

# Orthodontie conventionnelle

Claire PERNIER<sup>1\*</sup>, Nicolas BRIDEL<sup>2</sup>, Caroline DIEMUNSCH<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Résidence « Les Prunus », 5 chemin Jean Petit, 69300 Caluire-et-Cuire, France

<sup>2</sup> 11 place Paneterie, 69480 Anse, France

<sup>3</sup> Département d'Orthopédie Dento-Faciale, Faculté d'Odontologie, rue Guillaume Paradin, 69372 Lyon Cedex 08, France

## 1. Les boîtiers esthétiques

Les adultes représentent une part de plus en plus importante de la patientèle des cabinets d'orthodontie. Ces patients sont non seulement à la recherche d'une amélioration de leur sourire, mais également de thérapeutiques plus esthétiques [74].

Pour répondre à cette demande, de nouvelles techniques se sont développées, comme par exemple les thérapeutiques par gouttières transparentes dont les indications semblent cependant limitées aux cas simples.

Les cas complexes imposent en effet d'avoir recours à des techniques fixes.

Si le patient souhaite un dispositif totalement invisible, l'orthodontie linguale est la seule alternative. Elle présente cependant l'inconvénient d'être plus difficile et exige une formation spécifique. À l'inverse, si le patient accepte un système seulement plus discret, des attaches vestibulaires dites esthétiques pourront lui être proposées [43]. Sous ce vocable, on retrouve les boîtiers dits « plastiques » et les boîtiers céramiques. Moins visibles que les boîtiers métalliques, ils en sont techniquement très proches même s'ils présentent leurs propres caractéristiques et défauts, que nous allons détailler maintenant.

### 1.1. Les boîtiers « plastiques »

Ils sont apparus au début des années 1970. D'abord en acrylique, puis en polycarbonate, leur utilisation comme alternative esthétique aux boîtiers métalliques s'est très vite révélée décevante du fait de leurs nombreux défauts.

\* Auteurs pour correspondance : C. Pernier est responsable de la section 1, [drpernier@orange.fr](mailto:drpernier@orange.fr); N. Bridel de la section 2, [nicolasbridel@free.fr](mailto:nicolasbridel@free.fr) et C. Diemunsch de la section 3, [caroline.nachampassak@gmail.com](mailto:caroline.nachampassak@gmail.com)

Ces boîtiers ont en effet une fâcheuse tendance à se colorer avec le temps par absorption d'eau et donc à perdre leur attrait esthétique. Ils se montrent plus ou moins sensibles, en fonction de leur composition, aux rayonnements UV et à certains aliments ou boissons (vin rouge, café, thé, curry... ) [32, 33, 88].

Il semblerait également que les bactéries se fixent particulièrement bien à leur surface. Brusca, *et al.* [15] ont ainsi montré, en 2007, que l'adhérence d'une association *Streptococcus mutans* + *Candida albicans* variait en fonction de la composition des boîtiers avec des résultats supérieurs pour les attaches composites puis céramiques puis métalliques. Faltermeier, *et al.* [34], en 2008, en étudiant la quantité de *Streptococcus mutans* adhérent à leur surface, n'ont pu mettre en évidence de différence significative entre quatre attaches « plastiques » différentes (polyoxyméthylène, polycarbonate, polyéthylène de haute densité, polymère expérimental). Ils en concluent que les boîtiers esthétiques en polymère ont une colonisation bactérienne et une accumulation de plaque équivalentes.

Plus grave encore, les attaches « plastiques » manquent de solidité et de rigidité, ce qui entraîne des décollements, des fractures d'ailettes et des déformations permanentes. Ces attaches se révèlent ainsi incapables de supporter de longues périodes de traitement ou de transmettre efficacement les informations de torque [70].

Afin de contrer ces problèmes, les fabricants développent à l'heure actuelle de nouveaux boîtiers « plastiques » en polyuréthane [32, 35], en polycarbonate renforcé, en céramique ou fibres de verre ou munis d'une gorge en métal. Ce sont ces derniers boîtiers munis d'une gorge en métal qui, pour le moment, donnent les résultats les plus prometteurs [65, 76].

Une autre amélioration récente est l'apparition des boîtiers esthétiques auto-ligaturants. En 2003, Cacciafesta, *et al.* [17] ont ainsi démontré *in vitro* que les boîtiers auto-ligaturants en polycarbonate génèrent des forces de frottement supérieures à celles des boîtiers auto-ligaturants en métal, mais équivalentes à celles des boîtiers conventionnels en métal.

Enfin, certains auteurs ont cherché à développer des boîtiers "plastiques" en polyoxyméthylène puisque ce matériau s'avère plus dur et moins rugueux. Il est malheureusement aussi peu esthétique du fait de son opacité et de sa couleur laiteuse. De plus, il semble qu'en vieillissant, il relargue une certaine quantité de formaldéhyde, comme cela a été démontré *in vitro* par Kusy et Whitley [54] en 2005.

En conclusion, nous sommes encore à la recherche du polymère idéal qui associerait des qualités optiques de translucidité et des qualités mécaniques de rigidité, de résistance à l'absorption d'eau et à la dégradation. L'association de plastique et d'ailettes en céramique devrait également se développer ainsi que les boîtiers auto-ligaturants pour diminuer les problèmes de frottement. L'introduction de nouveaux matériaux devra veiller à ce que ces derniers ne relarguent pas de composés toxiques et notamment des bisphénol-A, comme cela semble être le cas à l'heure actuelle des boîtiers en polycarbonate et de certains adhésifs (par exemple, la résine Bis-GMA...). Le bisphénol-A pourrait en effet être reconnu par l'organisme comme un œstrogène et être ainsi à l'origine de puberté précoce et de cancer ovarien chez les femmes et d'interruption de la maturation des organes reproducteurs mâles [31].

### 1.2. Les boîtiers céramiques

Ils sont apparus au cours des années 1980, plus précisément en 1986, et ont très vite supplanté les boîtiers « plastiques » puisqu'ils sont plus solides, plus résistants à l'usure et à la déformation et développent des qualités optiques qui les rendent plus esthétiques [42, 81]. Chimiquement inertes, ils sont biocompatibles, ne provoquent pas d'allergies, n'absorbent pas d'eau, ne se tâchent et ne se décolorent pas ou peu [56].

Les boîtiers céramiques à notre disposition sont le plus souvent en oxyde d'alumine. Suivant leur procédé de fabrication, les céramiques sont dites polycristallines ou monocristallines.

Les céramiques polycristallines sont plus faciles à fabriquer et donc moins onéreuses. On associe des particules d'oxyde d'alumine avec un liant. Ce mélange est mis dans un moule puis chauffé à 1800 °C pour éliminer le liant. Ce procédé appelé frittage aboutit à des défauts structuraux au niveau des joints de grain (interface entre deux cristaux dans une structure polycristalline) et à l'incorporation d'impuretés. Les attaches ainsi obtenues peuvent ensuite être meulées avec des instruments diamantés puis traitées thermiquement pour éliminer les imperfections.

Les céramiques monocristallines sont également fabriquées à partir de particules d'oxyde d'alumine qui sont fondues à 2100 °C puis refroidies doucement afin d'obtenir une cristallisation complète. Ce procédé minimise les impuretés et imperfections trouvées dans les céramiques polycristallines. Le monocristal d'oxyde d'alumine est ensuite usiné par des instruments diamantés pour prendre la forme d'un boîtier et traité thermiquement [10].

La différence la plus nette entre les céramiques polycristallines (comme Allure<sup>®</sup> de GAC, Signature III<sup>®</sup> de RMO...) et monocristallines (comme Inspire Ice<sup>®</sup> d'Ormco) réside dans leurs qualités optiques. Les résines polycristallines sont soit opaques (grains de petite taille) soit translucides (grains de taille supérieure), alors que les céramiques monocristallines sont transparentes [87]. Cette transparence est due à la réduction des joints de grain et le petit nombre d'impuretés introduites pendant le procédé de fabrication. Ces deux éléments réfléchissent en effet la lumière, ce qui entraîne une certaine opacité du matériau [10, 30].

Des céramiques polycristallines à base de zirconium ont un temps été proposées comme alternative à l'oxyde d'alumine puisqu'elles ont la réputation d'être les céramiques les plus solides. L'adhésion de la plaque dentaire semble également moindre à leur surface, leur force d'adhésion est tout à fait acceptable cliniquement et, à la dépose, le décollement se produit à l'interface boîtier/adhésif, ce qui est protecteur pour l'émail des dents. Elles offrent des performances équivalentes aux céramiques polycristallines en oxyde d'alumine, en termes de frottement et sont moins chères que les céramiques monocristallines [23, 76]. Malheureusement, elles sont aussi très opaques et donc beaucoup moins esthétiques. Ce problème, ajouté aux progrès réalisés ces

dernières années par les céramiques à base d'oxyde d'alumine, a rendu les céramiques à base de zircone obsolètes [76].

Des attaches céramiques à base de phosphate de calcium ont également été proposées [60]. Bien que dotés d'évidentes qualités esthétiques, les boîtiers en céramique ne sont pas exempts de défauts dès lors qu'on les compare aux boîtiers métalliques. Parmi ces inconvénients, on peut retenir la force d'adhésion élevée, les fractures, l'usure des dents antagonistes, le frottement plus important et la dépose plus difficile.

### 1.2.1. L'adhésion

Idéalement, elle doit être suffisante pour résister à la mastication et aux forces orthodontiques (arcs, élastiques...), mais limitée pour permettre une dépose non douloureuse et sans risque pour l'émail. Parce que les matériaux céramiques sont inertes et ne peuvent développer de liaison chimique avec les adhésifs, l'adhésion des boîtiers céramiques provient soit de l'utilisation d'un agent de couplage sur la base (silane), soit de rétentions mécaniques, soit de l'association des deux [10, 51].

Les nombreuses études menées afin de déterminer le moyen de liaison le plus adéquat ont conclu que les boîtiers présentant des rétentions mécaniques développent des forces d'adhésion suffisantes et provoquent moins de dégâts sur l'émail à la dépose. Pour cette raison, la majorité des boîtiers céramiques à notre disposition aujourd'hui utilisent uniquement des rétentions mécaniques et non des rétentions chimiques dont les forces d'adhésion semblent excessives pour l'usage qui leur est demandé [76].

D'une façon générale, lorsque les auteurs comparent les boîtiers céramiques aux boîtiers métalliques, ils retrouvent des forces d'adhésion supérieures pour les boîtiers céramiques [6, 46, 51].

Il ne faut cependant pas oublier que l'adhésion d'un boîtier est un phénomène complexe, qui n'est pas seulement déterminé par sa base. Elle est affectée par de nombreux facteurs parmi lesquels on retrouve la nature de l'adhésif et la préparation de l'émail [12, 13]... La force d'adhésion moyenne développée par les différentes combinaisons attache/adhésif/préparation de l'émail s'étend ainsi de 3,9 MPa à 18,6 MPa. Il semblerait qu'une valeur minimale de 5,9 à 7,8 MPa soit suffisante pour répondre à nos besoins au cours d'un traitement. La

plupart des systèmes adhésifs présents sur le marché nécessitent des forces à la dépose de 5,9 à 11,3 MPa, voire dans quelques cas extrêmes 29,4 MPa. Or une fracture de l'émail peut survenir dès 13,5 MPa. Il semble donc raisonnable d'éviter les forces d'adhésion supérieures à 13 MPa [9].

### 1.2.2. Les fractures

La céramique est un matériau rigide, avec une faible résistance à la rupture (20 à 40 fois moins que l'acier inoxydable). Ces caractéristiques mécaniques aboutissent à un nombre important de fractures, notamment des ailettes et de la gorge. Ces fractures se produisent préférentiellement lors de la mastication d'éléments durs (stylos...), lors de la mise en place de ligatures métalliques ou d'information de torque dans le fil et à la dépose des boîtiers.

Les céramiques en alumine polycristalline présentent une ténacité (capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure) supérieure à celle des céramiques en alumine monocristalline [51]. De même, les boîtiers moulés par injection ont une finition plus lisse que les boîtiers usinés, ce qui limite les défauts de surface qui peuvent initier les fractures [76].

Afin de minorer cet inconvénient, le praticien devra veiller à ne pas rayer la surface de l'attache avec ses instruments et privilégier les ligatures élastomériques ou métalliques recouvertes de téflon [37, 51].

### 1.2.3. L'usure des dents antagonistes

La céramique est un matériau plus dur que l'émail et donc, en cas de contact répété, il va se produire une usure rapide et importante de la dent. Les abrasions les plus importantes sont observées avec les boîtiers en céramique monocristalline [51].

Pour cette raison, certains auteurs déconseillent fortement l'utilisation de boîtiers céramiques à l'arcade mandibulaire, leur préférant leurs homologues en polycarbonate moins abrasifs voire métalliques, si le patient découvre peu [42]. Certains fabricants ont même cessé la production de boîtiers céramiques pour les prémolaires mandibulaires et développent des boîtiers plus fins ou biseautés pour le secteur antérieur. Des ligatures élastomériques recouvrant les ailettes occlusales ont également été proposées [51]. Plus simplement, on peut aussi utiliser des cales de surélévation occlusale.

### 1.2.4. Le frottement

Les boîtiers céramiques développent des forces de frottement supérieures à celles des boîtiers métalliques quelle que soit la combinaison arc/boîtier étudiée [28]. Ceci serait lié à l'irrégularité de l'état de surface et la rugosité particulière de l'attache qui freine le glissement de l'arc dans la gorge [51, 87]. Cette hypothèse est confirmée par une étude qui a montré que les boîtiers céramiques moulés par injection, dont l'état de surface est plus lisse, plus régulier, génèrent moins de frottement que les boîtiers usinés [51, 76].

Selon Bishara et Fehr [10], on observe une perte d'efficacité de 25 à 30 % au cours du recul canin lorsque l'on utilise des boîtiers céramiques plutôt que métalliques. Cet auteur explique lui aussi l'augmentation du frottement par la rugosité de l'état de surface de la gorge des attaches céramiques, mais aussi par les entailles qu'elles provoquent à la surface des arcs métalliques plus mous qu'elles.

Afin de limiter cet inconvénient, les fabricants ont commercialisé des attaches céramiques avec des gorges en métal (par exemple, en acier inoxydable : Clarity® de 3M Unitek, en argent : Encore!<sup>®</sup> d'Ortho Technology ou en or : Luxi II<sup>®</sup> de RMO) ou recouvertes de silice (comme Mystique<sup>®</sup> de GAC) ou auto-ligaturantes (Clarity SL<sup>®</sup> de 3M Unitek, InOvation C<sup>®</sup> de GAC).

Les céramiques avec une gorge métallique sont sensées potentialiser les mécaniques de glissement, mieux résister aux forces orthodontiques notamment aux informations de torque, tout en restant esthétiques. Les études réalisées démontrent en effet que les boîtiers en céramique polycristalline avec une gorge en métal présentent des forces de frottement inférieures à celles des boîtiers céramiques conventionnels, mais supérieures à celles des boîtiers métalliques [18, 82].

Enfin, pour limiter le frottement, le praticien pourra intervenir sur le choix des ligatures. Certaines compagnies ont ainsi commercialisé des ligatures élastomériques esthétiques dites basse friction (Slide<sup>®</sup> de Leone, Neo-Clips<sup>®</sup> de GAC) mais, paradoxalement, les forces délivrées par ces systèmes semblent supérieures à celles des ligatures élastomériques conventionnelles [19]. Cependant, toutes les études s'entendent pour recommander l'utilisation des ligatures métalliques recouvertes ou non de té-

flon, pour minimiser le frottement dans les attaches céramiques [14, 28].

### 1.2.5. La dépose

Elle est plus difficile avec les boîtiers céramiques du fait de leur force d'adhésion plus élevée et de leur rigidité qui les rend cassants et leur base non déformable.

Les dégâts sur l'émail sont donc plus fréquents et ce d'autant plus que les dents sont dépulpées, porteuses de restaurations larges ou présentent des défauts de l'émail. Cela ne contre-indique pas l'utilisation d'attaches céramiques sur les dents « fragiles », mais exige de la prudence et de suivre les recommandations des fabricants à la lettre (pince à débarrasser spécifique, positionnement de la pince, dépose préalable de l'arc... ). De la même façon, ces attaches peuvent être collées sur des couronnes ou facettes céramiques [45, 78].

L'autre conséquence néfaste est la fracture du boîtier avec des risques de projections dans les yeux, d'ingestion ou d'inhalation. Ces deux dernières conséquences sont d'autant plus préjudiciables que le matériau n'est pas radio-opaque. L'élimination de la colle et de la céramique résiduelle, restées sur la dent, exige l'utilisation d'une fraise diamantée montée sur bague rouge ou turbine, sous spray refroidissant. Cela demande du temps, peut entraîner un échauffement qui peut compromettre la vitalité pulpaire et génère de la poussière de céramique qui peut entraîner des irritations de la peau et des yeux [51].

Afin de se rapprocher d'une dépose aussi facile et sans risque que celle des boîtiers métalliques, les fabricants ont privilégié la production de boîtiers céramiques à rétention mécanique et non plus chimique et ont même développé de nouvelles bases.

Ainsi, 3M Unitek a mis au point une attache céramique avec un système de préfracture dans la base qui entraîne un effondrement du boîtier sur lui-même quand on le serre avec une pince de How ou de Weingart (Clarity<sup>®</sup> de 3M Unitek). Cela permet une dépose similaire à celle des boîtiers métalliques, avec ou sans l'arc en place, avec une rupture à l'interface bracket/adhésif qui limite le risque de fractures de l'émail, mais augmente la quantité de colle résiduelle à éliminer [4, 5].

Dans le même esprit, la société TP Orthodontics a développé des boîtiers céramiques avec une base en polymère (MXi<sup>®</sup> et InVu<sup>®</sup>). La dépose est,

là encore, similaire à celle des boîtiers métalliques puisque l'on provoque une déformation plastique de cette base sous l'action d'une pince à couper les ligatures [11, 76].

Ces techniques de dépose mécanique des attaches céramiques à la pince (pince à débayer conventionnelle, pince à débayer spécifique, pince de How, pince de Weingart, pince à couper les ligatures) sont les procédés les plus utilisés, les plus simples et les plus rapides à notre disposition. Mais, comme nous l'avons déjà vu, ils ne sont pas exempts de défauts comme l'inconfort du patient et le risque de fracture de l'émail ou du boîtier.

En 1993, Fonseca (en [10]) a ainsi montré qu'après dépose mécanique de boîtiers céramiques, 18 % des dents présentaient des défauts de l'émail, les incisives latérales étant les dents les plus touchées (41 %) et les molaires les moins touchées (7 %).

Ces techniques conventionnelles de dépose entraînent une fracture du boîtier dans 10 à 35 % des cas [6].

Pour limiter les douleurs, le praticien devra veiller à bien stabiliser les dents de son patient soit en les tenant fermement entre ses doigts, soit en faisant mordre sur une cire ou un rouleau de coton. L'ingestion ou l'inhalation des attaches sera évitée en réalisant la dépose dents serrées ou en tenant un morceau de gaze derrière les dents. Enfin, le praticien et le patient seront porteurs de lunettes de protection pour empêcher toute projection dans les yeux de fragments de céramique [10].

Afin de diminuer les forces nécessaires au décollement et donc minimiser ces inconvénients, de nouvelles procédures de dépose, spécifiques aux boîtiers céramiques se sont développées, qu'elles soient électrothermiques, ultrasoniques, laser ou fassent appel à des agents chimiques.

La dépose électrothermique consiste à ramollir la résine de collage grâce à une pièce chauffante rechargeable et sans fil que l'on insert dans la gorge du boîtier, tout en exerçant une force de traction sur celui-ci. La température nécessaire varie en fonction de la colle utilisée [75]. Rapide et efficace, cette technique présente un risque de lésions de la pulpe et de brûlure des muqueuses, du fait des températures élevées générées [10, 51, 76].

Selon le même principe, une irradiation de la face vestibulaire des dents par un laser CO<sub>2</sub> ou YAG augmente la température, ramollit la résine et diminue

les forces nécessaires au décollement (d'un facteur de 27 pour les molaires et de 16 pour les incisives pour une céramique polycristalline). Le temps d'irradiation nécessaire pour un laser CO<sub>2</sub> de 14 W est de 2 s pour une céramique polycristalline, tandis que les céramiques monocristallines ont seulement besoin de la moitié de cette énergie. Là encore, l'inconvénient majeur de cette technique réside dans d'éventuelles lésions pulpaire liées à l'échauffement et dans le prix élevé des machines [10, 51, 76]. Le risque pulpaire est faible quand le laser est utilisé de façon adéquate et encore minoré si on utilise un laser CO<sub>2</sub> superpulsé à 2 W pendant moins de 4 s. Idéalement, le décollement se fait dent par dent, immédiatement après l'exposition laser pour ne pas laisser le temps à la résine de se resolidifier [6].

Les ultrasons peuvent également être utilisés pour éroder l'adhésif entre le boîtier et l'émail. Ce procédé est long (30 à 60 s par dent) et onéreux du fait de l'usure importante et rapide des inserts ultrasoniques qui frottent contre la céramique. Il peut également provoquer des rayures de l'émail et des échauffements de la pulpe. Il n'est donc plus recommandé actuellement pour la dépose des boîtiers céramiques [10, 51, 76].

Enfin, certains auteurs ont voulu s'aider d'agents chimiques tels que des dérivés d'huiles essentielles de menthe, déposés pendant 2 min autour de la base du boîtier, pour ramollir la résine. L'efficacité de ces procédures est cependant fortement remise en question [10, 51, 76].

À côté de leur indéniable supériorité esthétique, les attaches plastiques et céramiques présentent de nombreux inconvénients lorsqu'on les compare aux attaches métalliques qui restent le véritable étalon-or. Depuis leur introduction, leurs performances cliniques se sont cependant grandement améliorées et vont probablement encore progresser dans les années à venir. Ces progrès devraient également intéresser les fils orthodontiques qui ont vocation eux aussi à devenir esthétiques [29, 80]...

## 2. Biomécanique et principes de l'orthodontie de l'adulte

Les principes biomécaniques et les lois de l'équilibre s'appliquent de la même manière pour le déplacement dentaire chez l'adulte et chez l'enfant. Cependant, les caractéristiques physiopathologiques

du parodonte de l'adulte vont avoir des répercussions importantes sur l'ancrage et l'élaboration du système de force.

### 2.1. L'ancrage

La valeur d'ancrage naturel d'une dent dépend de sa morphologie radiculaire et de l'os alvéolaire qui l'entoure (hauteur, densité). Chez l'adulte, l'ancrage naturel est souvent diminué soit par perte d'un certain nombre d'unités dentaires, soit par perte d'os alvéolaire.

La maladie parodontale modifie les valeurs habituelles d'ancrage. Chez l'enfant et l'adolescent, les dents postérieures ont une valeur d'ancrage supérieure à celle des dents antérieures. En présence de maladie parodontale, la résorption osseuse des secteurs postérieurs peut changer ces rapports. Il est donc impératif d'évaluer avec précision, par un bilan rétro-alvéolaire, le degré de résorption osseuse de chaque dent pour évaluer la capacité d'ancrage des dents postérieures [20].

Les dispositifs de renfort d'ancrage utilisés chez l'enfant ou l'adolescent sont plus difficiles à faire accepter dans un traitement adulte. Les moyens d'ancrage chez l'adulte sont [22] :

- la solidarisation par fils lourds et passifs des dents choisies comme ancrage,
- la solidarisation par bridge provisoire ou contention des dents mobiles,
- l'utilisation de plaques amovibles si le nombre de dents restantes est insuffisant,
- les gouttières en résine scellées momentanément pour solidariser les dents entre elles et contrôler le sens vertical par le biais des forces occlusales nécessairement accrues au niveau des surélévations,
- les mini-vis et mini-plaques : elles présentent l'avantage de ne nécessiter aucune coopération, leur mise en œuvre est facile et ouvre de nombreuses possibilités thérapeutiques.

### 2.2. Les forces orthodontiques

#### 2.2.1. Déplacement du centre de résistance

Chez l'adulte, la hauteur de l'os alvéolaire est diminuée (vieillesse, maladie parodontale), et le centre de résistance des dents se situe par conséquent plus près de l'apex. La distance entre la ligne

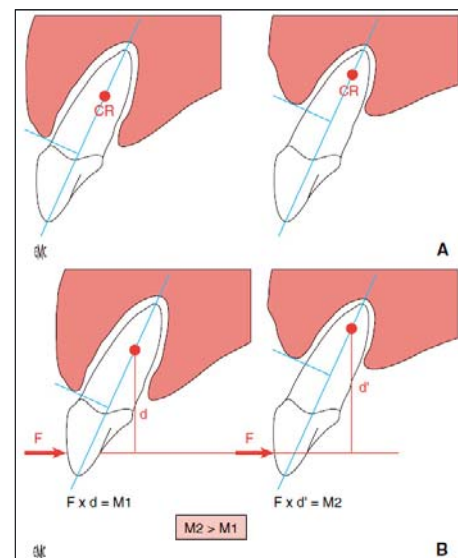


Figure 1

La réduction du niveau osseux entraîne un déplacement apical du centre de résistance CR (A). Pour une même force, le moment engendré est plus important (B) [22].

d'action de la force et le centre de résistance étant plus grande, le moment créé par la force est d'une intensité plus élevée et la version de la dent plus marquée [22, 36, 39, 69, 71] (Fig. 1). Les mouvements de gression sont donc plus difficiles à obtenir quand le parodonte est déficient [20, 22, 44, 62, 69]. La réduction du support alvéolaire provoque un mouvement parasite que Melsen a appelé « l'effet cornet de glace » [62]. Il correspond à l'expulsion de la dent de son alvéole quand elle est soumise à une force car, plus la perte d'os est importante, plus le risque d'égression non intentionnelle augmente. Pour y remédier, Melsen préconise l'utilisation de techniques segmentées, le segment passif étant sous le contrôle de l'occlusion et une composante ingressive étant ajoutée au niveau du segment actif pour s'opposer à cette tendance à l'égression [61, 62].

Melsen et Birte [61] soulignent que les mouvements d'aller-retour sur les dents ayant un parodonte affaibli doivent être évités au maximum. Ils sont généralement bien tolérés par un parodonte adolescent mais pas chez l'adulte. Il est donc impératif de déterminer avec précision avant le début du traitement les déplacements à réaliser. Melsen recommande les techniques segmentées, car elles permettent le contrôle des forces dans les trois dimensions de l'espace [16, 61].

### 2.2.2. Latence cellulaire

Chez l'adulte, la vascularisation diminuée, le métabolisme calcique ralenti et le turn-over osseux réduit ont pour conséquence un allongement du temps nécessaire pour stimuler l'activité cellulaire [21, 79]. Ce temps de latence peut durer plusieurs semaines, ce qui entraîne un retard de l'apposition osseuse indirecte. Les forces développées pendant cette période de stimulation de l'activité cellulaire seront aussi faibles que possible pour limiter la hyalinisation [38]. Cette période de hyalinisation toujours présente pendant la période initiale du déplacement induit des résorptions indirectes néfastes sur un parodonte déficient et retarde le déplacement dentaire [20].

### 2.2.3. Intensité de la force

Plus la réduction de la surface osseuse sera importante, plus les forces délivrées par l'appareil devront être faibles pour créer une pression compatible avec le mode de remaniement osseux recherché [20].

Les forces utilisées au moment de l'initiation du mouvement dentaire doivent être faibles pour réduire la période pendant laquelle la zone hyaline est présente. Les arcs orthodontiques en alliage Nickel-Titane à mémoire de forme et de faible section (.013, .014) trouvent leur indication pour initier le mouvement chez l'adulte [86].

D'autre part, il faut veiller à ne pas recréer cette période de hyalinisation pendant le déplacement dentaire. Il faut donc concevoir des systèmes mécaniques permettant d'assurer un rapport force/moment constant. Pour ce faire, l'intensité de la force doit être diminuée, ce qui réduit le moment créé et la force doit être la plus continue possible pour éviter de faire varier le moment [53]. Pour atteindre ces objectifs, nous devons utiliser des systèmes mécaniques produisant un rapport charge/flexion bas (en diminuant la taille du fil, en augmentant sa longueur ou en changeant sa nature).

L'utilisation presque systématique des fils NiTi® paraît être une solution adaptée aux déplacements dentaires chez l'adulte. Ces fils permettent de délivrer un rapport charge/flexion bas, tout en gardant une charge maximum élevée garant d'une absence de déformation et d'une force continue. Néanmoins, il est très délicat de réaliser des plicatures ou des déformations sur ces fils.

Les fils à base de titane et de molybdène présentent des caractéristiques comparables aux fils NiTi® avec l'avantage d'être façonnables, ce qui permet la réalisation de boucles dans certaines circonstances [20].

## 2.3. Biomécanique des traitements avec mini-vis d'ancrage

Les mini-vis apportent des solutions à la gestion de l'ancrage des traitements orthodontiques chez l'adulte. Les emplacements possibles des mini-vis sont toutefois limités et les forces ne passant pas par le centre de résistance des dents à déplacer produisent des moments de version ou de rotation non souhaités dont il faut tenir compte [7]. Les situations cliniques étant multiples chez l'adulte, nous aborderons uniquement les aspects biomécaniques des traitements adultes les plus fréquents avec mini-vis.

### 2.3.1. Ingression molaire

L'ingression molaire a été longtemps considérée comme impossible en technique multi-attache parce qu'il était difficile d'obtenir un ancrage adéquat. Elle est rendue possible avec les mini-vis [55, 62, 63]. Une des situations cliniques fréquemment rencontrée est la molaire maxillaire égressée suite à un édentement molaire antagoniste non compensé. L'ingression molaire sur une seule vis placée en vestibulaire entraîne une version corono-vestibulaire parasite, la force verticale étant à distance du centre de résistance [27]. Pour éviter cet effet parasite, il est possible de placer un arc transpalatin, prendre en charge plusieurs dents adjacentes par un appareil multi-attache partiel ou rajouter une traction sur mini-vis placée en palatin. Cependant, selon la courbure du palais, la composante horizontale de la force exercée en palatin tend à être plus importante qu'en vestibulaire, et engendre un mouvement parasite corono-palatin [27].

D'autre part, le mouvement de bascule corono-mésiale ou corono-distale est à prendre en compte, car il est délicat de positionner une mini-vis parfaitement en regard de la dent à ingresser.

De Clerck, *et al.* [27] décrivent un système permettant de contrôler l'ingression molaire dans les trois dimensions de l'espace à partir d'une plaque Bollard placée dans le vestibule (Fig. 2).

Pour Lee, *et al.* [55], la force optimale à l'ingression molaire est de 150 à 200 g.

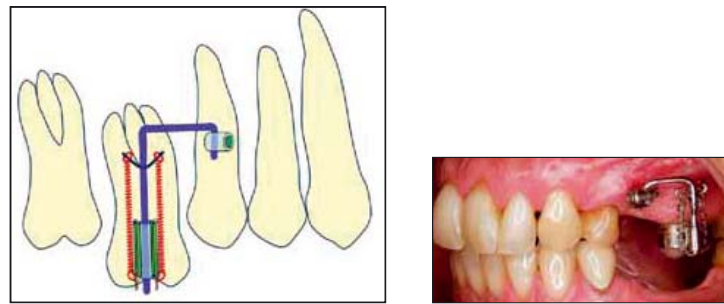


Figure 2  
Système Bollard d'ingression molaire [27].

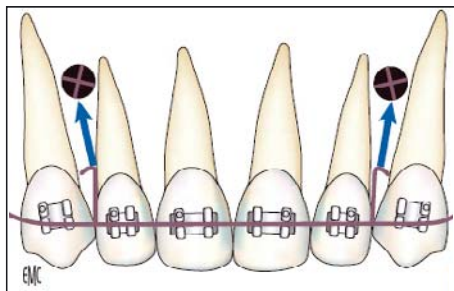


Figure 3  
Ingression antérieure par traction sur mini-vis [62].

### 2.3.2. Ingression antérieure

La difficulté est de placer la mini-vis suffisamment haute pour obtenir un mouvement d'ingression. Il est fréquent de placer une vis ou de visser une mini-plaque sous la muqueuse et d'y adjoindre un dispositif de traction émergeant de la muqueuse au niveau du sillon muco-gingival (Fig. 3).

L'application de la force d'ingression produira, selon l'axe de l'incisive, des mouvements différents [55]. Si l'incisive est linguo-versée et que la force d'ingression passe en arrière du centre de résistance, une version corono-linguale se produira (Fig. 4a). Si l'incisive est vestibulo-versée et que la force d'ingression passe en avant du centre de résistance, elle entraîne une version corono-vestibulaire (Fig. 4b).

Il est courant d'associer un traitement multi-attache lors des mouvements d'ingression sur mini-vis afin de contrôler le torque incisif. Le mouvement d'ingression incisif étant un mouvement à risque de résorption radiculaire, les forces exercées doivent être très faibles. Lee, *et al.* préconisent une force de 100 g pour ingresser quatre incisives maxillaires et 40 g pour ingresser quatre incisives mandibulaires [55].

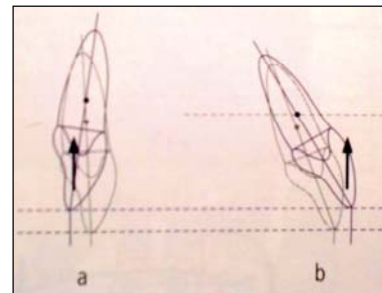


Figure 4  
(a) Version corono-linguale si la force d'ingression passe en arrière du centre de résistance. (b) Version corono-vestibulaire si la force d'ingression passe en avant du centre de résistance.

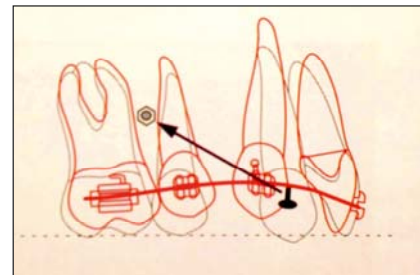


Figure 5  
Une flexion verticale de l'arc peut survenir avec un fil peu rigide, entraînant une béance prémolo-molaire [59].

### 2.3.3. Mouvement de rétraction antérieure

La biomécanique du recul incisivo-canin après extraction de prémolaires est différente quand des mini-vis sont utilisées. Les mini-vis ou mini-plaques sont placées apicalement en vestibulaire dans la région molaire ; ainsi, le mouvement de recul incisif s'accompagne de forces d'ingression qui ne sont pas toujours souhaitées et entraînent, selon les cas, une version incisive corono-linguale, une version distale de la canine voire une béance prémolo-molaire (Fig. 5) [55].



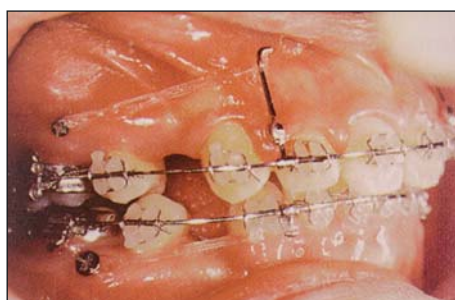


Figure 6

Potences soudées sur l'arc pour rapprocher la ligne d'action de la force du centre de résistance des dents à déplacer [59].

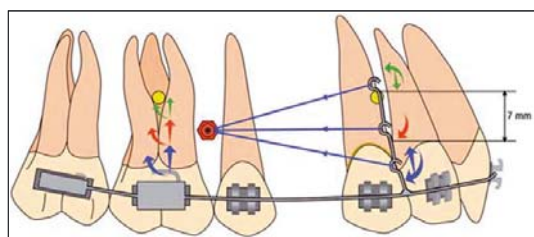


Figure 7

Effets biomécaniques lors de la rétraction antérieure sur mini-vis en fonction de la hauteur de la potence [25].

Des potences soudées sur l'arc permettent de déplacer la ligne d'action de la force en regard du centre de résistance des dents à déplacer afin d'éviter ces mouvements parasites (Fig. 6).

Darque et Ellouze [25] ont décrit les effets biomécaniques, lors de la phase de rétraction antérieure en fonction de la hauteur de la potence, dans le schéma présenté sur la figure 7.

#### 2.3.4. Distalisation postérieure

Le mouvement de distalisation postérieure d'une arcade est rendu possible chez l'adulte grâce aux mini-vis [4, 24, 26, 55, 68]. La nécessité d'extraire les dents de sagesse doit être évaluée au préalable en fonction de l'espace nécessaire.

Plusieurs systèmes mécaniques ont été décrits selon l'emplacement des mini-vis en vestibulaire, en palatin ou la combinaison des deux, et selon que l'ancrage sur les mini-vis est direct ou indirect [36, 47, 50, 52, 57, 66, 67].

Les mini-vis placées en palatin présentent l'avantage d'une bonne stabilité primaire (os cortical) et n'entravent pas le déplacement dentaire, contrairement aux mini-vis vestibulaires. Cependant, selon la profondeur de la voûte palatine, les forces de distalisation peuvent être à distance du centre de résis-



Figure 8

Attachement relié à une mini-vis palatine [59].

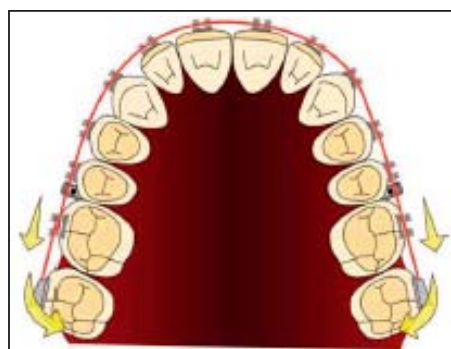


Figure 9

Disto-version de la deuxième molaire lors du mouvement de distalisation de l'arcade [25].

tance molaire et entraîner une version molaire [55]. Le problème peut être résolu en changeant la ligne d'action de la force en utilisant un attachement sur la mini-vis palatine (Fig. 8) ou en associant mini-vis palatine et mini-vis vestibulaire.

Il est préférable d'avoir recours à une mécanique d'arc continu pour contrôler la forme d'arcade. Quand les deux secteurs postérieurs ne sont pas reliés (mécanique segmentaire) et qu'une force de distalisation leur est appliquée, l'arcade se trouvera élargie dans la zone prémolaire [55].

Les deuxième molaires doivent toujours être prises en charge par l'appareil multi-attache dans les mécaniques de distalisation postérieure, pour éviter leur mouvement de disto-version et vestibulo-version (Fig. 9).

Le mouvement de distalisation postérieure peut s'effectuer par mouvement en masse (plus rapide) ou par mouvement dent par dent (plus facile à contrôler). Comme pour la rétraction antérieure, lors de la distalisation des canines, il faut bien prendre en compte le vecteur d'ingression lié à la position apicale des mini-vis. D'autre part, la force de rétraction

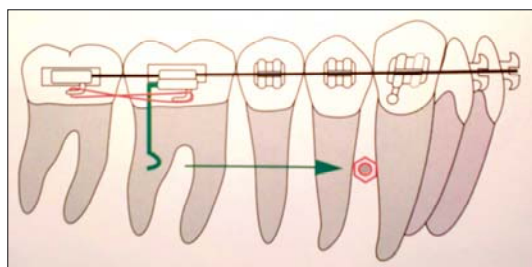


Figure 10

Potence molaire pour abaisser la ligne d'action de la force [59].

est transmise aux dents antérieures par friction de l'arc et peut entraîner une diminution du torque antérieur [25, 55].

### 2.3.5. Mésialisation postérieure

La situation clinique est la mésialisation d'une molaire dans une zone édentée. Plusieurs systèmes ont été décrits avec ancrage direct ou indirect sur mini-vis [55, 72, 85]. L'association à un appareil multi-attache est indispensable pour contrôler la rotation molaire dans les trois dimensions de l'espace, la force de traction étant appliquée à distance du centre de résistance de celle-ci.

La force de mésialisation appliquée sur le crochet vestibulaire provoque une rotation mésiale et une vestibulo-version molaire. La dent à l'extrémité de l'arc orthodontique est déportée en vestibulaire et la forme d'arcade se trouve modifiée. Pour contrôler cet effet, il convient d'utiliser un arc rigide et d'incorporer une courbure de type « *toe in* » et d'utiliser un bouton collé en lingual en cas de rotation mésiale.

La molaire tend à se méso-verser en avançant avec une bascule du plan d'occlusion, surtout en cas de traction unilatérale. Pour pallier cet effet, une potence peut être collée sur la molaire afin d'abaisser la ligne d'action de la force près du centre de résistance de la molaire à déplacer (Fig. 10).

### 2.3.6. Redressement d'axe molaire pré-prothétique

De nombreux systèmes ont été décrits par appui direct ou indirect sur mini-vis pour redresser l'axe d'une molaire mandibulaire méso-versée suite à un édentement non compensé [55, 64], comme un bouton collé sur la face mésiale et une mini-vis insérée dans la zone rétromolaire, les deux étant reliés par une chaînette passant au dessus de la face occlusale (Fig. 11).



Figure 11

Redressement d'axe molaire par appui direct sur une mini-vis placée dans la zone rétromolaire.

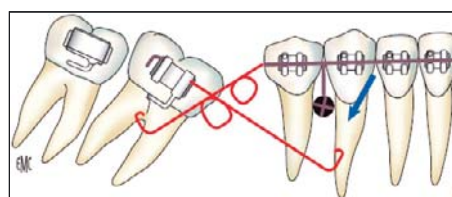


Figure 12

Redressement d'axe molaire par appui indirect sur une mini-vis [62].

Les mécaniques mises en place doivent contrôler le déplacement molaire dans les trois dimensions de l'espace. Or, le mouvement des racines molaires est difficile à contrôler et demande un temps de traitement important. Si un mouvement significatif des racines est souhaité, selon Lee, *et al.* [55], il est préférable d'opter pour un ancrage indirect sur mini-vis, car le contrôle est meilleur et l'ancrage plus stable (Fig. 12).

## 3. Le stripping

La réduction amélaire interproximale est une technique permettant d'éliminer une quantité contrôlée d'émail interproximal sans abîmer la dent. C'est une technique d'une formidable flexibilité : elle peut être utilisée seule pour parfaire le contour d'une dent ou comme technique adjuvante à un traitement orthodontique, prothétique ou en dentisterie restauratrice.

En orthodontie, cette technique est très utilisée car elle permet, par la modification de la forme du point de contact interproximal, de parfaire l'alignement, de traiter de petits encombrements antérieurs (4 mm) et d'améliorer l'occlusion, ainsi que la stabilité à long terme [2, 8, 83]. L'avènement des techniques non extractionnistes rend le stripping populaire et de plus en plus répandu [2]. Surtout utilisé dans la région incisivo-canine mandibulaire,

le stripping peut être étendu à toute l'arcade pour gagner de la place : *Air-Rotor Stripping* (ARS) de Sheridan [77].

### 3.1. Différentes techniques

Il existe le stripping mécanique pratiqué à l'aide de fraises en carbure de tungstène 16 lames, de fraises diamantées extra-fines sur turbine ou contre-angle, de disques diamantés ou de strips diamantés de différentes épaisseurs de grain.

Il existe le stripping chimique pratiqué à l'aide d'une solution de mordantage d'acide fluorhydrique, orthophosphorique ou maléique [73]. L'utilisation d'acide de mordantage se fait lors du polissage après un stripping mécanique initial et permet d'obtenir un état de surface plus doux [49].

Zachrisson insiste sur la nécessité d'utiliser un spray d'air durant l'abrasion pour refroidir la surface d'émail et ne pas engendrer de réaction pulpaire. Un spray air et eau sur un disque abrasif provoque beaucoup de projections et limite la visibilité [58, 89].

En 1985, Sheridan [77] décrit la technique ARS : après nivellement, des séparateurs sont placés entre molaire et prémolaire puis, à l'aide d'une fraise fissure en carbure de tungstène type 699 LC, le stripping est réalisé sur chacune des dents. On passe ensuite une fraise diamantée de finition, puis un disque à polir. La prémolaire est ensuite reculée contre la molaire dans l'espace créé, et on continue ainsi tout au long de l'arcade. Des radiographies type *bite-wings* sont pratiquées avant stripping pour évaluer l'épaisseur d'émail. Les études histologiques montrent que l'épaisseur d'émail est toujours plus importante sur la face distale de la dent que sur sa face mésiale. L'épaisseur d'émail elle-même varie en fonction de l'origine ethnique. Mais, en moyenne, l'épaisseur d'émail est d'environ 1 mm en mésial et 1,3 mm en distal, ce qui permet une réduction d'émail de 0,4 à 0,5 mm voire un peu plus en distal [58].

### 3.2. Indications

Le stripping est indiqué pour reformer le point de contact inter-dentaire, corriger un léger encombrement surtout au niveau des incisives mandibulaires, pour compenser une dysharmonie dento-dentaire, pour équilibrer le surplomb et/ou le recouvrement. Il peut faciliter un mouvement de rotations et ainsi éviter la fibrotomie supracrestale. Pour Sheridan, le stripping permet d'éviter les extractions en gagnant

7 mm de longueur d'arcade par un stripping de chaque dent et ce, en diminuant de moitié l'épaisseur de la couche d'émail interproximal [40, 77]. Il est donc indiqué dans les cas limites en classe I avec une dysharmonie dento-maxillaire modérée, dans les petites classes II et notamment lorsqu'il n'y a plus de croissance [40, 48].

Il peut être utilisé sur les dents de lait en cas de faible encombrement avant une phase orthopédique ou en cas de conservation de la dent de lait s'il y a agénésie (deuxième molaire lactéale) [5].

Chez l'adulte, le stripping évite l'apparition de triangles noirs entre les incisives après correction de l'encombrement. En effet, de bons contacts interproximaux permettent à la papille de remplir tout l'espace interdentaire [89].

Aasen [1] utilise le stripping des incisives inférieures associé à une surcorrection des rotations pour éviter de placer une barre de contention en fin de traitement. Le stripping crée des zones de contact élargies en interproximal, ce qui améliore la stabilité de l'alignement à long terme [83, 89]. De plus, le stripping, en réduisant le diamètre mésiodistal des incisives inférieures, compense la diminution de largeur intercanine à la mandibule durant l'adolescence [1].

Pour Zachrisson, la très grande stabilité de l'alignement après stripping des incisives inférieures s'explique par le fait que l'alignement se fait sans vestibulo-version et surtout sans élargir le diamètre intercanin inférieur [89].

### 3.3. Effets secondaires du stripping

#### 3.3.1. Effets du stripping sur l'émail

Lors de l'abrasion de l'émail, le passage de la fraise ou de surfaces diamantées crée des stries et des sillons à sa surface, ce qui le rend rugueux. Il faut donc passer un strip à polir de grain très fin ou un disque à polir pour diminuer cette rugosité. Cependant, même après un polissage avec le strip le plus fin, les sillons créés par l'abrasion initiale persistent toujours et l'état de surface est moins lisse qu'un émail non abrasé [73].

Ces sillons entraînent une plus grande accumulation de plaque et, par conséquent, augmente le risque de décalcification, gingivites, caries ou d'atteintes parodontales [73].

D'après Ahrun et Arman, la diminution de 0,4 mm d'épaisseur d'émail n'altère pas la couche

d'émail sous-jacente [2, 83], mais cette abrasion entraîne une plus grande susceptibilité à la déminéralisation ainsi qu'aux variations de températures [84]. Aucun lien direct n'a pu être établi entre le stripping et la formation de caries interproximales [48].

Il a été démontré que le stripping est suivi d'une période de reminéralisation spontanée de la surface abrasée par la salive. L'application de solution fluorée après stripping est donc recommandée pendant cette période pour renforcer l'émail [3, 73].

La plus faible rugosité en fin de stripping sera donc recherchée pour ne pas créer de lésions iatrogènes. C'est avec des disques de polissage Sof-Lex® (3M) qu'on obtient le meilleur résultat, ce qui permet de diminuer la rétention de plaque dentaire. Quand des disques à polir ne seront pas utilisés, il est préférable que le stripping soit effectué au disque diamanté et non au strip métallique pour diminuer la profondeur des stries créés dans l'émail. Les dents de lait ont un émail plus poreux, ce qui le rend plus fragile lors de l'abrasion [5].

Zhong, *et al.* [90] ont récemment montré que les disques diamantés perforés permettent de limiter la profondeur des sillons créés sur l'émail et ont l'avantage de moins chauffer durant l'abrasion.

### 3.3.2. Proximités radiculaires

Dix ans après un stripping des incisives inférieures, Zachrisson a pu observer que la proximité radiculaire de ces dents était inférieure à celle de personnes non traitées ayant un léger encombrement. À l'heure actuelle, aucune corrélation n'a été trouvée entre la distance inter-radiculaire et l'apparition de maladie parodontale [89].

### 3.3.3. Forme d'arcade

Aucune diminution de la largeur d'arcade n'a été retrouvée lorsque le stripping est utilisé pour corriger un encombrement (antérieur et/ou postérieur) dans les cas limites. Lorsqu'il y a extraction, la largeur intercanine varie, ainsi que la largeur intermolaire, ce qui peut être source d'instabilité ultérieure [41].

### 3.3.4. Retentissement sur le profil

Dans les cas limites ou le traitement orthodontique a été conduit sans extraction avec l'ARS, les lèvres semblent plus protrusives en fin de traitement que dans des cas similaires traités par extraction. Cependant, les auteurs trouvent qu'à long terme, du fait

de la croissance du nez et du menton en fin d'adolescence, ces profils sont plus esthétiques que ceux des patients traités par extractions qui paraissent alors rétrusifs [40].

### 3.4. Limites du stripping

Le stripping ne pourra être utilisé sur des dents ayant une très faible épaisseur d'émail, peu de convexité interproximale et sur des patients ayant déjà des sensibilités aux variations de températures [41].

Le stripping est une technique très intéressante qui rend de nombreux services aux praticiens. Elle est facile à mettre en œuvre, rapide, indolore et, lorsqu'elle est bien conduite, sans conséquence néfaste pour la dent. Les indications doivent être clairement posées, car c'est une technique dont l'effet est irréversible, mais qui se développe de plus en plus grâce à toutes les alternatives thérapeutiques qu'elle apporte.

## Bibliographie

- [1] Aasen TO, Espeland L. An approach to maintain orthodontic alignment of lower incisors without the use of retainers. *Eur J Orthod* 2005;27:209–214.
- [2] Arhun N, Arman A. Effects of orthodontic mechanics on tooth enamel: a review. *Semin Orthod* 2007;13:281–291.
- [3] Alessandri Bonetti G, Zanarini M, Incerti Parenti S, Marchionni S, Chacchi L. *In vitro* evaluation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CPP-ACP) effect on stripped enamel surfaces. A SEM investigation. *J Dent* 2009;37:228–232.
- [4] Amat P. Entretien avec Hugo De Clerck. *Rev Orthop Dento Faciale* 2006;40:9–36.
- [5] Arman A, Cehreli SB, Ozel E, Arhun N, Cetinşahin A, Soyman M. Qualitative and quantitative evaluation of enamel after various stripping methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:131.e7–14.
- [6] Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:79–83.
- [7] Berens A, Wiechmann D, Rudiger J. Lancrage intra-osseux en orthodontie à l'aide de mini- et microvis. *Int Orthod* 2005;3:235–243.
- [8] Betteridge MA. The effects of interdental stripping on the labial segment evaluated one year out of retention. *Br J orthod* 1981;8:193–197.
- [9] Bishara SE. Ceramic brackets and the need to develop national standards. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:595–597.
- [10] Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod* 1997;3:178–188.
- [11] Bishara SE, Olsen ME, Von Wald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:86–92.

- [12] Bishara SE, Olsen ME, Von Wald L. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:552–559.
- [13] Blalock KA, Powers JM. Retention capacity of the bracket bases of new esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:596–603.
- [14] Bortoly TG, Guerrero AP, Rached RN, Tanaka O, Guariza-Filho O, Rosa EA. Sliding resistance with esthetic ligatures: an *in-vitro* study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:340.e1–7.
- [15] Brusca MI, Chara O, Sterin-Borda L, Rosa AC. Influence of different orthodontic brackets on adherence of microorganisms *in vitro*. *Angle Orthod* 2007;77:331–336.
- [16] Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod* 1982;82:361–378.
- [17] Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:395–402.
- [18] Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:403–409.
- [19] Camporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by esthetic preadjusted appliances with low-friction and conventional elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:772–775.
- [20] Canal P, Salvadori A. Orthodontie de l'adulte. Paris: Masson, 2009.
- [21] Chabre C. Parodontie et orthodontie de l'adulte. In: Philippe J. Orthodontie de l'adulte. Paris: éditions SID, 1989.
- [22] Chiche-Uzan L, Canal P, Legall M, Salvadori A. Particularités de l'orthodontie de l'adulte. *Encycl Med Chir, Odontologie/Orthopédie dento-faciale*, Elsevier: Paris; 2007,23-498-A-20.
- [23] Condò R, Casaglia A, Cozza P. SEM analysis of zirconium brackets using MIM technology. *Minerva Stomatol* 2005;54:207–217.
- [24] Cornelis MA, De Clerck HJ. Biomechanics of skeletal anchorage. Part 1: Class II extraction treatment. *J Clin Orthod* 2006;40:261–269.
- [25] Darque F, Ellouze S. Biomécanique des mini-implants d'ancrage : illustrations cliniques. *Int Orthod* 2007;5:357–392.
- [26] De Clerck HJ, Cornelis MA. Biomechanics of skeletal anchorage. Part 2: Class II nonextraction treatment. *J Clin Orthod* 2006;40:290–298.
- [27] De Clerck HJ, Timmerman HM, Cornelis MA. Biomechanics of skeletal anchorage. Part 3. Intrusion. *J Clin Orthod* 2008;42:270–278.
- [28] De Franco DJ, Spiller RE Jr, Von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995;65:63–72.
- [29] El Jabri Y. Les fils en alliage composite. *Orthod Fr* 2009;80:79–83.
- [30] Eliades T, Johnston WM, Eliades G. Direct light transmittance through ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:11–19.
- [31] Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:253–262.
- [32] Faltermeier A, Behr M, Müssig D. Esthetic brackets: the influence of filler level on color stability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:5.e13–16.
- [33] Faltermeier A, Behr M, Müssig D. *In vitro* colour stability of aesthetic brackets. *Eur J Orthod* 2007;29:354–358.
- [34] Faltermeier A, Bürgers R, Rosentritt M. Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to esthetic bracket materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:S99–S103.
- [35] Faltermeier A, Rosentritt M, Reicheneider C, Müssig D. Experimental composite brackets: influence of filler level on the mechanical properties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:699e.9–14.
- [36] Faure J, Nabbout F, Marchal-Sixou C, Oueiss A. Centre de résistance des groupes dentaires et mécanique orthodontique. *Int Orthod* 2008;1:3–22.
- [37] Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 1990;60:269–276.
- [38] Fontenelle A. Une conception parodontale du mouvement dentaire provoqué : évidences cliniques. *Rev Orthod Dento Faciale* 1982;16:37–53.
- [39] Genome B. Évolution de la biomécanique orthodontique par rapport aux traitements des patients adultes. *Orthod Fr* 1997;68:243–250.
- [40] Germeç D, Taner TU. Effects of extraction and non extraction therapy with air-rotor stripping on facial esthetics in postadolescent borderline patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:539–549.
- [41] Germeç-Çakan D, Taner TU, Akan S. Arch-width and perimeter changes in patients with borderline Class I malocclusion treated with extractions or without extractions with air-rotor stripping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:734.e1–7.
- [42] Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod* 1992;62:145–152.
- [43] Goldstein MC, Burns MH, Yurfest P. Esthetic orthodontic appliances for the adult. *Dent Clin North Am* 1989;33:183–193.
- [44] Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. Orthodontics: Current principles and techniques. St Louis: Mosby, 2005.
- [45] Harari D, Shapira-Davis S, Gillis I, Roman I, Redlich M. Tensile bond strength of ceramic brackets bonded to porcelain facets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:551–555.
- [46] Harris AM, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:215–219.
- [47] Hong R. Lever arm and mini implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontics treatment. *Angle Orthod* 2004;75:129–141.
- [48] Jarjoura K, Gagnon G, Nieberg L. Caries risk after interproximal enamel reduction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:26–30.

- [49] Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Orthodontic microabrasive reproximation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102:351–359.
- [50] Jung MH, Kim TW. Biomechanical considerations in treatment with miniscrew anchorage. Part 3: Clinical cases. *J Clin Orthod* 2008;42:329–337.
- [51] Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:34–40.
- [52] Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod* 2004;74:558–567.
- [53] Kusy RP, Tulloch JF. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:127–131.
- [54] Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:420–427.
- [55] Lee JS, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. Applications cliniques des mini-implants en orthodontie. Quintessence International, 2008.
- [56] Lee YK. Changes in the reflected and transmitted color of esthetic brackets after thermal cycling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:641.e1–6.
- [57] Lim SM, Hong RK. Distal movement of maxillary molars using a lever-arm and mini-implant system. *Angle Orthod* 2008;78:167–175.
- [58] Macha Ade C, Vellini-Ferreira F, Scavone-Junior H, Ferreira RI. Mesiodistal width and proximal enamel thickness of maxillary first bicuspids. *Braz Oral Res* 2010;24:58–63.
- [59] Massif L, Frapier L. Utilisation clinique des minivis en orthodontie. *Encycl Med Chir Odontologie/Orthopédie Dentofaciale*, Elsevier: Paris; 2006, 23-492-A-17.
- [60] Meguro D, Hayakawa T, Kawasaki M, Kasai K. Shear bond strength of calcium phosphate ceramic brackets to human enamel. *Angle Orthod* 2006;76:301–305.
- [61] Melsen B. Dr Birte Melsen on adult orthodontic treatment. Interview by Vittorio Cacciafesta. *J Clin Orthod* 2006;40:703–716.
- [62] Melsen B, Burstone C. Orthodontie de l'adulte : une interview du docteur Birte Melsen par le docteur Burstone. *Rev Orthop Dento Faciale* 1989;23:263–275.
- [63] Melsen B, Fiorelli G. Upper molar intrusion. *J Clin Orthod* 1996;30:91–96.
- [64] Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of lower molars. *J Clin Orthod* 1996;30:640–645.
- [65] Nishio C, Mendes Ade M, Almeida MA, Tanaka E, Tanne K, Elias CN. Evaluation of esthetic brackets resistance to torsional forces from the archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:42–48.
- [66] Park H, Kwon T. Sliding mechanics with miniscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2004;74:703–710.
- [67] Park H, Kwon T, Sung J. Nonextraction treatment with microscrews implants. *Angle Orthod* 2004;74:539–549.
- [68] Park YC, Choi NC, Choi YJ, Lee JS, Hwang HS. Déplacement distal des molaires supérieures à l'aide d'implants mini-vis. *Rev Orthop Dento Faciale* 2006;40:93–110.
- [69] Philippe J. L'orthodontie de l'adulte. Paris: éditions SID; 1989: 198 p.
- [70] Pinet-Dessein J. Les verrous plastiques et composites. *Orthod Fr* 2009;80:51–53.
- [71] Proffit WR. Contemporary Orthodontics, 3<sup>e</sup> ed. St Louis: Mosby, 2000.
- [72] Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990;60:135–152.
- [73] Rossouw PE, Tortorella A. A pilot investigation of enamel reduction procedure. *J Can Dent Assoc* 2003;69:384–388.
- [74] Rosvall MD, Fields HW, Ziuchkovski J, Rosenstiel SF, Johnston WM. Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:276e.1–12.
- [75] Rueggeberg FA, Lockwood PE. Thermal debracketing of single crystal sapphire brackets. *Angle Orthod* 1992;62:45–50.
- [76] Russell JS. Current products and practice. Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod* 2005;32:146–163.
- [77] Sheridan JJ. Air-rotor stripping. *J Clin Orthod* 1985;19:43–59.
- [78] Sinha PK, Nanda RS. Esthetic orthodontic appliances and bonding concerns for adults. *Dent Clin North Am* 1997;41:89–109.
- [79] Stutzmann J, Petrovic A. La vitesse de renouvellement de l'os alvéolaire chez l'adulte avant et pendant le traitement orthodontique. *Rev Orthop Dento Faciale* 1980;14:437–456.
- [80] Suwa N, Watari F, Yamagata S, Lida J, Kobayashi M. Static-dynamic friction transition of FRP esthetic orthodontic wires on various brackets by suspension-type friction test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;67:765–771.
- [81] Tae RB, Sung SW, Gook RS. [Clinical considerations on using ceramic bracket.] *Taehan Chikkwa Uisa Hyōphoe Chi* 1990;28:909–918. Article en coréen.
- [82] Thorstenson G, Kusy R. Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003;73:167–175.
- [83] Tuverson DL. Anterior interocclusal relations. Part I. *Am J Orthod* 1980;78:361–370.
- [84] Twesme DA, Firestone AR, Heaven TJ, Feagin FF, Jacobson A. Air-rotor stripping and enamel demineralization *in vitro*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:142–152.
- [85] Upadhyay M, Yadav S, Nanda R. Vertical-dimension control during en-masse retraction with mini-implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:96–108.
- [86] Uribe F, Nanda R. Treatment of Class II, Division 2 malocclusion in adults: biomechanical considerations. *J Clin Orthod* 2003;37:599–606.
- [87] Vassal A, Azmi O. Les céramiques. *Orthod Fr* 2009;80:33–46.
- [88] Wriedt S, Schepke U, Wehrbein H. The discolouring effects of food on the color stability of esthetic brackets – an *in-vitro* study. *J Orofac Orthop* 2007;68:308–320.
- [89] Zachrisson BU, Nyøygard L, Mobarak K. Dental health assessed more than 10 years after interproximal enamel reduction of mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:162–169.
- [90] Zhong M, Jost-Brinkmann PG, Zellmann M, Zellemann S, Radlanski RJ. Clinical evaluation of a new technique for interdental enamel reduction. *J Orofac Orthop* 2000;61:432–439.