto-ligaturants passifs. En effet, on observait pour ces brackets un jeu allant de 19,8 à 36,1° (en additionnant le jeu obtenu dans le sens horaire à celui obtenu dans le sens anti-horaire), contre un jeu théorique de 14,5°. Le jeu réel pouvait donc être 2,4 fois supérieur à celui attendu en théorie.

Le désaccord apparent entre la perte de torque estimée et celle mesurée proviendrait du processus de manufacture des brackets et des arcs. L'angle d'engagement dépend entièrement de paramètres géométriques, dont la taille réelle des gorges, les dimensions de l'arc ainsi que de l'arrondissement des angles de l'arc et du bracket (42) (64). Le processus de fabrication des brackets et des arcs causerait des modifications dimensionnelles de ceux-ci, ainsi qu'un arrondissement des angles, ce qui engendrerait une modification des angles d'engagement. En effet, la fabrication par moulage expose les matériaux à un risque d'expansion ou de contraction, tandis que la fabrication par fraisage peut causer des porosités de surface.

4.3. Les défauts de manufacture et leurs conséquences sur le jeu

La manufacture des gorges des brackets causerait l'inclusion de particules de métal, de sillons et de striations qui pourraient empêcher un bon engagement du fil contre les parois de la gorge. Les parois semblent en effet présenter une surface rugueuse avec des imperfections, des porosités et des défauts microstructuraux, ce qui peut affecter la précision dimensionnelle de la gorge (10).

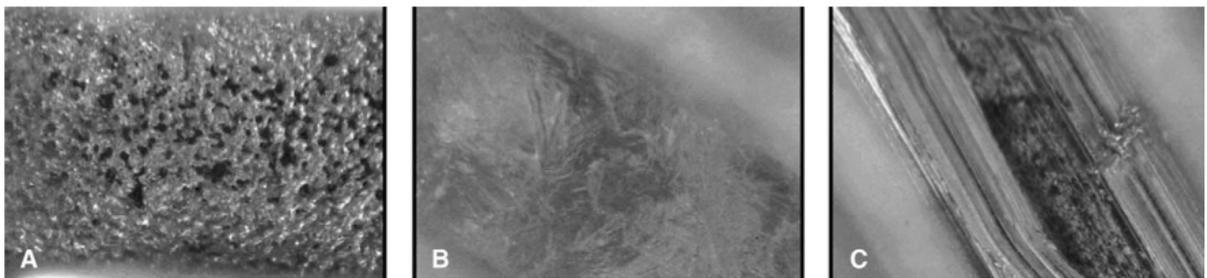


Figure 19 (10): Photographie au microscope optique des porosités de surfaces observées sur les gorges de brackets en acier (A), polycarbonate (B) et plastique avec gorge en métal (C)

Afin d'exclure tout risque que l'arc ne s'engage pas pleinement dans la gorge, les fabricants auraient tendance à élargir la gorge des brackets, et diminuer légèrement la section de l'arc par rapport à la taille annoncée (71). D'autres mesures seraient prises afin de prévenir

cet évènement indésirable, telles que l'arrondissement des angles et de la gorge, qui facilite l'insertion du fil.

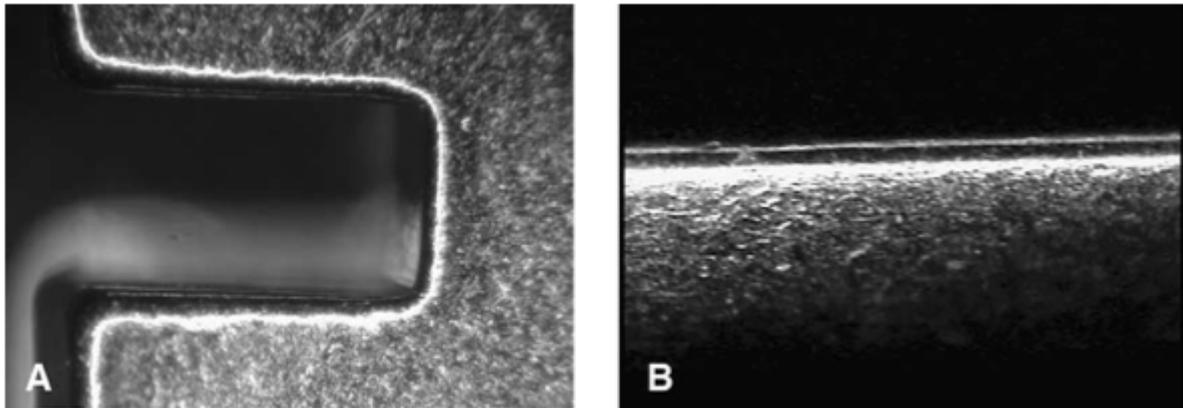


Figure 20 (10): Photographie au microscope optique montrant les angles arrondis d'un bracket métallique (A) et d'un arc (B)

4.3.1 Les variations dimensionnelles des brackets et des arcs

L'inadéquation entre le jeu réel et le jeu théorique serait due en partie à un défaut de précision dimensionnelle des arcs et des brackets. Cette incohérence entre leurs valeurs nominales et leurs dimensions réelles est observée par les chercheurs depuis de nombreuses années.

Siatkowski la décrivait en 1999 (72) et l'expliquait à l'époque par l'utilisation du système métrique par les fabricants européens, contrairement aux Américains dont les instruments étaient basés sur le système impérial en pouces. Ceci causerait un sur-dimensionnement des brackets en 0.022 pouce de 4,22% lors de leur fabrication en Europe.

Les études plus récentes semblent quant à elles attribuer ces variations au processus de manufacture.

Cash et al. réalisèrent en 2004 (54) une étude cherchant à savoir si des brackets provenant de différents fabricants présentaient des gorges d'une taille correspondant aux standards attendus.

Ils mesurèrent les gorges d'un échantillon de 5 brackets d'incisive centrale supérieure provenant de 11 fabricants différents (3M Unitek, Monrovia, Calif: Twin Torque Roth, Clarity MBT et Victory Series MBT; Dentarum, Pforzheim, Germany: Discovery Roth (0.56 mm) et Elegance Plastic Roth; Forestadent, Pforzheim, Germany: Mini Mono MBT; TP LaPorte, Indiana: Nu-Edge Roth et Mxi Advant-Edge Roth; Ormco Corp., Orange, Calif: Damon II SL Roth; Ortho Organizers, San Marcos, Calif: Elite Mini Opti-MIM Roth et Elite Mini Opti-MIM MBT), en dimension 0.022 pouce. On retrouvait des brackets métalliques, esthétiques et auto-ligaturants.

Chaque bracket était mesuré à deux reprises par deux opérateurs différents au sommet et à la base de la gorge. Leurs mesures furent compliquées par le fait que les brackets possédaient des angles arrondis, à des degrés différents. Pour pallier cela, ils utilisèrent le pointeur du microscope, qui permet de déterminer le sommet de l'angle.

Leurs conclusions furent que toutes les gorges des brackets étaient sur-dimensionnées, ceci de manière variable en fonction des fabricants. Ils remarquèrent également que la géométrie des parois des gorges était variable, certaines convergeant et d'autres divergeant.

Lors de leur étude de 2014 que nous avons évoquée plus tôt, Arreghini et al. (64) cherchèrent également à connaître les dimensions réelles des arcs et des brackets qu'ils avaient utilisés. Ils mesurèrent les gorges des brackets en les photographiant au grossissement x100 à l'aide d'un microscope d'une précision de 0,1 μ m, après avoir fixé les brackets en position verticale grâce à un clamp.

Chaque gorge était mesurée à trois endroits : à la base, au sommet et au milieu, afin de parer au biais dû à un éventuel manque de parallélisme des parois.

Les arcs étaient quant à eux mesurés grâce à un micromètre de précision 1 μ m. Chaque arc était mesuré trois fois par le même opérateur.

La moyenne de ces mesures était comparée à la dimension nominale donnée par le fabricant.

Ils observèrent que tous les brackets testés avaient des gorges sur-dimensionnées, de +0,56% à +11,6%.

Environ la moitié des arcs étaient sur-dimensionnés et l'autre moitié étant sous-dimensionnés, les variations étant comprises entre -5,41% et +2,44%. Ces valeurs sont en

accord avec celles rapportées dans les études plus anciennes de Meling et Odegaard (62) et Rucker et Cusy (73).

Ils notèrent que le même arc testé dans des brackets de différents fabricants n'exprimait pas le même jeu ni le même moment de torque alors que les dimensions des gorges étaient supposées être les mêmes. Ces variations seraient dues à des imprécisions de manufacture.

Afin de parer à ces incohérences, des limites de tolérance de variation dimensionnelle des arcs et des brackets furent établies en 1998 et 2000 par le Deutsches Institut für Normung (DIN). Ces réglementations DIN 13971 et 13971-2 décrivent respectivement les dimensions nominales des arcs et des brackets, et leurs limites de tolérance.

Ainsi, un bracket en 0.022 pouce aura une valeur nominale imposée par le DIN de 0,559mm. La limite inférieure tolérée correspondra à cette valeur nominale de 0,559mm, et la limite supérieure tolérée sera de $0,559 + 0,04\text{mm}$.

Tangri et al. en 2012 (74) cherchèrent à vérifier si les dimensions de plusieurs brackets disponibles sur le marché correspondaient aux valeurs tolérées par le DIN 13971-2.

Ils évaluèrent 20 brackets d'incisive centrale supérieure droite provenant de 5 fabricants. Ils mesurèrent chaque bracket à la base et au sommet de la gorge, en mésial et en distal, à l'aide d'un stéréomicroscope au grossissement x40. Chaque mesure fut répétée 3 fois.

Ils obtinrent des tailles des gorges allant de 0.0201 pouce à 0.0248 pouce.

De manière générale, les brackets étaient plus larges au sommet qu'à la base, cette perte de symétrie allant de 2,6 % à 8,9% selon les fabricants.

Ils notèrent une différence significative de la taille de la gorge entre les faces mésiale et distale pour quasiment tous les brackets.

Dans cette étude, tous les brackets respectaient les limites de variations imposées par le DIN 13971-2.

Ils comparèrent également ces valeurs avec la limite maximale de variation recommandée par Proffit en 2007 (75). Proffit, estimant les limites de tolérances du DIN trop larges, recommandait une variation maximale de 0,001 pouce par rapport à la valeur nominale, soit 0,025mm. Ils notèrent que toutes les gorges étaient surdimensionnées par rapport à cette limite à leur sommet, et que la base de gorge d'un des brackets était également trop large selon ces recommandations.

Joch et al. en 2010 (49) cherchèrent à déterminer la précision des dimensions des gorges de brackets et d'arcs en acier, issus de différents fabricants, par rapport aux limites de tolérance établies par les DIN 13971 et 13971-2, ainsi qu'à calculer le jeu de torque et le torque effectif pour ces combinaisons fil/gorge, et de comparer les résultats au torque théorique.

Ils utilisèrent 10 brackets d'incisive centrale maxillaire en 0.022 pouce provenant de 5 systèmes différents (SPEED System (Strite Industries Limited), Damon 3MX (Ormco), Damon 2 (Ormco), In-Ovation-R (Dentsply GAC)). La taille des brackets était mesurée via une jauge d'épaisseur ayant une tolérance inférieure à 1µm. Chaque bracket était mesuré 3 fois.



Figure 21 (49): Jauge d'épaisseur

La largeur et l'épaisseur de 10 arcs en acier de dimensions 0.019x0.025 pouce (ECO Charge 1 (G&H Wire Company), ECO Charge 2 (G&H Wire Company), OrthoForce S304vm (G&H Wire Company) et Damon SL SS (Ormco) et 0.020x0.025 (SPEED Wire small upper (Strite Industries Limited) et SPEED Wire medium upper (Strite Industries Limited)) étaient mesurées grâce à un micromètre. Chaque arc était mesuré 3 fois à 3 endroits différents, au milieu et à 10 mm de part et d'autre du milieu.



Figure 22 (49): Micromètre

Ces mesurent donnèrent les résultats suivants :

- Les gorges des brackets étaient surdimensionnées de 1 à 7% par rapport à leurs dimensions nominales. Cependant, toutes les hauteurs de gorges étaient comprises entre les limites de tolérance supérieure et inférieure établies par le DIN 13971-2
- Certains arcs présentaient des mesures situées au-delà des limites supérieure et inférieure données par le DIN 13971 :
 - o Aucun arc de hauteur nominale 0.020 pouce n'était au dessus de la limite supérieure
 - o La hauteur 0.019 pouce et la largeur 0.025 pouce n'étaient pas respectées, étant au dessus ou en dessous des limites supérieure et inférieure
 - o Les dimensions des arcs étaient au-delà des limites pour 2/3 des arcs dans le sens de la hauteur et pour 1/3 dans le sens de la largeur

Joch et al. cherchèrent également dans cette étude à évaluer la pertinence des limites imposées par le DIN. Ils calculèrent à cet effet le jeu de torque théorique que l'on s'attendrait à observer pour des brackets et des arcs dont les dimensions correspondraient aux limites du DIN et le comparèrent au jeu idéal. Ils appliquèrent la formule du calcul du jeu citée précédemment :

$$\varphi = 2 \cdot \arctan \frac{b \pm (b^2 - H^2 + h^2)^{1/2}}{H + h}$$

Ils obtinrent les résultats suivants :

Arc	Dimensions de l'arc	Bracket 0.022 de dimension nominale (équivalent à la limite inférieure tolérée)	Bracket 0.022 de dimension égale à la limite supérieure tolérée
Arc en 0.020x0.025	Limite supérieure	4,7°	8,5°
	Dimension nominale	4,8°	8,8°
	Limite inférieure	5,8°	10°
Arc en 0.019x0.025	Limite supérieure	6,1°	10,2°
	Dimension nominale	7,2°	11,2°
	Limite inférieure	8,4°	12,7°

Tableau n°3: Tableau comparatif des valeurs du jeu de torque selon les limites DIN par rapport au jeu idéal (réalisé à partir des données de Joch et al. (49))

On remarque que ces valeurs du jeu peuvent atteindre des limites à partir desquelles le torque est inefficace, un bracket comportant une information de torque de 12° pouvant perdre toute son information à cause de ce jeu. Ainsi, même lorsque les fabricants respectent les limites de tolérance, ce qui n'est pas toujours le cas, le jeu de torque peut-être tellement important qu'aucune information de torque n'est transmise.

L'intervalle de tolérance imposé par le DIN n'est pas systématiquement respecté par les fabricants, en particulier pour les arcs. Il semble d'autre part trop large, car même lorsqu'il est respecté, il autorise des jeux de torque excessifs. Il s'agirait donc de réévaluer à la baisse la tolérance acceptée par le DIN, et d'imposer aux fabricants un meilleur respect de ces limites.

4.3.2 L'arrondissement des angles

Comme l'ont annoncé Gioka et Eliades dans leur revue systématique de 2004 (10), l'arrondissement des angles des arcs et des gorges est également une cause de l'augmentation du jeu de torque.

En effet, l'arrondissement des angles cause une rencontre plus tardive entre l'arc et les parois de la gorge, à un angle supérieur à l'idéal, ce qui augmente le jeu et diminue la capacité du système à exprimer du torque.

Selon Lombardo (76) on peut trouver 2 explications à l'arrondissement des angles : il peut être volontaire en vue du confort du patient et involontaire, dû au procédé de fabrication.

Les fabricants ne fournissant pas d'information concernant l'arrondissement des angles, nous ne pouvons pas en prévoir l'importance. Sernetz a suggéré en 1993 (77) que l'arrondissement des angles de l'arc devait être d'au moins 0,04 mm, un angle trop droit ayant tendance à blesser les tissus mous. Selon Meling et Odegaard en 1994 (78), cet arrondissement, irrégulier, est largement supérieur à ce chiffre.

L'implication de cet arrondissement dans l'augmentation du jeu a été étudiée par différents auteurs.

Dès 1984, Sebanc et al. (79) constatèrent que l'arrondissement des angles contribuait à une modification de l'angle d'engagement, allant de 0,2 à 12,9° selon les combinaisons arc/bracket.

Meling et al. 1998 (80) établirent une formule permettant d'estimer le torque réel en prenant en compte la hauteur de la gorge du bracket, les dimensions de l'arc, l'arrondissement des angles de l'arc et le jeu de torque.

Pour cela, ils considéraient la section de l'arc comme une figure géométrique rectangulaire à bord arrondis. Les angles arrondis étaient assimilés à des portions de cercles, dont le rayon était nommé r .

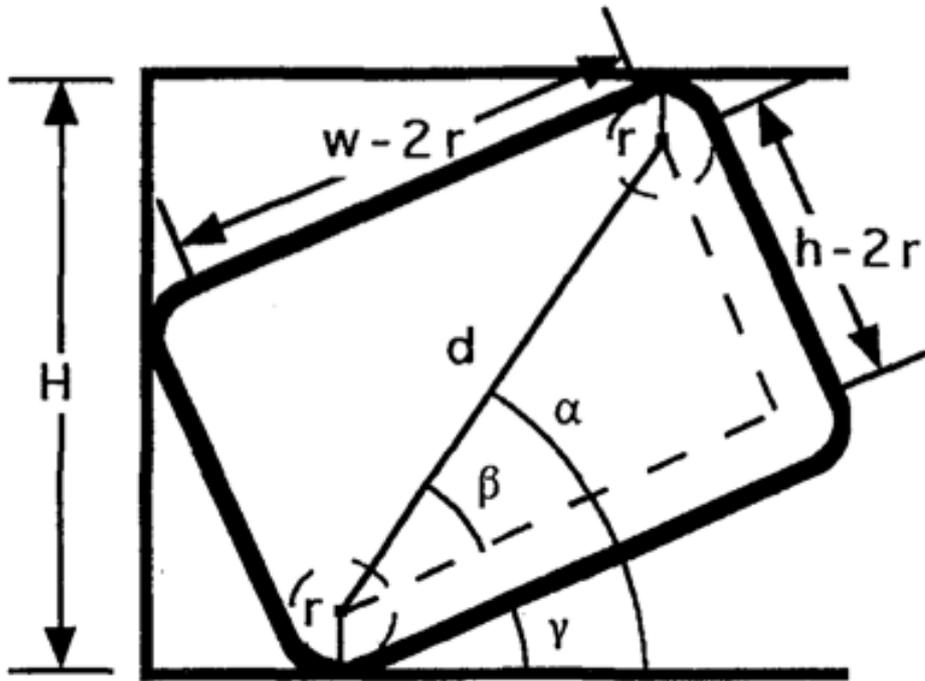


Figure 23 (80) : Représentation géométrique d'une section d'arc, avec γ le jeu ($\gamma = \alpha - \beta$), H la hauteur du bracket, d la distance diagonale entre les centres des cercles formant les angles, h la hauteur de l'arc et w la largeur de l'arc

d est calculé selon la formule :

$$d = \sqrt{(w - 2r)^2 + (h - 2r)^2}$$

γ est calculé selon la formule

$$\gamma = \arcsin \frac{H - 2r}{d} - \arcsin \frac{h - 2r}{d}$$

Ceci leur permet d'établir la formule :

$$H = d \cdot \left[\sin \gamma \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{h - 2r}{d} \right)^2} + \cos \gamma \cdot \left(\frac{h - 2r}{d} \right) \right] + 2r$$

Cette formule permet la prise en compte de l'arrondissement des angles lors de notre estimation de l'angle d'engagement, contrairement à celle utilisée par Joch et al. dans leur article de 2010.

Meling et al. réalisèrent dans leur étude de 1998 une évaluation de la précision dimensionnelle d'arcs Co-Cr, ainsi que l'arrondissement de leurs angles, et en déterminant les effets sur la transmission de torque dans les gorges de brackets conventionnels en 0.018 pouce.

Ils sélectionnèrent 27 arcs différents, carrés et rectangulaires, provenant de 5 fabricants différents. Ils étudièrent leurs dimensions, l'arrondissement de leurs angles et leurs propriétés mécaniques en torsion.

La hauteur et la largeur des arcs étaient mesurées grâce à un micromètre digital de précision 1µm.

L'arrondissement des angles était mesuré en utilisant des coupes sectionnelles des arcs, magnifiées x720, sur lesquelles on comparait des séries de quart de cercle de rayons différents dont on faisait varier la taille par incrément de 1/100ème de mm jusqu'à trouver la taille correspondante.

Le jeu de torque était d'une part mesuré grâce à un instrument de mesure de torque, puis calculé en utilisant la formule établie par Meling et al. dans l'étude citée précédemment. Ils ne trouvèrent pas de différence statistiquement significative entre ces deux types d'évaluation du torque.

Ils observèrent que les arcs testés montraient des sections plus faibles que les valeurs nominales. Concernant l'arrondissement des angles, ils observèrent peu de variation au sein d'un même échantillon. Cependant, ils remarquèrent des variations importantes en fonction des fabricants.

Les résultats montrèrent que les variations dimensionnelles des sections des arcs et l'arrondissement de leurs angles menaient à un jeu variable. De ce fait, il est difficile de prédire le moment de torsion qui sera réellement délivré.

Les arcs cobalt-chrome testés étaient globalement plus fins que les dimensions nominales, et plus fins que leurs équivalents en acier, mais avaient des angles moins arrondis que leurs équivalents en acier.

Une étude récente réalisée par Lombardo et al. (76) confirme que les observations faites par Meling et al. sont toujours d'actualité. Elle avait pour objectif d'évaluer l'influence des variations de section et de l'arrondissement des angles des arcs sur le jeu entre les brackets et les arcs.

Les mesures réelles des hauteurs et largeurs de 43 arcs (NiTi, TMA, acier et arcs esthétiques), effectuées via une jauge digitale, étaient comparées aux valeurs nominales.



Figure 24 (76): Jauge digitale

Le degré d'arrondissement des 4 angles des arcs était également mesuré afin de calculer le jeu à l'intérieur des gorges. Chaque section d'arc était photographiée par microscope électronique grossissement $\times 100$, et ensuite analysée afin de déterminer le rayon de courbure de chaque angle.

Ils notèrent que les hauteurs et largeurs réelles des arcs différaient de celles données par les fabricants, allant de $-6,47$ à $+5,10\%$, et que leurs angles étaient arrondis.

Ils cherchèrent à savoir à quel point cet arrondissement a un effet sur le jeu. Pour cela, ils calculèrent le jeu réel en utilisant une version modifiée de la formule utilisée par Meling et al., prenant en compte le rayon de courbure des angles. Les mesures des gorges utilisées dans la formule étaient celles idéales afin de considérer uniquement les variations dues à l'arc.

Ce jeu était comparé aux valeurs idéales, calculées mathématiquement pour des valeurs des sections des arcs idéales, et des angles à 90° .

Le jeu réel ainsi calculé était invariablement supérieur à celui idéal, allant de $+34,26\%$ à $+313,73\%$, ces différences étant toutes statistiquement significatives.

Au-delà de l'aspect géométrique, l'arrondissement cause également une perte de substance, ce qui fait diminuer la rigidité de l'arc. D'après Rucker et Kusy (73), cela engendrerait une perte de 7 à 8% de substance, ce qui diminuerait la rigidité de 15 à 19%.

L'arrondissement des angles serait donc doublement néfaste à l'expression du torque.

Les auteurs émirent, de plus, l'hypothèse qu'il existerait une corrélation entre le matériau et le degré d'arrondissement des angles, les arcs acier étant plus arrondis dans cette étude.

4.4. Conclusion

Nous pouvons établir que le jeu de torque observé dans la réalité est manifestement supérieur à celui espéré en théorie. Cette incohérence est principalement due à des défauts de manufacture affectant la dimension des arcs et brackets ainsi que leur géométrie.

Il est cependant impossible de compenser ces inadéquations en modifiant notre prescription initiale de manière à augmenter le degré de torque appliqué, car seules les gorges sont quasi systématiquement sur-dimensionnées, les arcs étant quant à eux parfois sur- et parfois sous-dimensionnés.

5. CONCLUSION

Le contrôle du torque peut être influencé par de multiples facteurs matériels.

Le type de brackets utilisés a son importance, on observe en effet des différences selon :

- Le système de liaison au fil. Les brackets conventionnels permettent une meilleure expression du torque lors de l'utilisation de ligatures métalliques qu'élastomériques. La littérature ne permet pas d'établir une supériorité du système auto-ligaturant, qu'il soit actif ou passif, sur le système conventionnel, ni le contraire.
- La taille de la gorge, la dimension 0.018x0.025 pouce étant à privilégier.
- Le matériau constituant le bracket et sa gorge : la céramique permettrait le meilleur transfert de force, suivie par le métal puis les brackets plastiques avec gorge métallique, les brackets tout en plastique prenant la dernière position.
- L'information de torque incorporée ainsi que son adéquation avec la valeur nominale.

Concernant le type d'arcs, il s'agit de favoriser l'utilisation d'arcs de forte section, s'approchant le plus possible de la pleine taille. Les alliages présentant une grande rigidité, tels que l'acier, le Co-Cr, voire le TMA sont efficaces pour exprimer un moment de torque.

Le facteur principal apparaît comme étant la quantité de jeu entre le fil et le bracket. Cette quantité est plus élevée en réalité que celle à laquelle nous pourrions nous attendre en prenant en compte les informations données par les fabricants. Ceci semble être dû à des imprécisions de manufacture.

Les praticiens employant une technique d'arc droit sont totalement dépendants des informations incorporées dans les brackets. Nous avons noté qu'il existe un risque élevé que ces informations soient imprécises, et/ou qu'elles ne soient pas correctement transmises. Ceci aura pour conséquence une incohérence entre le résultat obtenu et la prescription initiale.

Il semble donc que, même lors de l'utilisation de brackets préinformés, une étape de finitions soit nécessaire.

6. PROTOCOLE DE MEMOIRE

6.1. Introduction

L'expression du torque est conditionnée par la quantité de jeu entre l'arc et le bracket. D'après la littérature, la quantité de jeu est fortement influencée par les dimensions des brackets et des arcs. Il semblerait que la taille des gorges des brackets ne soit pas fidèle aux dimensions annoncées par les fabricants, avec un sur-dimensionnement fréquent qui causerait une perte d'information.

L'objectif de ce mémoire est de chercher à savoir si l'on retrouve ce sur-dimensionnement pour différentes gammes de brackets disponibles actuellement sur le marché français.

Plusieurs études ayant des objectifs similaires ont été réalisées par le passé, utilisant des méthodes de mesure variables.

Cash et al. en 2004 (54) mesurèrent les gorges de brackets d'incisive centrale supérieure gauche de 11 systèmes provenant de 6 fabricants. Ils mesurèrent les brackets de profil, en réalisant une mesure à la base de la gorge et une au sommet de la gorge, en utilisant le microscope mono-focal Maxtascan 100, effectuant une lecture numérique. Leurs résultats indiquèrent que toutes les gorges étaient sur-dimensionnées de 5 à 24% par rapport à la dimension nominale.

Major et al. en 2010 (45) étudièrent des échantillons de brackets auto-ligaturants d'incisive centrale supérieure droite en 0.022 pouce provenant de 3 systèmes différents. Ils furent photographiés de profil à travers un microscope après avoir été positionnés de manière à ce que la prise soit perpendiculaire à l'axe de la gorge. La perpendicularité fut vérifiée visuellement. Les données extraites par le logiciel de mesure permirent d'établir les dimensions des gorges à leur base et leur sommet. Ils observèrent que les gorges des brackets étaient parfois sur- et parfois sous-dimensionnées, et que les parois étaient convergentes, rectangulaires ou divergentes.

Bhalla et al. en 2010 (81) mesurèrent les dimensions de brackets d'incisive centrale supérieure gauche auto-ligaturants de dimension nominale 0.022 pouce, provenant de 6 fabricants, à l'aide d'un microscope électronique. Ils notèrent que toutes les gorges étaient surdimensionnées de manière statistiquement significative, la différence étant de +5 à +15% par rapport à la valeur annoncée.

Joch et al. en 2010 (49) utilisèrent quand à eux une jauge d'épaisseur d'une précision inférieure à $1\mu\text{m}$ afin de mesurer l'épaisseur de 10 brackets d'incisive centrale supérieure provenant de 5 fabricants. Ils conclurent que toutes les gorges de brackets étaient surdimensionnées, mais que leurs valeurs étaient comprises dans l'intervalle toléré par la régulation DIN 13971-2.

Tangri et al. en 2012 (74) mesurèrent 20 brackets d'incisive supérieure gauche provenant de 5 fabricants. Les brackets furent stabilisés dans du Putty et leurs gorges furent mesurées de profil en mésial et distal, à leur base et à leur sommet, à l'aide d'un stéréomicroscope (Olympus SZXY) de grossissement $\times 40$. Les images obtenues furent ensuite traitées par le logiciel Dewinter Biowizard 4.3 permettant d'obtenir une précision de $1\mu\text{m}$. Leurs résultats leur permirent de conclure à une différence statistiquement significative entre les dimensions réelles des brackets et celles indiquées, avec notamment une augmentation systématique de la largeur de la gorge au niveau de son sommet par rapport à sa base.

Brown et al. en 2015 (82) mesurèrent la gorge de 10 séries de brackets métalliques, allant de seconde prémolaire à seconde prémolaire. Ils photographièrent les brackets de profil, en utilisant le microscope Clack Instrument Automatic Reading System-Model CM-AR90. Les brackets étaient placés de profil sur les lamelles de microscope et stabilisés en utilisant de la cire collante de telle sorte que l'axe de la gorge soit parallèle à l'axe d'acquisition du microscope. L'image digitale obtenue fut traitée par un logiciel de mesure. Afin de pallier le biais causé par l'arrondissement des angles, la distance entre les parois de la gorge fût mesurée à $100\mu\text{m}$ de la base. Ils observèrent que les dimensions des gorges variaient entre les séries et au sein même des séries, certains brackets étant sur-dimensionnés et d'autres sous-dimensionnés.

Dans notre étude, nous avons choisi de mesurer les brackets de profil en mésial et en distal, en combinant l'utilisation d'un profilomètre optique avec celle d'un microscope optique.



Figure 25 : Distances évaluées lors de la mesure d'un bracket de profil

6.2. Matériels et méthodes

Les brackets sélectionnés pour cette étude sont des brackets conventionnels et auto-ligaturants d'incisive centrale supérieure de prescription Roth, de dimensions 0.018x0.025 pouce et 0.022x0.028 pouce, en métal et céramique. Ils sont fournis par 7 laboratoires différents : Dentsply Gac, Ormco, American Orthodontics (AO), Rocky Mountain Orthodontics (RMO), GC Orthodontics, Dentaaurum et 3M Unitek. Des échantillons de 5 à 10 brackets de chaque système seront évalués.

Les systèmes de bracket ainsi que les prescriptions et dimensions fournies par le laboratoire sont les suivants :

Laboratoire	Nom du bracket	Matériau	Dimensions	Prescription de torque	Nombre de brackets	Numéro de lot	Système de fermeture
Dentsply Gac	Omniarch Plus	Métal	18x25	+12°	5	NC	conventionnel
	Omniarch Plus	Métal	22x28	+12°	5	NC	conventionnel
	Ovation C	Céramique	18x25	+12°	5	NC	conventionnel
	Ovation C	Céramique	22x28	+12°	5	NC	conventionnel
	Resolve C	Céramique	18x25	+12°	5	NC	conventionnel
	Resolve C	Céramique	22x28	+12°	5	NC	conventionnel
	MicroArch Plus	Métal	18x25	+12°	5	NC	conventionnel
	MicroArch Plus	Métal	22x28	+12°	5	NC	conventionnel
	In Ovation Mini	Métal	18x25	+12°	5	NC	auto-ligaturant
	In Ovation Mini	Métal	22x28	+12°	5	NC	auto-ligaturant
	In Ovation C	Céramique	18x25	+12°	5	NC	auto-ligaturant
	In Ovation C	Céramique	22x28	+12°	5	NC	auto-ligaturant
	In Ovation R	Métal	18x25	+12°	5	NC	auto-ligaturant
	In Ovation R	Métal	22x28	+12°	5	NC	auto-ligaturant
Ormco	Mini Diamond TM Twin	Métal	18x25	+14°	10	16M334M	conventionnel
	Mini Diamond TM Twin	Métal	22x28	+14°	10	17A94A	conventionnel
	Mini Diamond TM Slim	Métal	18x25	+14°	10	16K370K	conventionnel
	Mini Diamond TM Orthos	Métal	18x25	+22°	10	16G20G	conventionnel
	Mini-V Dia TM	Métal	18x25	+14°	10	16M40M	conventionnel
	Spirit MB	Céramique	18x25	+14°	5	121681489	conventionnel
	Inspire ICE	Céramique	18x25	+12°	5	111664332	conventionnel
	Inspire ICE	Céramique	22x28	+12°	5	121689308	conventionnel
	Titanium Orthos	Métal	18x25	+15°	10	011714769	conventionnel
	Damon Q	Métal	22x28	+15°	10	011724632	auto-ligaturant
Damon Clear	Céramique	22x28	+15°	10	121614189	auto-ligaturant	

RMO	Signature III	Céramique	22x28	+12°	5	WO-740872	conventionnel
	Signature III	Céramique	18x25	+12°	5	WO-745250	conventionnel
	Fli Twin	Métal	18x25	+12°	10	WO-744525	conventionnel
	Fli Twin	Métal	22x28	+12°	10	WO-747431	conventionnel
	Fli signature clear	Céramique	18x25	+12°	5	WO-754143	conventionnel
	Fli signature clear	Céramique	22x28	+12°	5	WO-747300	conventionnel
	Integra	Métal	18x25	+12°	10	WO-733668	conventionnel
	Integra	Métal	22x28	+12°	10	WO-653106	conventionnel
	Mini-Taurus	Métal	18x25	+12°	10	WO-737133	conventionnel
	Mini-Taurus	Métal	22x28	+12°	10	WO-745211	conventionnel
	Synergy FSC	Métal	18x25	+12°	10	WO-749575	conventionnel
	Synergy FSC	Métal	22x28	+12°	10	WO-737297	conventionnel
3M	Clarity Advanced	Céramique	18x25	+12°	10	2001AAM	conventionnel
	Clarity SL	Céramique	18x25	+12°	10	HM8YY	auto-ligurant
	Smartclip	Métal	18x25	+12°	10	HQ4WT	auto-ligurant
	Victory Low Profile	Métal	18x25	+12°	10	HO7JY	conventionnel
	Victory Series Active SL	Métal	22x28	+12°	10	HR7CN	auto-ligurant
	Victory Twin	Métal	18x25	+14°	10	HP2MZ	conventionnel

Tableau n°4 : Tableau répertoriant les brackets analysés lors de l'étude ainsi que leurs caractéristiques (Tableau non exhaustif, en attente de la réception des brackets des laboratoires AO, GC et Dentaurum)

La mesure sera réalisée premièrement grâce au profilomètre optique Contour GT-K 3D (Brucker Nano Surfaces Division®, Tucson USA). Il permet une analyse via un faisceau laser, qui donne une image numérique très précise.

Une seconde mesure sera effectuée par un microscope optique permettant la mesure en temps réel, sans contact, d'objets en 2D et 3D. Il permet l'analyse d'échantillons de plus de 100mm de long, de plus de 4,5kg, avec une réflectivité de 0.05 à 100%. La résolution latérale peut aller jusqu'à 0.26µm. Ce système permet d'obtenir une vraie photographie du bracket et non une image reconstituée, et permet donc de visualiser l'aspect de la surface de la gorge. Les mesures seront alors analysées à l'aide du logiciel powerful Vision64 ® fourni par le constructeur.

Un test de calibration sera effectué afin de vérifier la reproductibilité des instruments de mesure.

Les brackets seront stabilisés en position verticale sur la lamelle support en utilisant de la cire. La perpendicularité de la gorge sera vérifiée visuellement grâce au microscope.

Chaque bracket sera ensuite mesuré de profil en mésial et en distal.

Lors de l'analyse de l'épaisseur de la gorge, la distance entre les parois des gorges sera mesurée à la base et au sommet. La mesure au niveau de la base sera réalisée à une distance (d1) de 100µm de la paroi de la base du bracket afin de se prémunir du biais causé par les angles arrondis. La mesure au sommet sera effectuée à une distance (d2) de 0.024 pouce de celle de la base.

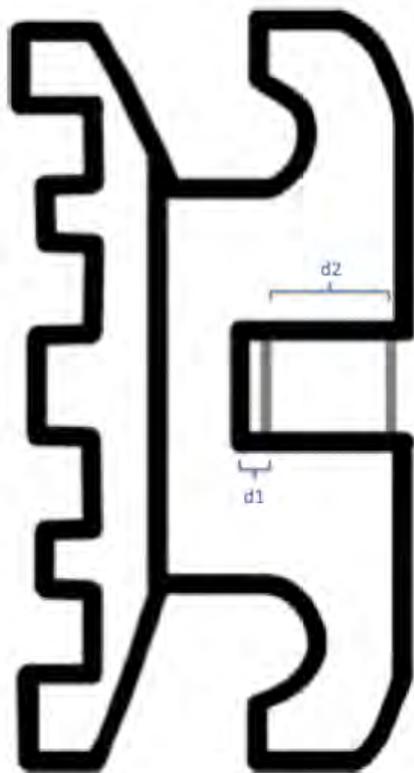


Figure 26 : Distances de mesure de l'épaisseur à la base (d1) et au sommet (d2)

Nous réaliserons également la mesure de la profondeur de la gorge. La distance (d3) sera mesurée sur la médiane des parois de la gorge, en partant de la base de la gorge et en s'arrêtant à l'intersection de la tangente des sommets de parois pour les brackets conventionnels.

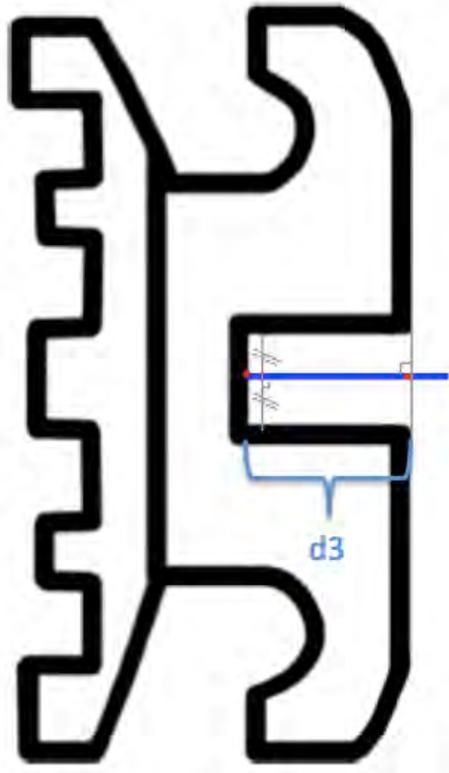


Figure 27 : Distance (d3) correspondant à la mesure de la profondeur de la gorge pour les brackets conventionnels

Pour les brackets auto-ligaturants, la distance (d4) mesurée sera celle la plus courte entre la base de la gorge et le clip de fermeture.

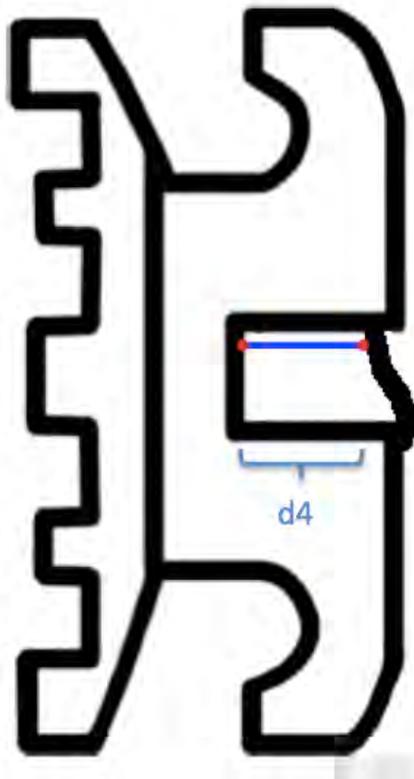


Figure 28 : Distance (d4) correspondant à la mesure de la profondeur de la gorge pour les brackets auto-ligaturants

Chacune des mesures sera reproduite après avoir repositionné le bracket.

L'hypothèse nulle que nous testerons sera qu'il n'existe pas de différence entre les dimensions réelles des gorges et celles indiquées par le fabricant. Nous appliquerons le test statistique de mesure quantitative de Kruskal-Wallis.

Nous chercherons ensuite à savoir si les valeurs obtenues sont comprises dans l'intervalle toléré par la régulation DIN 13971-2.

Nous comparerons les valeurs obtenues sur le profil mésial et en distal entre elles afin de vérifier si les dimensions sont identiques de part et d'autre de la gorge.

Nous comparerons également les mesures à la base et au sommet de la gorge afin d'évaluer une éventuelle convergence ou divergence des parois.

Nous chercherons à évaluer la fidélité de l'information de torque réelle par rapport à la valeur nominale. Nous allons donc vérifier si l'angulation de la gorge des brackets par rapport

à la base du bracket correspond au degré d'inclinaison annoncé par les fabricants. Pour cela, nous mesurerons l'angle entre la base du bracket et les deux parois de la gorge. Cet angle pourrait être perturbé en cas de divergence ou convergence des parois.

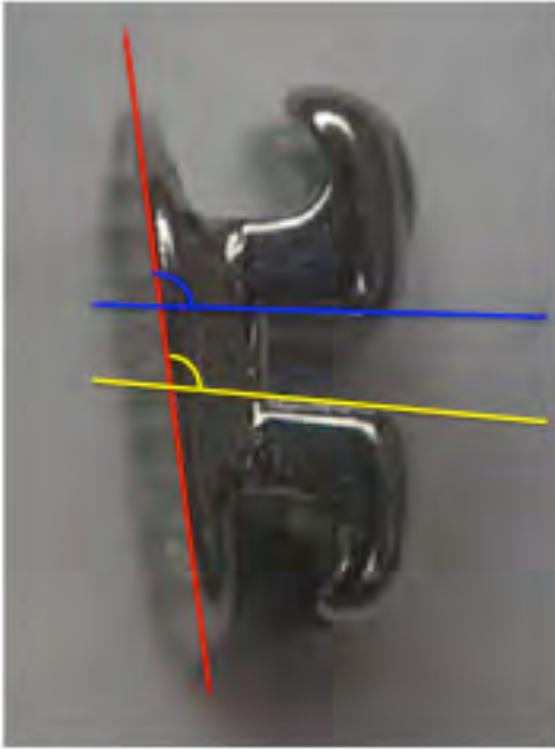


Figure 29 : Mesure de l'angle entre la base du bracket et les parois de la gorge

7. TABLES DES ILLUSTRATIONS :

- Figure 1 : (11) : Mesure de l'angle entre l'incisive centrale maxillaire et le plan horizontal esthétique
- Figure 2 : (11) : Photographie initiale du sujet et les 6 images altérées
- Figure 3 : (12) : Série de photographies présentées aux deux panels de juges
- Figure 4 : A gauche : bracket métallique avec ligature élastomérique. A droite : bracket céramique avec ligature métallique
- Figure 5 : (29) : Courbe du déplacement des gorges de brackets Orthos Twin lors de la mise en charge puis de la mise en décharge. TS : ligatures métalliques ; TC : ligatures élastomériques
- Figure 6 : (29) : Vue de profil du bracket avec l'arc et la ligature métal. Les flèches correspondent aux forces et couples exercés sur l'arc, le bracket et la ligature.
- Figure 7 : (38) : A gauche bracket auto-ligaturant passif et à droite bracket auto-ligaturant actif
- Figure 8 : (46) : Photographie de différents brackets en vue vestibulaire.
- Figure 9 : (49) : Calcul de la valeur (τ) du torque incorporé aux brackets selon l'axe central de la gorge et la perpendiculaire à la base du bracket.
- Figure 10 : (43) : Table de positionnement de l'OMSS, reliée au modèle dont l'incisive centrale droite a été remplacée par le capteur de moment de torque
- Figure 11 : (56) : Utilisation d'un arc Neo-Sentalloy en 0.018x0.025 pouce dès la première phase de traitement
- Figure 12 : Courbe torque/torsion.
- Figure 13 : (49) : Jeu de torque fil/gorge
- Figure 14 : (64) : Dynamomètre Instron 4467
- Figure 15 : (64) : Clé à torque dans laquelle un arc est inséré.
- Figure 16 : (64) : mesure du déplacement de la bande test par rapport au « point zéro »
- Figure 17 : (27) : Force System Identification Machine
- Figure 18 : (27) : Exemple de courbes torque/angle de torsion pour différents brackets en 0.018 pouce, comparées à la droite correspondant au rapport attendu en théorie (en pointillés)

- Figure 19 : (10): Photographie au microscope optique des porosités de surfaces observées sur les gorges de brackets en acier (A), polycarbonate (B) et plastique avec gorge en métal (C)
- Figure 20 : (10): Photographie au microscope optique montrant les angles arrondis d'un bracket métallique (A) et d'un arc (B)
- Figure 21 : (49): Jauge d'épaisseur
- Figure 22 : (49): Micromètre
- Figure 23 : (80) : Représentation géométrique d'une section d'arc, avec γ le jeu ($\gamma = \alpha - \beta$), H la hauteur du bracket, d la distance diagonale entre les centres des cercles formant les angles, h la hauteur de l'arc et w la largeur de l'arc
- Figure 24 : (76): Jauge digitale
- Figure 25 : Distances évaluées lors de la mesure d'un bracket de profil
- Figure 26 : Distances de mesure de l'épaisseur à la base (d1) et au sommet (d2)
- Figure 27 : Distance d3 correspondant à la mesure de la profondeur de la gorge pour les brackets conventionnels
- Figure 28 : Distance d4 correspondant à la mesure de la profondeur de la gorge pour les brackets auto-ligaturants
- Figure 29 : Mesure de l'angle entre la base du bracket et les parois de la gorge

- Tableau n°1 : Tableau comparatif des caractéristiques en torsion de différents arcs acier, TMA et NiTi
- Tableau n°2 : Tableau des jeux théoriques calculés pour différentes combinaisons arc/gorge
- Tableau n°3: Tableau comparatif des valeurs de jeu de torque selon les limites DIN par rapport au jeu idéal
- Tableau n°4 : Tableau répertoriant les brackets analysés lors de l'étude ainsi que leurs caractéristiques

8. BIBLIOGRAPHIE :

1. Van Loenen M, Degrieck J, De Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod.* 2005;27(3):258-62.
2. Miethke RR. Third order tooth movements with straight wire appliances. Influence of vestibular tooth crown morphology in the vertical plane. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie.* 1997;58(4):186-97.
3. Knösel M, Jung K, Gripp-Rudolph L, Attin T, Attin R, Sadat-Khonsari R, et al. Changes in incisor third-order inclination resulting from vertical variation in lingual bracket placement. *Angle Orthod.* 2009;79(4):747-54.
4. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod.* 1972;62(3):296-309.
5. Andrews LF. The diagnostic system: occlusal analysis. *Dent Clin North Am.* 1976;20(4):671-90.
6. Hussels W, Nanda RS. Effect of maxillary incisor angulation and inclination on arch length. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987;91(3):233-9.
7. O'Higgins EA, Kirschen RH, Lee RT. The influence of maxillary incisor inclination on arch length. *Br J Orthod.* 1999;26(2):97-102.
8. Pontes LF, Cecim RL, Machado SM, Normando D. Tooth angulation and dental arch perimeter—the effect of orthodontic bracket prescription. *Eur J Orthod.* 2015;37(4):435-9.
9. Proffit WR, Jr HWF, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics.* Amsterdam: Elsevier Health Sciences; 2014.
10. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;125(3):323-8.

11. Ghaleb N, Bouserhal J, Bassil-Nassif N. Aesthetic evaluation of profile incisor inclination. *Eur J Orthod.* 2011;33(3):228-35.
12. Xu H, Han X, Wang Y, Shu R, Jing Y, Tian Y, et al. Effect of buccolingual inclinations of maxillary canines and premolars on perceived smile attractiveness. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;147(2):182-9.
13. Lacarbonara M, Accivile E, Abed MR, Teresa DM, Monaco A, Marzo G, et al. Variable torque prescription: state of art. *Open Dent J.* 2015;9:60-4.
14. Sondhi A. Smart things to know about the smart clip self-ligating appliance system. *Orthodont Prespect.* 2007;14(2):4-9.
15. Damon D, Keim RG. Dwight Damon, DDS, MSD. *J Clin Orthod.* 2012;46(11):667-78.
16. Kattner PF, Schneider BJ. Comparison of Roth appliance and standard edgewise appliance treatment results. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;103(1):24-32.
17. Uğur T, Yukay F. Normal faciolingual inclinations of tooth crowns compared with treatment groups of standard and pretorqued brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112(1):50-7.
18. 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.* 2013;35(2):236-43.
19. 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.* 2014;85(2):292-7.

20. Morrow JB. The angular variability of the facial surfaces of the human dentition: an evaluation of the morphological assumptions implicit in the various « straight-wire techniques ». Master's thesis. St Louis : St Louis University; 1978.
21. Holt MH. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;99(1):287-93.
22. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982;82(5):361-78.
23. Brauchli LM, Steineck M, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation: a myth? Part 1: torque control. *Angle Orthod.* 2011;82(4):663-9.
24. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jäger A, et al. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(5):638-43.
25. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(1):1-11.
26. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopadie.* 2000;61(4):258-65.
27. Dalstra M, Eriksen H, Bergamini C, Melsen B. Actual versus theoretical torsional play in conventional and self-ligating bracket systems. *J Orthod.* 2015;42(2):103-13.
28. Hirai M, Nakajima A, Kawai N, et al. Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. *Eur J Orthod.* 2012;34(3):374-80.
29. Fakir HA, Carey JP, Melenka GW et al. Investigation into the effects of stainless steel ligature ties on the mechanical characteristics of conventional and self-ligated brackets

subjected to torque. *J Orthod.* 2014;41(3):188–200.

30. Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res.* 2001;4(4):228–34.

31. Čelar A, Schedlberger M, Dörfler P, Bertl M. Systematic review on self-ligating vs. conventional brackets: initial pain, number of visits, treatment time. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopadie.* 2013;74(1):40–51.

32. Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res.* 2006;9(4):193–8.

33. Morina E, Eliades T, Pandis N, Jäger A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod.* 2008;30(3):233–8.

34. Morina E, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical analysis of orthodontic brackets with different closing mechanisms. Berlin : *Biomed Tech.* 2009;54(2):89–97.

35. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Bourauel C. A comparative assessment of the forces and moments generated at the maxillary incisors between conventional and self-ligating brackets using a reverse curve of Spee NiTi archwire. *Aust Orthod J.* 2010;26(2):127–33.

36. Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics. *Angle Orthod.* 2010;80(3):575–84.

37. Katsikogianni EN, Reimann S, Weber A, Karp J, Bourauel C. A comparative experimental investigation of torque capabilities induced by conventional and active, passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 2015;37(4):440–6.

38. Notefile TO. The Orthodontic Notefile [Internet]. The Orthodontic Notefile.

Disponible sur: <https://theorthodonticnotefile.blog/>.

39. Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;133(5):721–8.

40. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, et al. Torque expression of 0.018 and 0.022 inch conventional brackets. *Eur J Orthod*. 2013;35(5):610–4.

41. Husain N, Kumar A. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2011;12(2):91–9.

42. Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, et al. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2009;80(1):201–10.

43. Papageorgiou SN, Sifakakis I, Doulis I et al. Torque efficiency of square and rectangular archwires into 0.018 and 0.022 in. conventional brackets. *Prog Orthod*. 2016;17:5.

44. Epstein MB. Benefits and rationale of differential bracket slot sizes: the use of 0.018-Inch and 0.022-Inch slot sizes within a single bracket system. *Angle Orthod*. 2002;72(1):1–2.

45. Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic bracket manufacturing tolerances and dimensional differences between select self-ligating brackets. *J Dent Biomech*. 2010;2010:781321.

46. Matsui S, Umezaki E, Komazawa D, et al. Evaluation of mechanical properties of esthetic brackets. *J Dent Biomech* [Internet]. 2015;6. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4347952/>.

47. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod*. 2004;26(4):435–41.

48. Möller M, Klocke A, Sadat-Khonsari R, Schlegel V, Kahl-Nieke B. Torque stability of plastic brackets following multiple loading and artificial material aging – an in-vitro

comparison. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 2009;70(5):385.

49. Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod*. 2010;37(4):241–9.

50. Kiourtis. A comparison of the slot dimensions and prescribed torque angles among four brands of ceramic brackets. Thesis. Columbus: The Ohio State University; 1992.

51. Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M. Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2004;74(3):394–9.

52. Streva AM, Cotrim-Ferreira FA, Garib DG, Carvalho PEG. Are torque values of preadjusted brackets precise? *J Appl Oral Sci*. 2011;19(4):313–7.

53. Loreille JP, Flageul F. Choix raisonné d'un fil orthodontique. In : Lejoyeux E, Flageul F, eds. *ODF : Une approche bioprogressive*. Paris : Quintessence International, 1999:178-91.

54. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An Evaluation of slot size in orthodontic brackets—are standards as expected? *Angle Orthod*. 2004;74(4):450–3.

55. Boileau M-J. *Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte. Tome 1: Principes et moyens thérapeutiques*. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson, 2011:130-7.

56. New Application of Superelastic NiTi Rectangular Wire - *Journal of Clinical Orthodontics* [Internet]. Disponible sur: <https://www.jco-online.com/archive/article-view.aspx?year=1990&month=09&articlenum=544>.

57. Vijayalakshmi RD, Nagachandran KS, Kummi P, Jayakumar P. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with timolium and titanium niobium archwires--an in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2009;20(4):448–52.

58. Filleul MP, Bourgoïn G. Comparison of the torsion rigidity of wires currently used in

orthodontics. *Rev Orthop Dento Faciale*. 1985;19(4):537-46.

59. Kusy RP. On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires. *Am J Orthod*. 1983;83(5):374-81.

60. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1989;96(2):100-9.

61. Odegaard J, Meling T, Meling E. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1994;105(4):392-400.

62. Meling TR, Ødegaard J. The effect of cross-sectional dimensional variations of square and rectangular chrome-cobalt archwires on torsion. *Angle Orthod*. 1998;68(3):239-48.

63. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Katsaros C, Bourauel C. Torque efficiency of different archwires in 0.018- and 0.022-inch conventional brackets. *Angle Orthod*. 2013;84(1):149-54.

64. Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G. Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod* [Internet]. 2014;15(1). Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4176837/>.

65. Kuroda S, Watanabe H, Nakajima A, Shimizu N, Tanaka E. Evaluation of torque moment in a novel elastic bendable orthodontic wire. *Dent Mater J*. 2014;33(3):363-7.

66. Jarabak J, Fizzell J. *Technique and treatment with light-wire edgewise appliances*, 2nd ed. St Louis : Mosby;1972:353-79.

67. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*. 1980;77(2):121-32.

68. Meling TR, Odegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(3):310-20.
69. Bolender Y, Vernière A, Rapin C, Filleul M-P. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *Angle Orthod.* 2010;80(6):1100-9.
70. Filleul MP, Jordan L. Torsional properties of Ni-Ti and copper Ni-Ti wires: the effect of temperature on physical properties. *Eur J Orthod.* 1997;19(6):637-46.
71. Eliades T, Eliades G, Brantley WA. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects.* Stuttgart : Thieme. 2001:173-89.
72. Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod.* 1999;33(9):508-10.
73. Rucker BK, Kusy RP. Elastic flexural properties of multistranded stainless steel versus conventional nickel titanium archwires. *Angle Orthod.* 2002;72(4):302-9.
74. Tangri K, Kumar P. A comparison of the accuracy of 0.022 slots at face, base and mesial and distal surface of brackets marketed by different manufacturers. *J Ind Orthod Soc.* 2012;46(3):132-6.
75. Proffit WR, Fields H, Sarver DM. *Contemporary orthodontics.* 4th ed. St Louis : Mosby, 2007.
76. Lombardo L, Arreghini A, Bratti E, Mollica F, Spedicato G, Merlin M, et al. Comparative analysis of real and ideal wire-slot play in square and rectangular archwires. *Angle Orthod.* 2014;85(5):848-58.
77. Sernetz F. Qualität und Normung orthodontischer Produkte aus der Sicht des Herstellers. *Kieferorthio Mittlg.* 1993;7:13-26.

78. Meling E, Odegaard J. Cross-sectional stability of square and rectangular stainless steel wires. *Kieferortho Mittlg.* 1994;8:41-54.
79. Sebanc J, Brantley WA, Pincsak JJ, Conover JP. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1984;86(1):43-51.
80. Meling TR, Ødegaard J, odont D, Seqner D. On bracket slot height: A methodologic study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;113(4):387-93.
81. Bhalla NB, Good SA, McDonald F, Sherriff M, Cash AC. Assessment of slot sizes in self-ligating brackets using electron microscopy. *Aust Orthod J.* 2010;26(1):38-41.
82. Brown P, Wagner W, Choi H. Orthodontic bracket slot dimensions as measured from entire bracket series. *Angle Orthod.* 2015;85(4):678-82.

UNIVERSITE DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Vu le Président du Jury,

PR. B. GIUMELLI



Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,



Y. AMOURIQ

LEFEBVRE (Clémentine). Expression du torque en technique multi-attache vestibulaire.-
95 f. ; ill. ; 82 réf. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2017)

RESUME

Le contrôle de l'information de torque est un défi quotidien lors de nos traitements orthodontiques. L'inclinaison des dents est influencée par diverses variables cliniques et matérielles. Cette thèse a pour objectif de recenser les sources de variations dues au matériel employé lors des traitements par technique multiattache vestibulaire.

La première partie de ce travail consiste en une revue de littérature, étudiant le rôle joué par les caractéristiques des brackets et des fils dans l'expression du torque, ainsi que l'importance du jeu observé entre l'arc et la gorge des brackets.

Elle sera suivie par un protocole de mémoire, mis en place afin d'évaluer la précision dimensionnelle de la gorge de différents brackets disponibles sur le marché français.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Orthopédie dento-faciale

MOTS CLES MESH

Orthodontie – Orthodontics

Brackets orthodontiques – Orthodontic brackets

Fils orthodontiques – Orthodontic wires

Conception d'appareil orthodontique - Orthodontic Appliance Design

Moment de torsion - Torque

JURY

Président : Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseurs : Docteur Fabienne JORDANA

Assesseurs : Docteur Claire-Hélène MAIRE-FROMENT

Directeur : Docteur Stéphane RENAUDIN

ADRESSE DE L'AUTEUR

3 rue de Belsunce, 44100 Nantes

clementinesurbayrole@gmail.com