

Les fils et les arcs

Kesavan VEERASAMY^{1*}, Hugues LAWNICZAK²

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

² 11 et 9 rue Salengro, 59260 Hellemes, France

L'utilisation des fils est directement liée à la technique pratiquée.

L'Edgewise classique d'Angle appréciait les fils d'or alors que Tweed et Merriehew préféraient les fils d'acier. La technique que préconisait Begg a vu l'essor du fil australien de Wilcock. La méthode Bio-progressive a popularisé les fils Elgiloy[®]. Burstone, quant à lui, utilise le TMA[®] (*Titane Molybdène Alloy*) pour son orthodontie à module variable [2].

L'essor du *Straight-Wire Appliance* dans les années soixante-dix a donné une plus grande importance à l'attache au sein du dispositif. L'introduction des informations des trois ordres dans les verrous permet l'utilisation d'un arc plan ou bien d'un arc destiné à retrouver une forme plane, comme c'est le cas pour les fils à mémoire de forme. La technique permet une mécanique de glissement et nécessite un minimum de friction entre les interfaces fil-boîtiers-ligatures.

Andreasen, en 1972, introduit un fil à base de nickel-titane au sein des appareils orthodontiques et son utilisation se prête bien à la technique d'Andrews pour les premières phases d'alignement et de nivellement. Le Nitinol[®] fut inventé au préalable par Buehler en 1960, chercheur en métallurgie du *Naval Ordnance Laboratory*. Celui-ci allait apporter, sans le savoir, une grande évolution à la pratique orthodontique, voire une révolution. L'orthodontie a adapté les propriétés mécaniques de superélasticité de ces fils aux connaissances sur le déplacement dentaire suite aux travaux de Reitan puis de Baron, afin de mettre en place des systèmes délivrant des forces douces et continues, et donc des forces les plus physiologiques possibles.

Ces fils représentent donc le fruit d'un progrès commun de la métallurgie, de la métallotechnie et

de l'orthodontie. Ces recherches communes ont permis également l'introduction d'autres alliages dits « à mémoire de forme », et l'arrivée au sein de la pratique de nouveaux fils non métalliques à base de polymères, à vocation esthétique (voir Chap. 1C, p. 79 Les fils en alliages composites).

Quels que soient la technique employée et les fils utilisés par l'orthodontiste, la connaissance de la réponse histologique et la biomécanique du mouvement dentaire sont des notions élémentaires à maîtriser afin de mettre en place un système orthodontique le plus biologique possible. L'ensemble des propriétés mécaniques intrinsèques et extrinsèques ainsi que la composition des différents fils sont des éléments à prendre en considération avant son introduction en bouche.

D'autre part, ces artifices sont destinés à rester au contact du milieu buccal pour un temps plus ou moins long. Il est donc important pour le thérapeute de connaître les différentes interactions entre le tissu vivant et tous les composants de l'appareil. Ceux-ci se doivent d'avoir comme premières propriétés d'être biocompatibles et d'être stables dans l'environnement buccal.

La biocompatibilité inclut la résistance à la corrosion et la tolérance des tissus à tous les éléments métalliques ou polymères.

La stabilité correspond à la capacité de l'objet introduit en milieu buccal à conserver ses propriétés.

Les travaux concernant les fils se font de nos jours dans trois directions principales :

- l'amélioration des états de surface pour la diminution des phénomènes de friction,
- la recherche pour améliorer l'esthétique des fils,
- la biocompatibilité des fils et les phénomènes de corrosion.

* Auteur pour correspondance :
KesavanVeeramy@msn.com

1. Le choix du fil en orthodontie

Les forces utilisées en orthodontie trouvent leur source dans les déformations élastiques des arcs qui emmagasinent de l'énergie mécanique pendant la charge et qui la restituent à la décharge. Les arcs orthodontiques bénéficient des propriétés des différents alliages qui les composent [3].

L'orthodontiste travaille en milieu buccal et à toute mécanique qu'il met en place correspond une réponse biologique. L'utilisation de fils orthodontiques, en amont, provoque, de par le jeu du couple fil/verrous, une réponse cellulaire et tissulaire en aval, accompagnée d'un déplacement dentaire.

La force délivrée par le système mis en place devra être suffisamment forte pour la mobilisation du pool cellulaire responsable du remodelage osseux à la base du déplacement dentaire, et suffisamment faible pour éviter tout ralentissement du phénomène (formation d'une zone hyaline).

Le choix du fil en fonction du stade du traitement est primordial. Dans ce choix de l'arc à utiliser, l'orthodontiste dispose d'une panoplie de fils pour mettre en place son système. Il est important pour le praticien de connaître leurs propriétés mécaniques afin de bénéficier des avantages de chacun.

Il est évident qu'aujourd'hui il n'existe pas d'arc orthodontique idéal, mais il existe par contre des indications de fils opportunes selon le stade du traitement.

En effet, à chaque phase du traitement correspond des arcs avec des propriétés mécaniques particulières. En début de traitement, les premiers arcs orthodontiques doivent être suffisamment élastiques pour garantir le déplacement dentaire (phase de nivellement et d'alignement). Par la suite, les arcs doivent être suffisamment rigides pour assurer la stabilité du dispositif (recul canin, rétraction du bloc incisivo-canin, traction intermaxillaire).

L'introduction des arcs à mémoire de forme (AMF) permet maintenant, grâce à un même arc, de garantir à la fois une rigidité et une élasticité selon la contrainte appliquée au fil.

Dans les zones d'ancrage, le fil est très peu déformé pour être inséré dans les verrous alors que dans les zones de déplacement dentaire le fil sera plus contraint.

Ces arcs à mémoire de forme, composés d'alliage à base de nickel et de titane, possèdent un module

d'élasticité variable selon la contrainte imposée au fil [6].

Ces auteurs parlent de « pseudo-module », car les AMF ne possèdent pas un module d'élasticité fixe mais un module qui varie en fonction de la contrainte du fil.

D'autre part, en fonction de la philosophie et de la technique préconisée par chacun, le choix du fil se fera selon la capacité de l'arc à être formé (réalisations de boucles et forme d'arcade). Il se fera aussi selon le besoin de soudure ou de brasure, et selon sa résistance à la fracture.

L'introduction, en milieu buccal, d'éléments orthodontiques engage la responsabilité du praticien. Ce dernier a un devoir de sécurité et d'information du patient sur les risques éventuels, même rares. La notion de biocompatibilité, le risque de relarguage d'ions métalliques et d'éventuelles allergies peuvent de nos jours orienter ou modifier le choix de l'arc orthodontique à utiliser. Certains fils dépourvus de nickel pourront être préférés, comme les arcs en TMA®.

Enfin, le dernier critère à prendre en compte dans le choix du fil à utiliser est relatif au coût de revient du fil.

2. Les principaux alliages utilisés

2.1. Les alliages à base d'or

D'un point de vue historique, les alliages à base d'or furent les premiers à être utilisés malgré leur coût élevé. Les alliages d'or étaient utilisés dans la pratique de l'Edgewise préconisé par son concepteur Angle.

Ils sont composés d'or, de cuivre, d'argent, de palladium et de platine.

Ces fils à base d'or possèdent un module d'élasticité plus bas que celui de l'acier, soit de l'ordre de 100 GPa et les forces restituées à la décharge sont donc inférieures [1].

Les fils peuvent être soudés ou brasés, ils sont très souples et faciles à façonner.

Ces alliages nobles sont très résistants à la corrosion. Ils peuvent par contre favoriser, avec la présence de l'électrolyte salivaire, des phénomènes d'oxydoréduction et de corrosion galvanique dans les cas où d'autres alliages non nobles sont présents en bouche (amalgames ou couronnes dentaires en alliage non noble).

2.2. L'acier inoxydable

Les alliages nobles furent par la suite supplantés dans les années quarante par l'acier inoxydable, moins coûteux et utilisé dans la technique de Tweed et Merrifield.

Actuellement, il reste aujourd'hui très populaire et très utilisé. Il est caractérisé par une bonne malléabilité et est très facile à façonner.

Le module d'élasticité demeure élevé (160 à 180 GPa) et le fil délivre des forces lourdes pour une faible activation [1].

Les arcs en acier inoxydable peuvent être soudés ou brasés pour la confection des dispositifs orthodontiques. Les fils d'acier utilisés en orthodontie sont du type 18-8 en phase austénitique, signifiant qu'ils contiennent approximativement 18 % de chrome et 8 % de nickel.

Ces alliages sont constitués de fer, de chrome, de nickel, et de moins de 2 % de carbone.

Le chrome est l'élément qui, allié au fer et au nickel, est responsable de la formation d'un composé de surface oxydé recouvrant l'alliage et qui prévient toute diffusion de l'oxygène dans les couches internes, bloquant ainsi le phénomène de corrosion.

Le nickel est l'élément qui favorise la formation de structure homogène de type austénitique, responsable de la bonne résistance électrochimique de l'alliage et des caractéristiques mécaniques élevées.

Le traitement thermique des arcs orthodontiques à une température supérieure à 650 °C doit être évité, car ce traitement entraîne une altération de la couche passive d'oxydation protectrice et une précipitation de carbure de chrome. L'arc devient alors plus susceptible à la corrosion intergranulaire.

La réalisation de brasures doit se faire rapidement avec utilisation de flux et doit être préféré aux soudures électriques. Celles-ci entraînent, en effet, un changement de la microstructure aux points de soudures qui peut fragiliser le fil et occasionner des fractures.

Les fils en acier inoxydable peuvent se présenter en section ronde ou rectangulaire sous formes monobrins ou multibrins.

L'acier inoxydable monobrin possède un faible coefficient de friction, c'est-à-dire qu'il n'oppose que de faibles forces de frottement au déplacement dentaire.

Il reste le fil le plus populaire dans les techniques de glissement et lors des phases de rétractions

incisivo-canines. Il permet la réalisation de chartes individualisées.

Les fils multibrins peuvent se présenter sous forme torsadée à section ronde ou rectangulaire, torsadée autour d'un fil coaxial ou bien tressée.

Ces fils ont un rapport charge/flexion faible et sont préconisés dans les phases d'alignement et de nivellement. Ils possèdent par contre des forces de friction plus importantes étant donné leur état de surface plus rugueux et irrégulier.

2.3. L'Elgiloy®

C'est un alliage composé principalement de cobalt, de chrome et de nickel qui fut développé par la *Elgin Watch Company* dans les années cinquante. Cet alliage était au départ utilisé dans le milieu de l'horlogerie pour les ressorts de montre et mis au point par Haynes en 1895. Au départ, cet alliage ne contenait pas de nickel et était connu sous le nom de « stellite ».

En orthodontie, l'Elgiloy® contient 40 % de cobalt, 20 % de chrome, 15 % de nickel, 16 % de fer, 7 % de molybdène, 2 % de manganèse, 0,15 % de carbone, 0,04 % de béryllium [1].

Cet alliage, comme l'acier inoxydable, résiste bien à la corrosion grâce à la formation de la couche d'oxydation passive réalisée par le chrome. D'autre part, l'Elgiloy® est très malléable et permet la réalisation de boucles multiples dans la technique Bio-progressive de Ricketts.

L'alliage se présente sous quatre types différents selon sa résilience, différenciés par quatre couleurs différentes.

Selon les manufacturiers, les quatre types d'Elgiloy® possèdent tous la même composition, mais leurs propriétés mécaniques diffèrent selon le mode d'usinage des fils.

L'Elgiloy® bleu, qui est le plus populaire, est peu résilient, recommandé pour les pliages importants ou pour les soudures ; l'Elgiloy® jaune est plus résilient ; l'Elgiloy® vert est semi-résilient et l'Elgiloy® rouge est résilient et fragile.

L'Elgiloy® bleu possède une limite élastique plus basse que celle de l'acier (830 à 1000 MPa), mais à peu près le même module d'élasticité en flexion (160 à 190 GPa) [1].

Le traitement thermique permet, par contre, d'augmenter la limite élastique et d'augmenter la

résilience jusqu'à une valeur proche de celle de l'acier inoxydable.

L'Elgiloy® possède une proportion de nickel double de celle de l'acier inoxydable, ce qui pourrait, pour certains orthodontistes, poser des problèmes de biocompatibilité.

2.4. Le fil « australien »

Ce fil fut mis au point par Arthur Wilcock dans les années cinquante pour une utilisation préconisée dans la technique de Begg (*light wire technique*).

C'est un fil en acier austénitique dont la composition exacte et l'usinage restent à ce jour assez secrets.

Il est principalement composé de 71 % de fer, 18 % de chrome, 9 % de nickel, 1 % de manganèse, et moins de 1 % de molybdène, de silicium et de carbone.

Le fil possède une grande résistance à la rupture, un module d'élasticité en traction proche de celui de l'acier (165 à 183 GPa), et une limite élastique un peu plus grande (1,44 à 1,72 GPa). C'est donc un fil très résilient et moins malléable que l'acier. Les pliages doivent être réalisés avec des angles adoucis pour éviter toutes fractures.

2.5. Le TMA®

Cet alliage a été conçu et mis sur le marché orthodontique dans les années quatre-vingt par Burstone *et al.* [2] et Goldberg en collaboration avec l'*Institute of Materials Science du Connecticut*.

Pour Burstone : « Le fil bêta-titanium possède un équilibre unique de rigidité faible, de flexion maximale élevée, de malléabilité certaine avec une faible rigidité, le rendant particulièrement fiable dans un grand nombre de modalités de traitement. »

Il représente un bon compromis entre les fils superélastiques et les fils d'acier ou les fils Elgiloy® plus rigides. Il permet une déformation plus grande que l'acier et restitue une force plus douce et plus continue.

Le module d'élasticité du TMA® est le double de celui des fils Nitinol® et représente 40 % de celui de l'acier, de l'ordre de 62 à 69 GPa. La limite élastique en flexion se situe entre 690 à 970 MPa [1]. Il est composé de 77,8 % de titane, 11,3 % de molybdène, 6,6 % de zirconium et 4,3 % de manganèse.

On remarque que le TMA®, contrairement aux autres alliages les plus courants, ne contient pas de

nickel, ce qui représente un très grand avantage de biocompatibilité.

La présence de titane hautement réactif permet la formation avec l'oxygène d'une couche passive d'oxydation (TiO₂), ce qui garantit une excellente résistance à la corrosion.

La présence de Zirconium et de traces de zinc augmentent la dureté et la résistance de l'alliage à la fracture.

L'alliage en TMA® peut être soudé à lui-même par soudure électrique sans pour autant fragiliser le fil, au contraire de l'acier. Il permet donc la construction de dispositifs plus complexes et permet, dans la technique de Burstone, de réunir les différents segments entre eux.

L'alliage possède une très grande malléabilité mais, comme le fil australien, il est conseillé de plier le TMA® selon les angles les moins aigus possibles. Il permet la réalisation de chartes individualisées, et d'incorporer les informations des trois ordres.

Il est indiqué plutôt dans les phases de finition. Les arcs TMA® étaient surtout préconisés dans la technique de Burstone ; aujourd'hui, ceux-ci sont très utilisés dans les techniques linguales également pour les phases de finition. Ces arcs permettent également l'incorporation de boucles actives utilisées pour les rétractions incisivo-canines (mécaniques à boucles).

Ils permettent par contre une mécanique de glissement limité à de petits déplacements étant donné les forces de frottement engendrées, plus importantes que celles de l'acier. Le microscope électronique révèle un état de surface assez rugueux responsable de l'augmentation du coefficient de friction de cet alliage. L'implantation d'ions d'azote à la surface de l'alliage permet la réalisation de TMA® dit de « *low friction* » qui, selon Mendes et Rossouw [8], et Kusy [7], réduirait les forces de frottement de 50 % atteignant ainsi celles des aciers inoxydables.

2.6. Les alliages de nickel-titane

Les alliages nickel-titane (Ni-Ti) utilisables en orthodontie possèdent des propriétés pseudo-élastiques particulièrement adaptées à certains types de déplacements dentaires. S'il existe à l'heure actuelle une grande variété d'arcs Ni-Ti, leurs qualités et leurs propriétés ne sont pas toujours identiques. En effet, les propriétés de superélasticité et

de mémoire de forme ne seront exploitables que si les procédés de fabrication de ces matériaux respectent un certain cahier des charges. Comme le soulignent Jordan, Filleul et Portier [6], l'exploitation de ces propriétés dépend étroitement de l'ajustement des températures de transformation de phases (austénite/martensite) aux températures ambiante et buccale, et dépend donc de la composition et du traitement thermo-mécanique choisi par le fabricant. La maîtrise des procédés métallo-techniques explique en partie l'évolution des propriétés offertes par les différents alliages Ni-Ti proposés aux orthodontistes depuis les premiers arcs Ni-Ti, commercialisés en 1972 sous le nom générique de Nitinol® (américain). En 1985, un Ni-Ti est développé en Chine. Puis, en 1986, un Ni-Ti Japonais offrant les propriétés de superélasticité et de mémoire de forme est commercialisé. Par la suite, d'autres Ni-Ti sont arrivés sur le marché notamment des alliages nickel-titane-cuivre en 1994.

Les alliages type nickel-titane présentent ainsi des propriétés pseudo-élastiques liées à l'existence d'une transformation de phases à l'état solide : la transformation martensitique. Cette transformation s'effectue entre des températures dites « basses » et « hautes », sans diffusion, d'une manière quasi-instantanée et sans modification de la composition chimique de l'alliage. Elle amène à un changement structural displacif par déplacement coopératif des atomes sur de très faibles distances. Ces alliages possèdent donc au moins deux états structuraux, l'un de haute température appelé austénite et l'autre de basse température appelé martensite, les deux phases considérées appartenant à deux systèmes cristallins distincts.

La transformation de phase induit des contraintes internes lors de la formation de domaines martensitiques au sein de l'austénite. Ces contraintes amènent à l'organisation de groupements auto-accommodés, appelés « variantes », qui visent à minimiser la déformation globale induite. En l'absence de contraintes externes, ces variantes sont équiprobables et leur distribution permet au matériau transformé de conserver sa forme initiale. La formation de la martensite n'entraîne donc que des déformations élastiques réversibles. La caractéristique de cette transformation martensitique est de posséder un caractère thermo-élastique : la croissance des domaines de martensite est contrôlée par l'évolution de la température.

À température constante dans le domaine biphasé, les interfaces martensite/austénite sont immobiles ; une modification de la température dans un sens ou dans l'autre fait déplacer ces interfaces au profit de l'une ou l'autre structure. Selon Jordan, une transformation supplémentaire peut se produire avec apparition d'une autre phase, appelée phase-R entre austénite et martensite. Elle possède des propriétés comparables à la martensite (mémoire de forme et superélasticité) ; la transformation austénite/phase-R est également de type martensitique. La transformation martensitique est caractérisée par quatre températures :

- La transformation commence au refroidissement à la température M_s (*martensite start*), température en dessous de laquelle la martensite apparaît spontanément et devient complète à la température M_f (*martensite finish*) ; entre ces deux températures, il y a coexistence des deux phases.
- Au chauffage, la transformation inverse débute à la température A_s (*austénite start*), température au dessus de laquelle l'austénite apparaît spontanément et se termine à A_f (*austénite finish*), qui est plus élevée que M_s .

L'écart de température entre les transformations au refroidissement et au chauffage constitue l'hystérésis (M_f-A_s). Au final, la possibilité d'exploiter les propriétés de mémoire de forme et de superélasticité en clinique orthodontique, dépend de l'ajustement des températures de transformation de phases vis-à-vis des températures buccales et donc, elle dépend de la composition et du traitement thermo-mécanique choisis par le fabricant.

Toute la difficulté métallo-technique réside donc dans la stabilisation des températures de transformation dans une fourchette de température compatible avec les températures ambiante et buccale. Ces difficultés expliquent, en partie, l'évolution des matériaux à base de nickel-titane proposés depuis le Nitinol® américain (n'offrant pas de propriété de superélasticité ni de mémoire de forme), jusqu'aux alliages actuels (Bioforce™, Neosentalloy®...) offrant ces caractéristiques.

Le Nitinol®

Historiquement, on retrouve le Nitinol® (Nickel, Titane, Naval Ordnance Laboratory), inventé par Buehler en 1960. Composé principalement de nickel (52 %), et de titane (45 %), l'adjonction de

cobalt à l'alliage permet de moduler la température de transition, donc d'optimiser les propriétés mécaniques. Cependant, le Nitinol® n'offre pas les caractéristiques de superélasticité et de mémoire de forme. Il restitue, à la décharge, des forces faibles mais travaille dans un domaine de déformation élastique et non pseudo-élastique comme le font les arcs Ni-Ti les plus récents.

Son module d'élasticité très faible (38 à 55 GPa en flexion) lui permet de supporter de grandes flexions élastiques. Le rapport charge-flexion du Nitinol® est environ 0,5 fois celui de l'acier, donc il peut produire une force plus faible, plus constante et plus continue que l'acier à section équivalente. Il a un effet détente très important de 65 % de redressement après décharge, ce qui lui confère un comportement très élastique.

Le Nitinol® offre un avantage certain vis-à-vis de l'acier lors des phases de nivellement et d'alignement, de correction des rotations. Il a une faible malléabilité, l'incorporation de courbures de premier et deuxième ordre doit se faire en sur-déformation pour obtenir la déformation permanente désirée. Ces courbures sont des sources potentielles de fractures et perturbent la couche de passivation. Il présente un état de surface moins lisse que l'acier, ce qui augmente les forces de frottements. Enfin, le Nitinol® ne peut pas être soudé.

Le Nitinol® chinois

C'est un alliage de Ni-Ti mis au point par l'équipe du Docteur Tien Hua Cheng, à l'institut de recherche générale des métaux non ferreux de Pékin. Par rapport au Nitinol® américain, il a subi un faible écrouissage et sa phase mère est austénitique, il possède une température de transition plus basse que le Nitinol®.

Le Ni-Ti chinois présente une élasticité plus importante que le Nitinol®. Une étude de Burstone, *et al.*, en 1985 [2] comparant l'effet détente entre Nitinol®, Ni-Ti chinois et acier par activation en flexion à 80°, montre que le Ni-Ti chinois est 1,4 fois plus élastique que le Nitinol® et 4,6 fois que l'acier. Le Ni-Ti chinois, lors de sa désactivation, montre d'abord une chute importante, puis une longue désactivation pendant laquelle l'intensité du moment reste relativement constante. Ses indications d'utilisation clinique et inconvénients se superposent à celles décrites pour le Nitinol®.

Les Ni-Ti à mémoire de forme et superélastiques

Les alliages Ni-Ti à mémoire de forme offrent des propriétés pseudo-élastiques étonnantes : la superélasticité et la mémoire de forme. Ainsi, dans une certaine gamme de température, ils peuvent subir une déformation *apparemment* plastique puis retrouver intégralement leur forme initiale par simple réchauffage. En effet, la transformation martensitique précédemment décrite peut également être induite par l'application d'une contrainte. Comme le soulignent Jordan, *et al.* [6], il est important de comprendre que, pour des transformations martensitiques de ce type, il ne faut plus raisonner en terme de module d'élasticité car celui-ci n'est plus constant. Chaque état structural possède son propre module d'élasticité, celui de la phase R est nettement inférieur à celui de la martensite, qui est lui-même inférieur à celui de l'austénite. L'intérêt de ces deux propriétés, superélasticité et mémoire de forme, se manifeste lors des étapes de désactivation des fils où les forces restituées seront légères et quasi constantes.

Les travaux de Jordan, *et al.* [6] en calorimétrie différentielle à balayage permettent de connaître exactement les domaines de température de transition de phase et donc de connaître les propriétés associées à l'alliage étudié.

Le Copper Ni-Ti®

C'est un alliage quaternaire (nickel, titane, cuivre, chrome) présentant les propriétés de superélasticité et de mémoire de forme. Il est présenté sous trois formes différentes en fonction de la température de transformation, et pour trois niveaux de force distincts. Par rapport au Ni-Ti classique, le Copper Ni-Ti® délivre une force constante sur une plus grande étendue d'activation. Il est aussi plus résistant à la déformation permanente et présente un meilleur effet détente.

L'addition de cuivre, le procédé de fabrication ainsi que le traitement thermique rendent possible la réalisation de quatre fils Copper Ni-Ti® différents avec des températures de transformation précises et constantes de 15 °C, 27 °C, 35 °C, 40 °C, délivrant ainsi des niveaux de forces différents. Le clinicien peut ainsi choisir l'arc à utiliser en fonction du cas à traiter.

- Le Copper Ni-Ti[®] de type I, présentant une température de transformation Af de 15 °C n'a que peu d'indications cliniques.
- Le type II (Af 27 °C) est celui qui génère les forces les plus élevées.
- Le type III (Af 35 °C) génère des forces plus légères et constantes. C'est le plus utilisé.
- Le type IV (Af 40 °C) délivre des forces intermittentes et est recommandé pour des patients sensibles à la douleur, présentant un état parodontal compromis.

Ces alliages ont donc été conçus pour travailler à des niveaux de forces distincts. Ce type de fil permet une conservation du niveau de force pendant une longue période lors de sa désactivation. Le déplacement dentaire est plus régulier car l'arc est actif plus longtemps tout en restant dans une zone de force optimale. L'avantage de tels arcs est, selon certains auteurs, de permettre l'insertion d'arcs rectangulaires de grande section dès les premières phases de nivellement, afin d'optimiser la gestion du torque, sans provoquer l'inconfort du patient.

Le Ni-Ti japonais

En 1978, Miura et Mogi [9], avec le soutien de la *Furukawa Electric Corporation*, développe un alliage Ni-Ti à mémoire de forme, exploitable dans les conditions de température buccale, connu sous le nom d'alliage Ni-Ti japonais. Il est actuellement commercialisé sous les noms de Bioforce[™], Sentalloy[™], et Neosentalloy[®].

Ce fil se caractérise par sa superélasticité, son effet mémoire de forme, sa possibilité d'éducation, et enfin par son excellent effet détente. Ce type de fil permet une conservation du niveau de force pendant une longue période lors de sa désactivation. Le module d'élasticité en phase austénitique est de 80 GPa et de 30 GPa en phase martensitique.

La superélasticité correspond à la récupération complète de la forme initiale après cessation de la contrainte, bien que celle-ci ait atteint un niveau supérieur à la limite d'élasticité de l'austénite. La contrainte est donc appliquée sur un matériau complètement austénitique.

L'observation de la courbe de charge (Fig. 1) laisse supposer qu'une déformation plastique a été induite dans l'échantillon. Lors de l'application de la contrainte, on observe d'abord la déformation

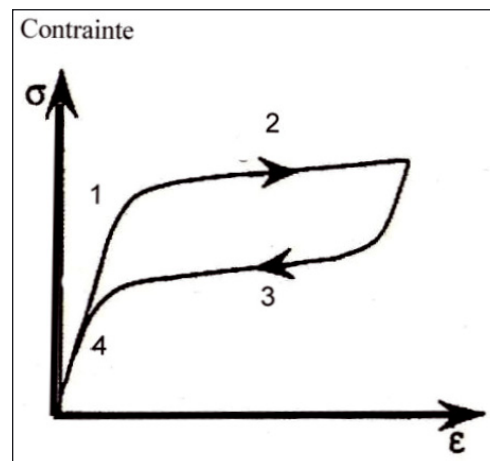


Figure 1

La superélasticité (d'après Jordan, *et al.* [6]).

élastique de l'austénite (1), puis il y a formation de martensite induite sous contrainte au niveau d'un premier plateau (2). Lorsque la contrainte cesse, la martensite n'étant pas stable dans ce domaine de température, un retour à l'état austénitique par transformation inverse est observé via un second plateau (3), puis la déformation élastique de l'austénite (4) est récupérée avant de retrouver l'état initial.

Il n'y a donc pas de déformation plastique du matériau. Lorsque l'échantillon est déformé, les plaquettes de martensite orientées selon le sens de la contrainte appliquée, se développent au détriment des autres. En transformation de phase inverse, toutes ces plaquettes retournent à l'austénite et la forme initiale est retrouvée. Dans le cas de l'exploitation de la mémoire de forme, le matériau initialement austénitique possède une forme donnée. Il est totalement rendu martensitique par refroidissement à une température inférieure à M_f . La forme reste macroscopiquement inchangée. Une contrainte est alors appliquée et l'échantillon prend une autre forme (Fig. 2) : il y a déformation élastique martensite (1), puis réorientation des plaquettes de martensite au niveau du premier plateau (2) ; les plaquettes de martensite, associées à une déformation, orientées dans la direction de la contrainte, croissent aux dépens des autres. Cet état martensitique se maintient lorsque la contrainte cesse, puisque la martensite est stable à cette température et une déformation subsiste (E_r). En réchauffant le matériau au-delà de A_f , la transformation inverse (martensite – austénite) se produit et l'échantillon retrouve sa forme initiale (3).

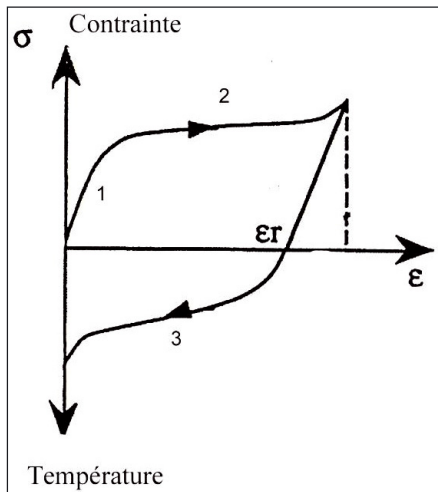


Figure 2

L'effet mémoire de forme (d'après Jordan, *et al.* [6]).

La même propriété existe lors de la transformation de l'austénite en phase R.

Au final, l'exploitation de la superélasticité et de la mémoire de forme dépend étroitement de l'ajustement des températures de transformation aux températures ambiante et buccale. L'arc est placé en bouche à température ambiante (20–22 °C), donc la charge s'effectue à cette température. Par contre, la décharge, étape du déplacement dentaire, se réalise à température buccale, soit 37 °C en moyenne.

Pour exploiter le potentiel de la superélasticité, l'alliage doit être austénitique à la température ambiante. Mais cette condition n'est pas suffisante. La température de transformation de type martensitique (M_s ou R_s) ne doit pas être trop basse par rapport à la température ambiante pour que les contraintes imposées lors de l'insertion de l'arc dans les attaches provoquent la transformation de type martensitique (premier plateau de la superélasticité).

Pour utiliser l'effet de mémoire de forme, l'alliage doit pouvoir être facilement refroidi au cabinet dentaire et être inséré en bouche en phase « basse température ». Il faut également qu'à 37 °C, la température A_f soit largement dépassée. Ceci impose que les intervalles de températures A_s-A_f (M_s-M_f ; R_s-R_f) ainsi que les hystérésis soient restreints et dans des domaines de températures acceptables par le patient. Les alliages Ni-Ti de dernière génération offrent cette possibilité, notamment grâce à la fourchette de température de transformation austénite/phase-R, dont l'hystérésis (6 °C) permet des transformations com-

patibles avec l'intervalle de température entre l'eau froide et l'eau chaude.

Au final, l'évolution des procédés métallotechniques, la maîtrise d'un cahier des charges précis par les fabricants permet ainsi aux alliages Ni-Ti de dernière génération (Copper Ni-Ti®, Neosentalloy®...) d'offrir à l'orthodontiste des propriétés remarquables compatibles avec la physiologie du déplacement dentaire provoqué. Ils offrent ainsi à la décharge des forces légères et quasi constantes dans les trois sens de l'espace (arcs rectangulaires), sur tout le temps de travail en bouche, sans grande douleur pour le patient.

3. Évolution de l'orthodontie conjointement à celle des arcs

Les concepts et les techniques orthodontiques évoluent avec les progrès réalisés dans les domaines de la métallurgie et de la métallotechnie. Environ un siècle après l'invention de l'orthodontie dite moderne par Angle et l'utilisation des fils d'or et d'acier, la discipline a connu une évolution spectaculaire de par l'introduction de nouveaux alliages tels que le titane-molybdène et les arcs en nickel-titane. D'autres progrès sont à prévoir dans le but d'obtenir des fils moins nocifs pour l'organisme, plus résistants au phénomène de corrosion, mais aussi les plus discrets possible afin d'être couplés aux attaches esthétiques. Enfin, avec l'essor des attaches auto-ligaturantes, l'évolution de la discipline se fait dans le sens d'une orthodontie à basse friction et à force légère, ce que les Anglo-Saxons appellent communément « *low force-low friction* ».

3.1. Orthodontie à section variable

Le fil en acier inoxydable en Edgewise est façonné et porte les déformations des trois ordres.

L'arc est, dans ce cas de figure, le vecteur de l'information et permet le déplacement dentaire grâce à ses propriétés élastiques, les forces de levier et les forces de torsions délivrées.

Les forces délivrées par les arcs en acier sont plus ou moins lourdes en fonction du choix de la section du fil. Elles sont également de nature discontinue et rapidement dégressive.

La graduation des forces est permise par la section du fil.

Pour des compositions identiques, l'utilisation des arcs de section faible plus élastique permet le déplacement des dents sur une grande amplitude au détriment d'un bon contrôle (du fait de la grande liberté du fil dans la lumière des attaches).

Les arcs de sections fortes, plus rigides, permettront des mouvements de faible amplitude mais avec un contrôle tridimensionnel d'une plus grande précision.

Les phases d'alignement et de nivellement feront appel à des arcs de faible section, alors que les phases de finition ou de stabilisation nécessiteront des arcs plus rigides donc de plus fortes sections.

Il est à remarquer qu'en technique d'arc droit, ces mêmes arcs de fortes sections ne délivrent pas forcément des forces lourdes dans le cas où les phases précédentes ont permis la mise à plat et l'alignement des lumières des verrous.

3.2. Orthodontie à longueur variable

Pour des arcs de même composition, l'augmentation de la longueur du fil entre les attaches fil par incorporation de boucles permet d'abaisser le rapport charge/flexion du dispositif orthodontique. Les forces délivrées par un tel système restent faibles et plus constantes lors du déplacement. Le nivellement en Edgewise et la méthode Bioprogressive utilisent ce concept d'orthodontie.

3.3. Orthodontie à module variable

Ce concept développé par Burstone permet, dès les premières phases du traitement, d'utiliser des arcs de grandes sections à rapport charge/flexion faible. Ces arcs délivrent des forces bien plus légères que celles restituées par les fils en acier ou en Elgiloy® de même section, et présentent l'avantage d'exprimer les informations du verrou dès le début du traitement.

L'orthodontie à module variable permet de choisir l'arc en fonction du module d'élasticité de son alliage et non plus uniquement en fonction de sa section.

L'introduction en orthodontie des nouveaux alliages tels que les arcs titane-molybdène ou les arcs superélastiques en nickel-titane permet, outre le fait de développer des forces plus physiologiques au déplacement dentaire, d'éviter l'incorporation des boucles dans le dispositif. Ces boucles rendent parfois inconfortable le traitement pour le patient.

Cette orthodontie à module variable facilite la mise en place de fils rectangulaires pendant les premières phases du traitement ce qui, pour Demange, est idéal pour un bon contrôle précoce des axes radiculaires.

3.4. Orthodontie à température de transformation variable

L'orthodontie à température de transformation variable s'appuie sur les propriétés des alliages à mémoire de forme (AMF).

Ces alliages (AMF) utilisés en orthodontie possèdent des propriétés dites pseudo-élastiques adaptées à certains types de déplacements dentaires [6].

Les auteurs parlent de pseudo-élasticité car les AMF ne possèdent pas un module d'élasticité fixe mais un module qui varie en fonction de la contrainte du fil.

Ces arcs sont composés de nickel et de titane, tout comme les arcs Ni-Ti. Par contre, contrairement à ces derniers, les AMF possèdent des propriétés superélastiques, un excellent effet détente et surtout des propriétés de mémoire de forme.

Il existe un grand nombre d'arcs composés de nickel et de titane sur le marché, et leurs qualités et leurs propriétés diffèrent selon leur procédé de fabrication. Les arcs Ni-Ti n'ont pas tous les propriétés de superélasticité ou de mémoire de forme.

L'orthodontie à température de transformation variable utilise des arcs Ni-Ti pour lesquels la température R_f (phase austénitique vers R-phase ou phase martensitique) est atteinte lorsque l'arc est refroidi dans un verre d'eau glacée ou avec une bombe réfrigérante et la température A_f (phase martensitique ou R-phase vers phase austénitique) est inférieure à la température buccale.

Ceci permettra alors pour une température de 37,5°C de profiter des caractéristiques de superélasticité lors de la décharge et le fil sera complètement en phase austénitique. En phase R ou en phase martensitique, le module ou plutôt le pseudo-module d'élasticité du fil sera très faible ce qui lui confère une grande malléabilité facilitant son insertion dans les attaches.

Cette orthodontie permet de profiter des propriétés de l'arc aussi bien en phase haute température qu'en phase basse température. Le rapport charge/flexion étant très bas, les forces délivrées seront continues et ces arcs délivrent de surcroît des forces douces et physiologiques.

Pour Demange, un même arc AMF en bouche peut présenter selon les contraintes localisées des phases différentes. Ainsi donc, les portions de l'arc peu déformées comme dans les régions molaires posséderont un pseudo-module élevé favorable à l'ancrage. Dans les portions où l'arc est plus déformé (comme par exemple dans le cas d'une canine en infra-vestibulo position) l'apparition des plaquettes de martensites favorisera un pseudo-module beaucoup plus bas. Les forces développées dans cette portion seront alors bien moindres.

3.5. Orthodontie à basse friction et force légère

L'utilisation de forces faibles en orthodontie est déjà ancienne. Johnson avait déjà l'idée d'utiliser deux fils d'acier très fins parallèles afin de réduire la rigidité de son appareillage, le Twin-Arch.

Begg utilise également des forces légères dans sa technique du *Light Wire Technique* en combinaison des arcs australiens.

Cependant l'utilisation de forces faibles plus physiologiques ne sera efficace que dans le cas d'un système à faible friction. En effet, dans le dispositif orthodontique, la force employée doit être supérieure aux forces de frictions sinon aucune force n'amorcera le déplacement dentaire, d'où la conception d'appareil orthodontique à basse friction.

Ce concept d'orthodontie à basse friction avait été pour la première fois proposé en 1935 et la première attache auto-ligaturante était connue sous le nom de Russel LockTM. Ces attaches n'ont pas connu à l'époque de réel succès. Un demi-siècle plus tard, Hanson remet ces attaches auto-ligaturantes à jour avec ses brackets SpeedTM. D'autres attaches auto-ligaturantes allaient suivre avec le succès qu'on leur connaît [4].

Même si les attaches auto-ligaturantes utilisées avec les fils en titane sont les fers de lance de cette orthodontie à basse friction et à force légère, elles ne constituent pas pour autant les seuls types d'attaches utilisées. En effet, Scuzzo et Takemoto, dans leur méthode du *STb Light Lingual System*TM, ont conçu une attache avec des marches latérales qui rend la ligature métallique passive. Ces marches de chaque côté de la lumière du bracket autorisent avec des arcs en Ni-Ti de faible calibre un système à friction faible [10].

Pour ces auteurs, ce concept d'orthodontie « *low force-low friction* » est plus biologique et permet

de déplacer plus rapidement les dents avec une réduction de la durée de traitement.

Le but du système orthodontique est donc de réduire les frictions au maximum afin de pouvoir appliquer des forces d'intensités faibles et suffisantes pour amorcer et entretenir le déplacement dentaire.

Plusieurs facteurs peuvent influencer la friction du système fil-attache.

L'état de surface et la taille de la lumière de l'attache, la nature et la disposition de la ligature, la salive, la plaque bactérienne et le parodonte sont les premiers éléments qui influencent les forces de friction.

3.5.1. L'état de surface des arcs orthodontiques

À l'examen microscopique, les surfaces des fils ainsi que celles des verrous sont tapissés d'aspérités et, plus celles-ci seront polies, plus les arcs couliseront facilement.

La qualité du poli dépend donc de la nature des matériaux, mais aussi de la qualité de l'usinage du fil. Ainsi, des matériaux ayant strictement les mêmes composants mais usinés dans des conditions différentes risquent de ne pas présenter les mêmes coefficients de friction.

D'autre part, le façonnage des fils et les mors des pinces peuvent également altérer l'état de surface du fil.

Enfin, toute altération électrochimique de la surface des matériaux aura également un impact sur les forces de friction.

Il est classiquement décrit dans la littérature un classement des fils en fonction des niveaux de friction croissants :

- fils en acier inoxydable et fils en cobalt-chrome,
- fils en nickel-titane,
- fils en titane-molybdène.

Les études réalisées par Mendes et Rossouw ont récemment montré que la rugosité des surfaces des matériaux n'était pas directement corrélée avec les coefficients statiques ou cinétiques de friction. Ainsi, les arcs en nickel-titane sont ceux qui présentent des états de surface les plus rugueux sans pour autant avoir un coefficient de friction supérieur à ceux du titane-molybdène classique. Les arcs TMA[®] présentent un état de surface moins rugueux que ceux des arcs en nickel-titane [8].

L'acier inoxydable reste l'alliage dont l'état de surface est le moins rugueux et le coefficient de friction le plus faible.

Les études de Tidy concernant les états de surface des différents alliages [12] ont montré que, pour obtenir une force effective de 100 g sur une dent à déplacer en mécanique de glissement sur un arc en $.016 \times .022$ dans des verrous en $.018$ de $3,3$ mm de large, il faut appliquer 381 g pour un arc TMA[®], 251 g pour arc en Ni-Ti, et 168 g pour un arc acier inoxydable.

Si l'appareil orthodontique est constitué de verrous en acier, le coefficient de friction est de 0,25 pour les arcs en acier, 0,55 pour les arcs TMA[®] et de 0,39 pour les fils Ni-Ti [12].

Cependant, il existe un certain nombre de controverses à propos de ce classement des fils en fonction de leur coefficient de friction, de plus en plus remis en cause du fait des différences de comportement des arcs lors des études en laboratoire et *in vivo*.

3.5.2. Les traitements de surface des arcs

L'implantation d'ions d'azote permet la modification de la structure de surface de l'arc qu'il soit d'acier inoxydable, composé de nickel et de titane ou bien de titane-molybdène.

L'opération se réalise dans des conditions stériles, dans une chambre à basse pression.

Le bombardement ionique remplace le nickel à la surface de l'arc acier, et change la surface des arcs en titane (TMA[®] et Ni-Ti) en nitrure de titane.

L'incorporation d'ions d'azote ne modifie pas l'épaisseur du fil et ne constitue pas une surépaisseur. Le procédé ne modifie pas non plus les propriétés mécaniques intrinsèques de l'alliage. Le but est simplement de réduire les phénomènes de friction.

Mendes et Rossouw ont montré que l'implantation d'ions d'azote était plus efficace sur les arcs que sur les attaches et que l'implantation ionique sur les deux surfaces attaches/fil ne diminue pas davantage la friction [8].

3.5.3. Section du fil et torque intégré

En ce qui concerne les arcs en acier inoxydable, les forces de friction augmentent en fonction de la taille de l'arc orthodontique inséré aussi bien pour

les arcs de section rectangulaire que les arcs de section ronde.

Smith, *et al.* [11] montrent que les forces de friction restent équivalentes aussi bien pour un arc rond en $.016$ qu'un arc rectangulaire $.016 \times .022$.

De même, en ce qui concerne les fils en nickel-titane, toujours pour les mêmes auteurs, l'augmentation de la taille des arcs n'entraîne pas obligatoirement une augmentation des forces de friction.

Par contre, l'introduction dans l'arc d'un torque actif augmente les forces de friction.

3.5.4. Angle entre l'arc et l'attache

Les informations du second ordre augmentent plus les forces de friction que le torque en ce qui concerne les fils en acier inoxydable.

Il est donc préférable dans les mécaniques de glissement d'obtenir un nivellement parfait avant le recul incisivo-canin et les fermetures des diastèmes.

Par contre, pour les fils en nickel-titane, l'angle qui existe entre la gorge du bracket et le fil n'entraîne pas d'augmentation des forces de friction.

3.5.5. Effets et natures des ligatures utilisées

Les forces de frictions, suivant le type de ligature, peuvent varier de 50 à 300 g! [11].

Les ligatures métalliques sont celles pour lesquelles on peut faire varier la friction. Le niveau de serrage peut être réglé par le praticien et, lorsque les ligatures métalliques sont peu serrées, elles développent des forces moindres que les ligatures élastomériques. Ces dernières peuvent susciter des forces de frictions allant jusqu'à 225 g et se détendent avec le temps, contrairement aux ligatures métalliques. Les ligatures élastomériques peuvent être disposées sur le verrou en forme de 8 (forces de frictions élevées) ou plus classiquement en O (forces de frictions moins élevées). Il a été proposé également d'étirer les ligatures avant insertion afin de diminuer la friction.

Les attaches auto-ligaturantes sont celles qui permettent une friction minimale. Cela dépend du mécanisme, actif ou passif, du dispositif. Les attaches auto-ligaturantes passives (attaches Damon[®]) sont celles qui présentent jusqu'à présent le minimum de friction [5].

Bibliographie

- [1] Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: Scientific and clinical aspects. Stuttgart: Thieme, 2001:77–105.
- [2] Burstone CJ, Quin B, Morton J. Un nouvel alliage orthodontique: le fil chinois en nickel-titane. Rev Orthop Dento Faciale 1988;22:59–72.
- [3] Deblock L, Lucht M. Contribution au choix du fil orthodontique. Question mise en discussion. Orthod Fr 1986;56:227–300.
- [4] Harradine N. The history and development of self-ligating brackets. Semin Orthod 2008;14:5–18.
- [5] Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. Am J Orthod Dentofac Orthop 2006;130:666–670.
- [6] Jordan L, Filleul MP, Portier R. Les arcs orthodontiques à mémoire de forme : structures et propriétés. Rev Orthop Dento Faciale 1997;31:199–211.
- [7] Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ. Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. Dent Mater 1992;8:167–172.
- [8] Mendes K, Rossouw PE. Friction: validation of manufacturer's claim. Semin Orthod 2003;9:236–250.
- [9] Miura F, Mogi M. The super-elastic property of the Japanese Niti alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop 1986;90:1–10.
- [10] Scuzzo G, Takemoto K, Mostardi G. Approche simplifiée de l'orthodontie linguale : attache STb Light Lingual System. Rev Orthop Dento Faciale 2007;41:27–36.
- [11] Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. Semin Orthod 2003;9:262–280.
- [12] Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989;96:249–254.