

Les verrous métalliques

Stéphanie MALINOWSKI^{1*}, Loubna MOUTAABBIB²

¹ 18 rue Édouard Delesalle, appartement 44, 59000 Lille, France

² 34 rue d'Athènes, Résidence Les cyclades, appartement 43, 59777 Euralille, France

1. Dernières évolutions

L'attache orthodontique ou verrou, *bracket* en anglais, est un dispositif fixé à chacune des dents d'une arcade pouvant être collé sur la dent ou soudé sur une bague et servant d'intermédiaire entre la dent à déplacer ou immobiliser, et l'effecteur mécanique que constitue la partie active de l'appareil orthodontique. Survenue avec l'apparition des techniques dites « fixes », l'attache va se diversifier avec la multiplicité des techniques existantes et évoluer de façon conjointe avec chacune d'elles.

Au cours des dernières décennies, on a assisté à de nombreuses évolutions notamment en ce qui concerne la pré-information, le collage direct à l'émail, l'amélioration de l'esthétique, ainsi que l'utilisation de nouveaux alliages métalliques aux propriétés sans cesse améliorées. Aujourd'hui, les dernières évolutions ont pour objectif de diminuer les contraintes de friction, d'améliorer le confort du patient et de diminuer le temps clinique de traitement [1, 2].

L'introduction de brackets miniaturisés répond essentiellement à une demande d'amélioration de l'aspect esthétique. Ces attaches permettent également d'éviter les interférences occlusales et un positionnement facilité sur des couronnes cliniques courtes. Mais en raison de leur taille réduite, ces brackets sont structurellement moins résistants que leur homologue de taille standard [6]. Les attaches étroites produiraient également plus de forces de friction en induisant un mouvement de version plus important.

La friction est par définition une force qui freine le mouvement relatif de deux objets en contact. En

orthodontie, elle est déterminée par la nature de l'attache et de l'arc : le matériau, la qualité de son usinage, le fini de surface, la largeur et la profondeur de la gorge, la distance inter-bracket, la façon de ligaturer. Depuis quelques années, de nombreux verrous ont été modifiés pour diminuer la surface de la gorge en contact avec le fil dans le but de réduire les forces de friction [1, 2].

Dans le descriptif des évolutions concernant les brackets, il est important d'inclure l'introduction de brackets auto-ligaturants actifs ou passifs, système « *low force, low friction* », qui permettent de maintenir des forces constantes pendant l'activation tout en produisant des forces de friction diminuées et un contrôle optimal du mouvement dentaire dans les trois dimensions [8].

Enfin, l'utilisation de brackets linguaux se répand avec la demande croissante des patients adultes et leurs exigences esthétiques.

D'un point de vue des biomatériaux, les matériaux utilisés pour les systèmes auto-ligaturants et linguaux sont souvent les mêmes que ceux des verrous conventionnels, le plus souvent en acier inoxydable, hormis les brackets du système Incognito[®], coulés en or à partir d'un set-up.

2. Matériaux utilisés

2.1. L'acier inoxydable

Le matériau le plus fréquemment utilisé pour la fabrication des brackets métalliques est l'acier inoxydable. Cet alliage a été proposé pour les prothèses dentaires en 1920. Au début, l'acier inoxydable a été conçu pour résister à la corrosion plus qu'aux contraintes mécaniques.

* Auteur pour correspondance :
stephaniemalinowski@msn.com

Il existe de nombreuses variétés d'acier inoxydable. Une des classifications est celle de l'AISI (American Iron and Steel Institute) [6–8].

Les aciers de la série 300 sont tous austénitiques. Ils sont utilisés pour la fabrication de la plupart des attaches. Ils offrent une bonne résistance à la corrosion, à la déformation et à l'écrasement. Leur structure fcc (*face-centered cube*) les rend non ferro-magnétiques. Cette structure est instable à basse température et tend à retourner en phase bcc (*body-centered cube*) (ferritique).

Ces aciers contiennent, en dehors du fer, un certain pourcentage en poids de nickel, chrome, carbone, molybdène, manganèse, cobalt, niobium.

Le chrome lui confère une certaine résistance à la corrosion grâce à la couche de passivation de l'oxyde de chrome.

Le nickel est incorporé pour stabiliser la phase austénitique à température ambiante, afin de diminuer le risque de corrosion.

Le carbone est un élément qui pénètre dans les interstices existant entre les grains d'acier. Le carbone a tendance à se combiner au chrome et il se forme, entre 350 °C et 800 °C, du carbure de chrome. Ce phénomène, appelé sensibilisation, peut apparaître pendant la fabrication de l'alliage, la soudure, la stérilisation. Pour limiter ce phénomène, le carbone a été introduit dans des limites très précises et un autre élément a été ajouté, le molybdène. La résistance à la corrosion serait ainsi augmentée, ainsi que la biocompatibilité, la solidité et la rigidité.

Tous ces alliages contiennent également un certain taux de manganèse, utilisé pour remplacer le nickel et stabiliser l'austénite.

- L'acier 316L (le L fait référence à la plus faible teneur en carbone par rapport à l'acier 316) contient moins de nickel, moins de chrome et moins de carbone que les alliages types 302 et 304 utilisés pour la fabrication des arcs en acier (en poids, 16–18 % de chrome, 10–14 % de nickel, 0,03 % maximum de carbone), avec une faible concentration en molybdène (2–3 %) qui n'est pas présente dans ces derniers. Il contient également un taux de 2 % de manganèse. Bien que l'acier 316L ait de très bonnes performances cliniques, des corrosions de ce matériau ont été observées sous forme de colorations de la couche d'adhésif sous-jacente, dues à la diffusion des produits de corrosion de la base du bracket vers

l'adhésif. L'intérêt clinique *in vivo* de la corrosion des brackets métalliques dérive des conséquences néfastes potentielles concernant le relargage des ions nickel.

- Pour diminuer les risques liés au nickel, on l'a remplacé par une quantité de chrome mélangé au molybdène et au cobalt, ce qui forme des aciers qui ne sont plus austénitiques mais qui ont une double microstructure consistant en une phase austénitique et une phase ferritique (acier 2205).
- Une étude de Matasa qui mesure les valeurs de microdureté de brackets métalliques dans le but d'obtenir des informations sur la résistance mécanique des alliages montre que l'acier 316L a une plus faible dureté que celle de l'acier durci structurellement (acier PH17-4) mais une bien meilleure résistance à la corrosion [6]. Ces derniers, plus résistants, sont utilisés pour la fabrication des brackets miniaturisés permettant, malgré la petite taille de l'attache, de ne pas compromettre ses propriétés mécaniques. Dans ces alliages, on a introduit d'autres métaux, comme le cuivre, le niobium ou l'aluminium, qui sont solubles à des températures plus grandes et qui précipitent en formant des particules microscopiques dans la structure de l'acier. Les obstacles entravent les dislocations et augmentent la résistance de l'acier aux déformations. Malheureusement, ces métaux provoquent en même temps un galvanisme intrinsèque qui provoque une tendance à la corrosion.

2.2. Le Titane [4]

Récemment, l'utilisation de brackets en titane, fabriqués par injection, ouvre de nouveaux horizons. Les propriétés mécaniques sont équivalentes à l'acier, avec une meilleure résistance à la corrosion et une absence de relargage de nickel. La formation d'une fine couche d'oxyde de titane, beaucoup plus stable que celle d'oxyde de chrome des aciers, permet une excellente biocompatibilité et résistance à la corrosion. Le titane est très peu réactif (inertie chimique). Il peut être soudé au laser.

2.3. Les alliages chrome-cobalt

Cet alliage est biocompatible, exempt de nickel. Le bracket est construit en une seule pièce avec base

intégrée marquée au laser. Il ne présente aucune corrosion galvanique. Il est utilisé avec succès depuis de nombreuses années dans le domaine de la prothèse.

3. Conception et utilisation

3.1. Moyens de fixation des attaches orthodontiques [9]

3.1.1. Les bagues scellées avec attachement soudé

Les attaches sont soudées sur des bagues ajustées pour chaque type de dent. Le soudage de l'acier peut se faire :

- par soudage autogène (électriquement),
- par soudure d'acier ou brasure (à base de Mn, Cu, Ni, Ag, Zn),
- par soudage électrique avec soudure d'acier incorporé,
- par soudage au laser.

3.1.2. Les attaches collées

Les bases sont équipées de rétentions particulières qui peuvent être mécaniques ou chimiques – ou une combinaison des deux systèmes – et qui peuvent différer selon les fabricants :

- La majorité des bases est brasée. Celles-ci sont équipées d'un treillis exempt de soudure. C'est la maille qui permet l'accrochage de l'adhésif.
- La rétentio n peut être également obtenue par photo-mordançage qui crée des milliers de rétentions microscopiques.
- Certains systèmes sont constitués d'encoche s et cannelures sur la face interne de l'attache, le bracket et la base formant un seul bloc d'acier.
- Certains brackets ont une base munie d'un treillis laminé silanisé qui augmente la résistance du collage par action mécanique et chimique.
- Certaines bases sont travaillées au laser. La rétentio n uniforme optimisée grâce au travail au laser de la structure de la base du bracket lui confère une adhérence idéale, avec une meilleure adhérence colle-bracket. La mouillabilité à la colle s'en trouve améliorée. La zone de rupture lors de la dépose de l'attache se situe alors à l'interface colle-émail et non à l'interface colle-bracket.
- Certains fabricants proposent des brackets à base décalée. Elles sont fixées au bracket par brasure avec un alliage précieux à base d'or.

3.2. Modes de fabrication

Les attaches sont soit en métal taillé, soit en métal coulé, soit moulées par injection.

- L'usinage des aciers est difficile et coûteux, surtout si l'alliage possède une dureté élevée [7].
- L'inconvénient des brackets coulés ou injectés est qu'ils sont moins résistants. La gorge est moins précise et moins polie, ce qui semble augmenter la friction. Les rétentions de la base sont moins efficaces qu'avec une grille rapportée, ce qui diminue la résistance du collage [7].
- Le moulage par injection (*Metal Injection Molding*) mélange la poudre d'acier inoxydable à des plastiques, des lubrifiants et des solvants pour donner une pâte qui peut être injectée dans des moules. Les échantillons obtenus sont chauffés pour éliminer tout composant volatil e. Dans une seconde étape, la température est montée juste en dessous du point de fusion de l'acier pour obtenir une recohésion des grains [7]. Ces brackets en acier inoxydable fritté ont été préconisés dans la spécialité comme une alternative aux brackets coulés ou usinés traditionnels. On obtient ainsi des brackets mieux finis, par rapport à l'ancienne méthode de coulée qui laissait des brackets à angles vifs, à surfaces inégales et rugueuses, particulièrement dans la gorge. Selon Vaughan, ces brackets frittés produiraient un frottement significativement moins élevé que les brackets coulés.
- CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) [5] : les brackets linguaux de type Incognito® sont fabriqués à partir d'une empreinte de haute précision, et de la numérisation du set-up matérialisant les objectifs de traitement. Les brackets sont totalement conçus grâce à un logiciel spécifique. Les maquettes des attaches sont ensuite élaborées en cire, et sont ensuite coulées en or par fonderie à cire perdue.

3.3. Dépose de l'attache

La dépose se fait par un pincement des ailettes à l'aide d'une pince à décoller les boîtiers, ce qui permet d'obtenir une rupture au niveau de l'interface colle-bracket. L'attache se plie sur sa base et se détache de la colle [3]. Avec certains brackets à base travaillée au laser, la zone de rupture se situe au niveau de l'interface colle-émail [10].

Bibliographie

- [1] Amoric M. Quels brackets pour demain ? Rev Orthop Dento Faciale 2003;37:395–406.
- [2] Amoric M. Solutions innovatrices en matière de glissement. Rev Orthop Dento Faciale 1993;27:369–376.
- [3] Bennett CG, Shen C, Waldron JH. The effect of debonding on enamel surface. J Clin Orthod 1984;18:330–334.
- [4] Deguchi T, Ito M, Obata A, Koh Y, Yamagishi T, Oshida Y. Trial production of titanium orthodontic brackets fabricated by metal injection molding (MIM) with sintering. J Dent Res 2000;75:1491–1496.
- [5] Fauquet-Roure C, Simon JJ, Wiechmann D, Garcia R. Vers une orthodontie linguale individualisée. Rev Orthop Dento Faciale 2005;39:237–255.
- [6] Matasa CG. Résistance du métal de brackets métalliques à coller. Am J Orthod Dent Orthop (Ed. française) 1998;4:146–150.
- [7] Matasa CG. Tendances dans les biomatériaux orthodontiques : métaux et céramiques. Orthod Fr 2000;71:335–341.
- [8] Matasa CG. Biomaterials in orthodontics. In: Orthodontics, current principals and techniques. Mosby, 2000:305–338.
- [9] Sergeant-Lhotte V. Lattache orthodontique en thérapeutique fixe. Mémoire CECSMO, Lille, 1998.
- [10] Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. Am J Orthod Dent Orthop 2002;122:260–265.