



HAL
open science

Perspectives cliniques et biomécaniques des ancrages osseux en orthopédie dento-faciale : état des lieux et évolutions futures

Tristan Grosstephan

► **To cite this version:**

Tristan Grosstephan. Perspectives cliniques et biomécaniques des ancrages osseux en orthopédie dento-faciale : état des lieux et évolutions futures. Médecine humaine et pathologie. 2024. dumas-04901343

HAL Id: dumas-04901343

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04901343v1>

Submitted on 20 Jan 2025

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Perspectives cliniques et biomécaniques
des ancrages osseux en orthopédie-dento-faciale.
Etat des lieux et évolutions futures***

Présentée par

GROSSTEPHAN Tristan

Né le 25/08/1999

À Reims

Promotion :
Raymond SANGIUOLO

Thèse soutenue le **14 juin 2024**

Devant le jury composé de

Président : Professeur LE GALL Michel

Assesseurs : Professeur PHILIP-ALLIEZ Camille

Docteur CATHERINE Jean-Hugues

Docteur CURIALE Léa

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Perspectives cliniques et biomécaniques
des ancrages osseux en orthopédie-dento-faciale.
Etat des lieux et évolutions futures***

Présentée par

GROSSTEPHAN Tristan

Né le 25/08/1999

À Reims

Promotion :
Raymond SANGIUOLO

Thèse soutenue le **14 juin 2024**

Devant le jury composé de

Président : Professeur LE GALL Michel

Assesseurs : Professeur PHILIP-ALLIEZ Camille

Docteur CATHERINE Jean-Hugues

Docteur CURIALE Léa

ADMINISTRATION

Doyens Honoraires

Professeur Raymond SANGIUOLO†
Professeur Henry ZATTARA
Professeur André SALVADORI
Professeur Jacques DEJOU

Directeur

Professeur Bruno FOTI

Directeurs adjoints

Professeur Michel RUQUET
Professeur Anne RASKIN

Chargés de missions

Formation Initiale

Professeur Michel RUQUET

Recherche

Professeur Anne RASKIN

Formation Continue

Professeur Frédéric BUKIET

Relations Internationales

Professeur Hervé TASSERY

Internat et Diplômes d'études spécialisées

Professeur Virginie MONNET-CORTI

Affaires générales

Docteur Alain TOSELLO

Responsable Administrative

Madame Katia LEONI

PROMOTIONS :

2019 Raymond SANGIUOLO

2020 Gaston BERGER

2021 Joseph MIGOZZI

2022 Jérôme GALLION

2023 Serge DIBART

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS

BUKIET Frédéric (58-01)
ESCLASSAN Rémi (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)
TERRER Elodie (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITÉS

ABOUT Imad (65)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	GUIVARC'H Maud (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	JACQUOT Bruno (58-01)
BALLESTER Benoît (58-01)	LAN Romain (56-02)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Michel (58-01)
BLANCHET Isabelle (56-01)	MENSE Chloé (58-01)
BOHAR Jacques (56-01)	NOIRRIT-ESCLASSAN Emmanuelle (56-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
CASAZZA Estelle (58-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	SILVESTRI Frédéric (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

PRATICIENS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES

MANSUY Charlotte (58-01)
PILLIOL Virginie (58-01)

CHEFS DE CLINIQUE DES UNIVERSITÉS - ASSISTANTS DES HÔPITAUX

BAUDINET Thomas (58-01)
BENAMARA Yamina (58-01)
BOREL Guillaume (56-02)
BRINCAT Arthur (57-01)
BROS Agnès (56-01)
CHAMAYOU Chloé (56-01)
CREST Marion (58-01)
CURIALE Léa (56-01)
DUPRAT Florence (56-01)
FOUQUES Agathe (56-01)
HAMMOUTENE Stéphane (57-01)
HOARAU Emilie (57-01)
LAFONT Jacinthe (57-01)
MOZZICONACCI Léa (58-01)

OHANESSIAN Romain (57-01)
OLIVIER Thomas (56-01)
ONGHENA Tom (56-01)
PRINCE Fanny (58-01)
RANCHAIN Théo (57-01)
REYNAL Florence (56-01)
ROMAO Vincent (57-01)
ROUSCOFF Eva (56-01)
RUFAS Pierre (58-01)
RUIZ Pierre-Mathieu (58-01)
STALLA Martin (58-01)
STEPHAN Thomas (58-01)
TERRER Jérémy (58-01)

CHEFFE DE CLINIQUE DES UNIVERSITÉS ASSOCIÉE

BROTONS Adèle (56-01)

Intitulés des sections CNU :

56^{ème} section : Développement, croissance et prévention

56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale

56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale

57^{ème} section : Chirurgie orale, Parodontologie, Biologie Orale

57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale

58^{ème} section : Réhabilitation orale

58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

Remerciements

À Monsieur le Professeur Michel LE GALL,

Président de thèse,

Docteur en Chirurgie-Dentaire,

Spécialiste Qualifié en Orthopédie Dento-Faciale,

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier,

Chef de service en ODF – Hôpital de la Timone Marseille,

Responsable universitaire de l'Unité Fonctionnelle d'ODF – École de Médecine Dentaire de Marseille,

Vous me faites l'honneur de présider ce jury.

*Je ne saurais jamais assez vous remercier pour l'énergie
que vous mettez à nous offrir une formation si complète,*

Pour votre bonne humeur quotidienne,

Pour la qualité exceptionnelle de votre enseignement,

Pour l'ambiance extraordinaire

que vous avez instaurée dans le service

et de m'avoir reçu à Marseille comme un fils.

Merci de nous transmettre autant de passion pour notre métier.

Veillez trouver dans ce travail

l'expression de ma plus profonde admiration.

À Madame la Professeur Camille PHILIP-ALLIEZ,

Assesseur,
Docteur en Chirurgie-Dentaire,
Spécialiste Qualifiée en Orthopédie Dento-Faciale,
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier,
Hôpital de la Timone Marseille,

*Je vous remercie de la confiance
que vous m'accordez en acceptant d'être juge de ce travail.*

*Pour le projet que nous partageons sur le mémoire,
Pour votre disponibilité, votre écoute et votre bienveillance,
Pour votre positivité en toute circonstance,
Pour les enseignements que vous m'avez apportés
dès les premiers jours d'internat,*

Sachez toute la reconnaissance que j'ai à votre égard.

À Monsieur le Docteur Jean-Hugues CATHERINE,

Assesseur,
Docteur en Chirurgie-Dentaire,
Spécialiste Qualifié en Médecine et Chirurgie Orale,
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier,
Hôpital de la Timone Marseille,

Je vous remercie de me faire l'honneur de siéger au sein de ce jury.

*Pour votre accessibilité,
Pour les qualités cliniques et pédagogiques
dont vous avez su me faire part
lors des gardes que nous avons partagées.*

Je vous remercie infiniment d'être présent ce jour.

Veillez trouver ici le témoignage de ma reconnaissance et de mon respect.

À Madame la Docteur Léa CURIALE,

Directrice de thèse,

Docteur en Chirurgie-Dentaire,
Spécialiste Qualifiée en Orthopédie Dento-Faciale,
Cheffe de Clinique des Universités – Assistante des Hôpitaux,
Hôpital de la Timone Marseille,

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger ce travail de bout en bout,

*Pour votre disponibilité et votre investissement dans la réalisation de ce travail,
ainsi que dans votre encadrement en clinique,*

Pour vos qualités humaines, votre bienveillance et votre joie de vivre,

Sachez toute la gratitude et le respect que j'ai à votre égard.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	1
I. Bilan actuel de la science sur les ancrages osseux	2
A. Rappel biomécanique d'ancrage	2
1. Définition	2
2. Ancrage direct.....	2
3. Ancrage indirect.....	3
B. Mini-vis	4
1. Historique.....	4
2. Design.....	4
2.1. Les vis transgingivales.....	5
2.2. Les vis enfouies	6
3. Matériau	8
4. Positionnement	8
5. Mise en charge	10
C. Mini-plaques.....	10
1. Historique/ évolution	10
2. Différents systèmes actuels.....	11
2.1. Design général	11
2.2. Matériaux	11
2.3. Types de plaques utilisées	12
2.3.1. SAS (Skeletal Anchorage System) par Sugawara.....	12
2.3.2. Les plaques en I.....	12
2.3.2.1. Le système de Bollard selon De Clerck.....	12
2.3.2.2. Les plaques en I de la gamme Ancotek.....	14
2.3.3. Les plaques en T de la gamme Ancotek.....	14
2.3.4. Le tube-C.....	15
3. La mise en charge	15
II. Applications cliniques orthodontiques et réflexions biomécaniques	17
A. Dans la dimension transversale.....	17
1. Endoalvéolie	17
2. Exoalvéolie.....	18
B. Dans la dimension verticale	19
1. Ingression	19
1.1. Secteur antérieur.....	19
1.2. Secteurs postérieurs	22
2. Égression	23
2.1. Secteurs antérieurs	23
2.1.1. Lors des phases de nivellement.....	24
2.1.2. Tractions interarcades.....	25
2.1.3. Arc d'égression.....	25
2.2. Secteurs postérieurs	26
3. Canines incluses.....	27
3.1. Ancrage maxillaire vestibulaire.....	28
3.2. Ancrage palatin	29
3.3. Ancrage mandibulaire	30
C. Dans la dimension antéro-postérieure.....	31
1. Mésialisation des secteurs postérieurs	31
2. Distalisation.....	33
2.1. Ancrage palatin médian et paramédian.....	34
2.1.1. Antérieurs	34
2.1.2. Postérieurs	36
2.2. Alvéolaires.....	36
2.2.1. Vestibulaires et infra-zygomatiques	36
2.2.1.1. Distalisation séquentielle.....	36
2.2.1.2. Distalisation en masse.....	39
2.2.2. Rétromolaires	40
2.3. Zygomatiques.....	41

3. Rétraction du bloc antérieur.....	43
4. Redressement molaire.....	45
4.1. À la suite de la perte d'une molaire mandibulaire, version de la molaire distale dans le site d'extraction	45
4.1.1. Ancrage direct	45
4.1.1.1 Dans le site d'édentement	45
4.1.1.2. En rétromolaire	47
4.1.1.3. En interradiculaire au niveau prémolaire	47
4.1.2. Ancrage indirect	48
4.2. Redressement des molaires incluses.....	49
4.2.1. Inclusions légères à modérées	49
4.2.2. Inclusions sévères.....	51
III. Utilisation actuelle et future en orthopédie	52
A. Utilisation actuelle.....	52
1. Dimension transversale	52
1.1. Endognathie	52
1.1.1. Diagnostic.....	52
1.1.2. Expansion maxillaire rapide avec utilisation de mini-vis	55
1.1.2.1. Ancrage hybride	55
1.1.2.2. Ancrage osseux strict	56
2. Dimension antéro-postérieure	57
2.1. Protocole de De Clerck : traitement des classes III squelettiques	57
2.1.1. Généralités	57
2.1.2. Protocole	58
2.1.2.1. Phase chirurgicale.....	58
2.1.2.2. Phase orthopédique	59
2.1.3. Effets biomécaniques et incidences sur le profil	61
B. Utilisation future : innovations en cours d'étude.....	62
1. Correction des classes II squelettiques par ancrages osseux	62
1.1. Élastiques sur ancrages osseux.....	62
1.2. Bielles de Herbst à ancrages osseux	63
2. Collage.....	65
2.1. Pourquoi le collage ?.....	65
2.2. Cahier des charges	65
2.3. Règlementation	66
2.4. Exemple d'un adhésif innovant.....	66
3. Ancrages osseux sur mesure : apport de l'impression 3D	67
3.1. Indications actuelles et bénéfices cliniques attendus	67
3.2. Procédés d'impression en 3D : fabrication additive.....	68
3.3. Impression in-office de plaques grâce aux imprimantes 3D	69
3.3.1. Règlementation sur la production de dispositifs médicaux.....	69
3.3.2. Considérations économiques.....	69
3.4. Apport de l'intelligence artificielle (IA).....	70
3.4.1. Conception et fabrication de plaques d'ostéosynthèse	70
3.4.2. Amélioration des protocoles orthodontiques.....	71
3.4.3. Amélioration des protocoles chirurgicaux	72
4. Utilisation d'un matériau biodégradable	72
4.1. Inconvénients actuels liés aux matériaux des mini-plaques	72
4.2. Cahier des charges	73
4.3. Exemples d'alliages en cours d'étude	73
4.3.1. Alliages à base de magnésium (Mg).....	73
4.3.2. Alliages à base de zinc (Zn).....	75
4.3.3. Alliages à base de fer (Fe).....	76
CONCLUSION	78
TABLE DES ILLUSTRATIONS	A
BIBLIOGRAPHIE.....	I

INTRODUCTION

L'innovation en médecine est un phénomène en perpétuelle évolution, catalysant des progrès significatifs dans tous les domaines, y compris en orthodontie où les ancrages osseux se distinguent, comme étant au cœur de cette évolution. En effet, les mini-vis et mini-plaques constituent un pont entre le passé, où les options de traitement étaient restreintes, et l'avenir, promis à être façonné par des avancées techniques et technologiques.

À travers une analyse détaillée des ancrages osseux, de leurs premières utilisations à nos jours, nous parlerons de leur capacité à révolutionner la pratique clinique. Nous mettrons en lumière leur rôle déterminant dans l'amélioration des traitements orthodontiques, notamment pour les cas complexes qui autrefois, défiaient les méthodes conventionnelles.

Le pilier de cette thèse sera la biomécanique des ancrages osseux. Les principes qui y sont associés seront examinés pour comprendre leur influence sur l'efficacité des traitements orthodontiques et orthopédiques. Il existe une multitude de possibilités d'utilisation de ces ancrages. Ils peuvent être utilisés en tant qu'ancrage direct ou indirect et placés à différents endroits anatomiques grâce à leurs design diversifiés.

Nous nous projeterons également dans l'avenir de ces outils thérapeutiques. Nous évaluerons comment l'utilisation de l'impression 3D, de l'intelligence artificielle, des matériaux biodégradables, et des techniques avancées de collage osseux peuvent enrichir et faire évoluer la pratique de l'orthodontie.

L'ambition de cette thèse est de fournir un compte-rendu scientifique méticuleux, tout en mettant en lumière le rôle crucial de l'innovation dans le progrès continu de l'orthodontie. Nous vous convions à percevoir ces nouvelles techniques et technologies, non pas comme de simples hypothèses, mais comme des progrès tangibles, prêts à faire évoluer la pratique orthodontique des années à venir.

I. Bilan actuel de la science sur les ancrages osseux

A. Rappel biomécanique d'ancrage

1. Définition

L'ancrage est un élément stable ou fixe pouvant servir de point d'appui lors de l'application de système de force. (133)

En orthodontie, l'ancrage représente la résistance au déplacement dentaire non souhaité, et il fait référence à la réaction issue de la troisième loi de Newton : « si un objet A exerce une force sur un objet B, alors l'objet B exerce une force d'égale intensité et de sens opposé sur l'objet A ». Cette réaction indésirable peut perturber le traitement et nécessite donc un contrôle grâce à un système d'ancrage efficace.

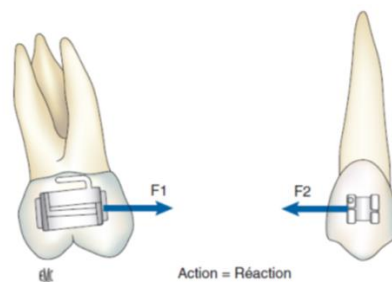


Figure 1 : Forces d'action et de réaction égales et de sens opposé ($F1 = F2$) (96)

L'ancrage joue un rôle essentiel dans la mécanique permettant les mouvements dentaires. Lorsque l'ancrage dentaire est insuffisant ou que l'on souhaite limiter l'utilisation d'appareils orthodontiques, il est désormais possible d'utiliser des mini-vis ou mini-plaques. Ces ancrages sont osseux, donc stricts. Ces derniers peuvent s'utiliser soit en tant qu'ancrage direct, soit en tant qu'ancrage indirect. Un même ancrage osseux peut servir à la fois d'ancrage direct ou indirect.

2. Ancrage direct

L'ancrage direct consiste à utiliser directement la mini-vis ou la mini-plaque pour obtenir les mouvements souhaités sans solliciter de dents (100). Il est nécessaire de relier l'ancrage à la dent ou au groupe de dents que l'on veut déplacer grâce à un moyen mécanique. Il peut s'agir d'une chaînette élastomérique, d'un élastique, d'un ressort nickel-titane (NiTi), d'un arc ou d'un autre auxiliaire.

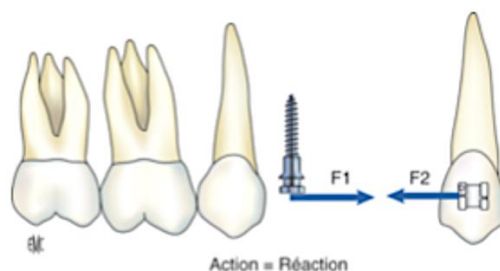


Figure 2 : Principe de l'ancrage direct (96)

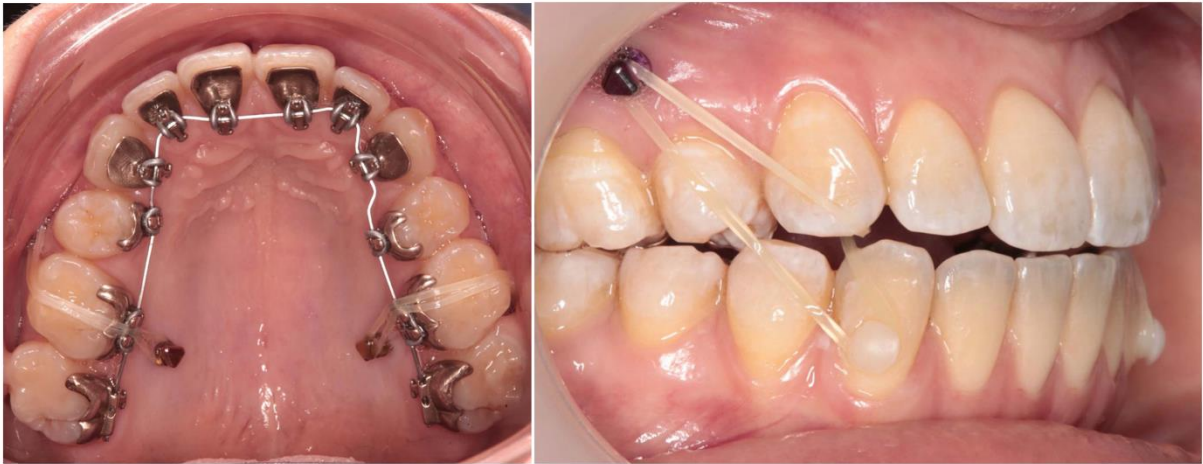


Figure 3 : Mini-vis placées en palatin et en vestibulaire et utilisées en ancrage direct pour l'ingression des secteurs postérieurs (courtoisie du Dr Brouchet, service d'orthodontie de Bordeaux)

3. Ancrage indirect

L'ancrage indirect consiste à utiliser des mini-vis ou mini-plaques pour renforcer l'ancrage dentaire préexistant. Il utilise un auxiliaire (ligatures, bras en acier ou TMA) permettant de solidariser l'ancrage à l'appareillage afin de contrôler les mouvements parasites induits par le système de force.

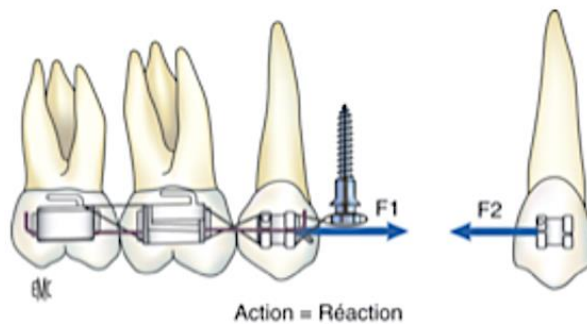


Figure 4 : Principe de l'ancrage indirect (96)



Figure 5 : Ancrage indirect par un bras en acier reliant la mini-vis à la molaire d'ancrage (courtoisie du Dr Bonnaud, service d'orthodontie de Marseille)

B. Mini-vis

1. Historique

Pour la première fois de l'histoire, en 1945, Gainsforth et Higley (48) ont suggéré l'utilisation de vis métalliques comme ancrage.

En 1983, les précurseurs des ancrages osseux, Creekmore et Eklund (23) ont adopté un système similaire à celui présenté par Gainsforth et Higley, pour un cas nécessitant une vestibuloversion et une ingression des incisives maxillaires, en passant par la cavité nasale et en utilisant un élastique relié à la vis (Figure 6).

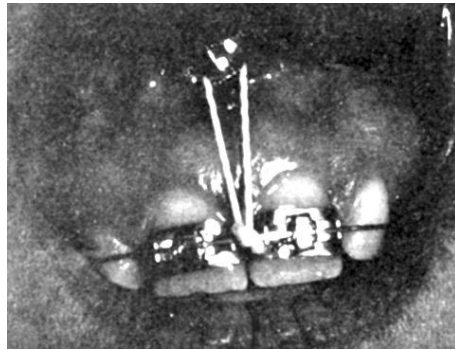


Figure 6 : Fil élastique reliant l'arc à la tête de la vis (23)

Ce n'est qu'en 1997 que Kanomi (69) a décrit les premières mini-vis, spécialement conçues pour un usage orthodontique.

L'année suivante, Costa et al. (22) ont développé une mini-vis dotée d'une tête en forme de bracket pouvant servir d'ancrage direct et indirect. Par la suite, divers types de mini-vis ont été introduits sur le marché.

De nos jours, d'après l'étude de Buschang et al., l'utilisation de mini-vis en clinique orthodontique devient la norme plutôt que l'exception. (92)

2. Design

Une vaste gamme de vis est disponible aujourd'hui, offrant une diversité de matériaux, de formes et de dimensions. Il est envisageable d'employer des vis spécifiques à la chirurgie maxillo-faciale, qui présentent des caractéristiques similaires à celles que nous utilisons en orthodontie.

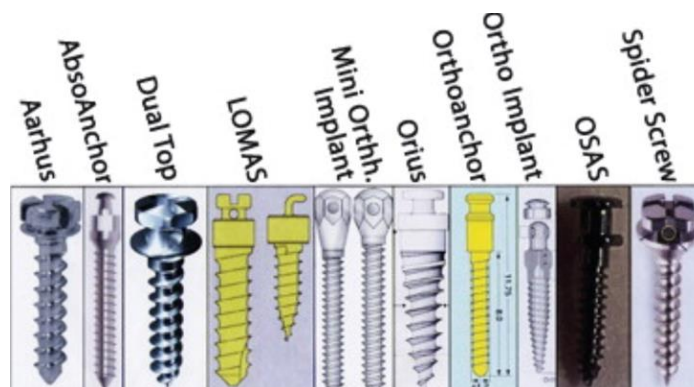


Figure 7 : Exemples de mini-vis sur le marché (141)

2.1. Les vis transgingivales

Bien que les designs des vis transgingivales soient similaires, il existe une variété de dimensions et de formes adaptées aux applications cliniques spécifiques et aux emplacements anatomiques ciblés.

Le diamètre se réfère à la partie la plus large du corps de la vis, et il varie généralement entre 1,2 et 2 mm. Il est recommandé d'utiliser des diamètres plus réduits dans les zones anatomiques à risque, notamment à proximité des racines dentaires, des nerfs et des vaisseaux sanguins. En présence de mécaniques orthodontiques importantes, il est conseillé d'opter pour un diamètre plus élevé, tout en veillant à respecter les zones anatomiques environnantes, notamment les racines dentaires.

Plus le diamètre est élevé, plus la stabilité primaire sera satisfaisante. En effet, selon une étude de Wiechmann et al. menée en 2007 (152), des vis de 1,1 mm de diamètre ont montré des résultats inférieurs à celles de 1,6 mm de diamètre.

Les vis transgingivales ont une plage de longueurs allant de 7 à 12 mm. Le choix de la longueur dépend de la densité de l'os dans lequel elles seront insérées : un os spongieux nécessitera une vis plus longue, tandis qu'un os cortical pourra se contenter d'une vis plus courte.

Un autre facteur important à considérer est le bras de levier : en raison de l'épaisseur de la gencive, il est possible que le point d'application de la force sur la vis soit éloigné de l'os. Dans de telles situations cliniques, il sera donc nécessaire d'opter pour une vis de longueur supérieure.

Le design d'une mini-vis se décompose en trois composants distincts : (2)

- Le corps :
Il se présente sous la forme d'une partie cylindro-conique filetée qui sera insérée dans l'os. Le filetage peut être conçu de deux façons : vis autotaraudante (qui forme son propre filetage en coupant l'os dans un trou préexistant) ou vis non-taraudante. Dans les nouvelles générations de mini-vis, le filetage est conçu pour maximiser la rétention de la vis dans l'os. Les vis peuvent également être autoforantes : à la différence des vis simplement autotaraudantes, la pointe est très aiguë, semblable à celle d'un foret. Cela leur permet à la fois de créer le trou et de créer leur propre filetage. Ce sont les plus utilisées du fait de leur simplicité de mise en œuvre ;
- Le col :
Il est qualifié de « transmuqueux », il établit une connexion entre le corps de la vis, ostéo-intégré, et la tête de la vis, à l'extérieur. La surface de ce col est lisse afin d'éviter toute irritation de la gencive, l'accumulation de plaque dentaire et la présence de micro-organismes. Le design du col varie selon les modèles de vis, offrant des options comme les cols cylindriques, coniques inversés ou équipés d'une collerette qui épouse la gencive. La longueur optimale du col se situe généralement entre 1 et 2 mm, selon les recommandations de Lin et al. en 2007 (63) ;
- La tête :
Elle peut adopter des formes diverses. Il existe des têtes de vis en forme de bracket, de plots, avec des rainures, percées ou simplement lisses. On y fixe les dispositifs orthodontiques tels que les ligatures, les arcs (ronds et rectangulaires), les chaînettes élastomériques et les élastiques. En outre, l'un des rôles principaux de la tête est la préhension de la vis à l'aide d'un tournevis manuel ou d'un contre-angle. Certains fabricants proposent des mini-vis avec des accessoires qui se fixent directement sur la tête, comme la vis IMTEC Cope (3M™Unitek™), qui est fournie avec un capuchon auxiliaire pour améliorer le confort du patient.

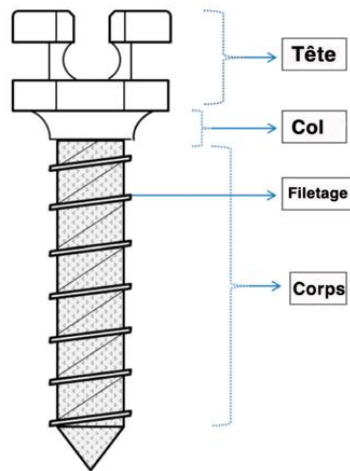


Figure 8 : Design d'une mini-vis (2)

Selon une étude de Alkadhimi et All-Awadhi en 2018 (2), les vis transgingivales ayant eu un taux de réussite significativement plus élevé sont celles insérées dans le maxillaire, d'une longueur supérieure ou égale à 8 mm et d'un diamètre supérieur ou égal à 1,4 mm, placées chez des patients de plus de 20 ans.

2.2. Les vis enfouies

Ce sont des vis de petite taille (5 mm de longueur) et de diamètre important (2 mm). Elles sont positionnées dans le fond du vestibule, en zone extra-alvéolaire, à distance des zones anatomiques à risque. Il est donc indispensable d'ajouter une connectique qui émerge à distance dans la cavité orale.

Le point d'application de la force est très proche de l'os, l'effet de « bras de levier » n'existe presque pas. Ainsi, il est possible d'utiliser des vis de petite taille. Un des autres avantages de cette méthode est la distance entre la tête et l'émergence du fil, ce qui permet d'éviter une éventuelle infiltration bactérienne vers l'os et diminue donc la probabilité de complications associées.

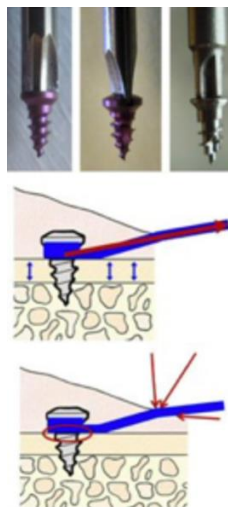


Figure 9 : Positionnement d'une mini vis enfouie (134)

Les connectives envisageables sont :

- CLO (Corticale Ligature à terminaison en forme de « O ») :
Une ligature métallique directement accrochée à la tête de la vis et toronnée émerge par la muqueuse dans la cavité buccale. Sur cette ligature, on accroche un élastique qui permet la mise en place de la force orthodontique ;
- CTO (Cortical TMA à terminaison en forme de « O ») :
- Il s'agit du même principe que le CLO, sauf que la ligature est remplacée par un bras en TMA. L'une des propriétés intéressantes du TMA est qu'il est facilement façonnable : ainsi, il permet de choisir le vecteur de la force appliquée pour un contrôle en deux dimensions ;
- CT8-1 (Cortical TMA à terminaison en forme de « 8 » avec un bras) :
Il s'agit de deux vis placées côte à côte et reliées par un fil de TMA. Il est donc possible d'orienter la force dans les trois dimensions de l'espace ;
- CT8-2 (= CT8-1 avec deux bras) :
Ce système permet d'agir sur deux dents différentes et indépendamment l'une de l'autre.

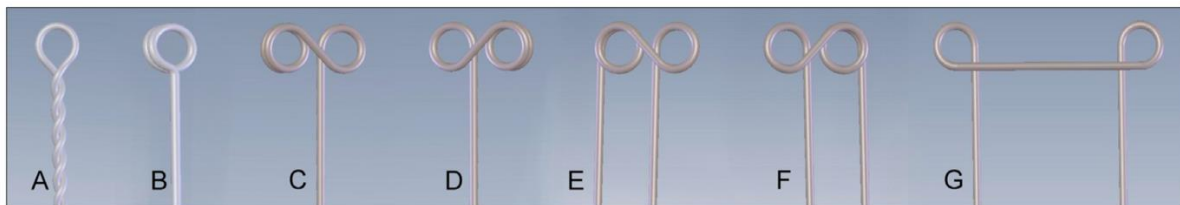


Figure 10 : Classification des connectives avec des mini-vis enfouies (14)

A : CLO ; B : CSO-1/CTO-1 ; C : CS8-1/CT8-1 droit ; D : CS8-1/CT8-1 gauche ; E : CS8-2/CT8-2 droit ; F : CS8-2/CT8-2 gauche ; G : CS8-2/CT8-2 tunnel

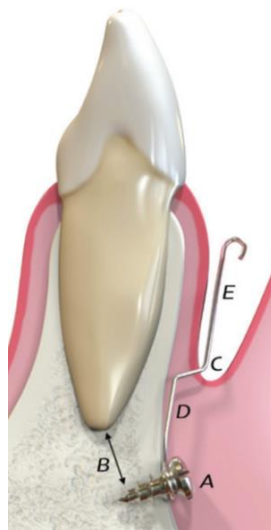


Figure 11 : Positionnement d'une mini-vis enfouie associée au système CT-8 (15)

La vis (A) est enfouie au-delà des apex (B). La connective émerge au fond du vestibule (C). En deçà le fil est plaqué contre l'os (D). Au-delà il longe la muqueuse (E).

Les systèmes CT8 sont des systèmes très utilisés dans les tractions de canines incluses car ils permettent de s'affranchir des autres dispositifs orthodontiques.

3. Matériau

Les mini-vis ne doivent pas être ostéo-intégrées afin d'être retirées facilement. Pour cela des traitements de surface sont réalisés afin de les rendre les plus lisses possible.

Il existe différents matériaux utilisés dans la conception des mini-vis d'orthodontie :

- Le titane :
La plupart du temps, les mini-vis sont en alliage de titane, notamment le TiAl6V4 (Titane-6Aluminium-4Vanadium). En effet, les alliages possèdent une résistance à la fatigue supérieure à celle du titane pur.
Le titane dispose de bonnes propriétés de biocompatibilité et est amagnétique. Il est léger et possède une excellente résistance à la déformation, à la fracture ainsi qu'à la corrosion. Il peut également subir une anodisation, qui est un procédé électrolytique d'oxydation (modification de sa surface ionique), ce qui permet de le colorer sans ajout de matière et donc d'ajouter des codes couleurs pour simplifier son utilisation ainsi que les protocoles. Sa capacité à être usiné le rend moins coûteux que l'acier par exemple, ce qui en fait le matériau le plus utilisé ;
- L'acier inoxydable :
Il possède une résistance et des propriétés mécaniques supérieures à celles du titane. Des études montrent une résistance à la rupture deux fois plus forte que pour le titane (99) (18). Le module d'élasticité de Young, qui mesure la rigidité d'un matériau, est d'environ 114 GPa pour le TiAl6V4 contre 200 GPa pour l'acier inoxydable martensitique de grade 440C. Malgré cela, une revue examinant le taux de succès entre des vis en acier inoxydable et en titane, ne montre aucune différence significative entre les deux, avec de bons résultats chacun (11) ;
- Les polymères et matériaux biorésorbables :
Ils sont conçus pour être dégradés et absorbés par le corps au fil du temps. Cela permet d'éviter une deuxième intervention chirurgicale ;
- Le tantale :
Ce matériau est très peu utilisé en raison de son coût, supérieur à celui de l'acier inoxydable et du titane. Sa densité et sa dureté sont inférieures à celles d'autres matériaux comme le titane. Cependant, il présente une bonne biocompatibilité et résiste à la corrosion. Bien qu'il soit un métal dur et lourd, il peut être travaillé en fils fins ou en feuilles, ce qui permet des applications chirurgicales variées (57).

4. Positionnement

Les mini-vis ou mini-plaques ne sont mises en place que chez des patients ne présentant pas de contre-indications.

Les contre-indications générales à un traitement utilisant des mini-vis et mini-plaques sont :

- Patient présentant une contre-indication absolue à la chirurgie ;
- Patient présentant une cardiopathie à haut risque d'endocardite infectieuse ;
- Patient présentant un risque infectieux (immunodépression) ;
- Un âge inférieur à 11 ans chez les filles et 12 ans chez les garçons ;
- La prise de certains médicaments pouvant entraver la cicatrisation osseuse et muqueuse (anticoagulants, antiagrégants plaquettaires, immunosuppresseurs, antiépileptiques...): une concertation avec le médecin prescripteur sera nécessaire (46).

Les contre-indications locales sont :

- Patients irradiés au niveau de la sphère oro-faciale ;
- Faible densité osseuse ;
- Obstacle anatomique ;
- Maladie buccale évolutive ;
- Hygiène bucco-dentaire non satisfaisante (inflammation gingivale menant à la perte des vis et plaques) ;
- Ouverture buccale réduite : geste chirurgical impossible (46).

D'un point de vue anatomique, les vis doivent être dans la mesure du possible, insérées à 5 mm de la papille et en gencive kératinisée attachée (Luzi et al. 2009) (95), afin d'éviter qu'elles ne s'enfouissent sous les tissus mous (37).

Un dégagement minimal de 1 mm d'os alvéolaire autour de la mini-vis est recommandé pour préserver la santé parodontale (Poggio et al. 2006) (116). De nombreuses études ont été effectuées afin d'identifier, au sein des espaces interradiculaires, les zones présentant les plus hauts taux de succès pour la mise en place de mini-vis (Poggio et al. 2006 ; Chaimanee et al. 2011) (9).

Selon eux, les sites les plus sûrs sont tous en vestibulaire et sont dans l'ordre de fiabilité à la mandibule : entre la 2^e et la 1^{re} molaire ; entre la 1^{re} et la 2^e prémolaire ; entre la 2^e prémolaire et 1^{re} prémolaire ; entre la 1^{re} prémolaire et la canine (à 11 mm de la crête alvéolaire) et enfin entre l'incisive latérale et la canine (à 7 mm de la crête alvéolaire).

Une étude de Kravitz et Kusnoto en 2007 (82) classe la qualité osseuse en quatre catégories (de D1 à D4). Cette classification se base sur l'aspect radiographique ainsi que sur la résistance au forage. Il y a une grande stabilité de la mini-vis dans les zones d'os compact (D1 : région antérieure de la mandibule / D2 : région prémolaire mandibulaire et maxillaire). Il y aura un risque plus élevé d'échec dans la région molaire maxillaire et mandibulaire. La pose de mini-vis n'est pas recommandée dans la région postérieure du maxillaire.

Plus l'emplacement est antérieur et apical, plus la probabilité de succès est haute.

Concernant l'axe d'insertion : il est recommandé d'utiliser un axe oblique dans le sens vertical, afin de viser la zone de divergence des racines dentaires. Une insertion de mini-vis oblique de 30° par rapport à l'axe dentaire au maxillaire et de 10° à la mandibule permet également l'insertion d'une vis plus longue dans la profondeur de l'os.

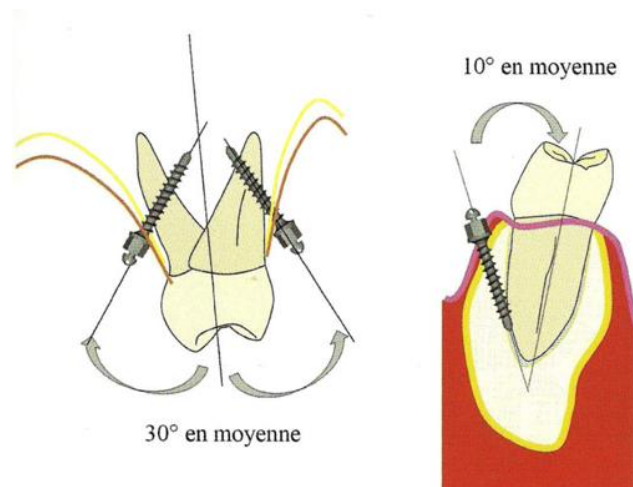


Figure 12 : Positionnement oblique des mini-vis par rapport à l'axe dentaire (37)

/	Site	Diamètre (mm)	Longueur (mm)	Col
Maxillaire	Crête infrazygomatique	1,5	6-7	Court
	Tubérosité	1,5	9-11	Long
	Vestibulaire 5-6 et 6-7	1,3 - 1,4	7-9	Court
	Vestibulaire 3-4 et 4-5	1,3 - 1,4	6-7	Court
	Palatin 5-6 et 6-7	1,4 - 1,5	9-11	Long
	Médian-Paramédian	1,8 - 2 - 2,2	6-7	Court
Mandibule	Rétromolaire	1,5 - 1,8	7-9	Long
	Vestibulaire 5-6 et 6-7	1,3 - 1,4	7	Court
	Vestibulaire 3-4 et 5-6	1,3 - 1,4	6-7	Court
	Zone antérieure subapicale	1,3	6	Court
Édenté	Maxillaire et mandibulaire	1,5 - 1,8	7-9-11	Court Long

Figure 13 : Tableau guide des longueurs et diamètres de mini-vis par site (37)

5. Mise en charge

La mise en charge d'une mini-vis peut se faire par des forces légères (25 g) immédiatement après la pose. Si des forces plus élevées sont nécessaires, il faudra attendre deux semaines après la pose (Melsen et Costa (2000) ; Liou et al. (2004)). (88,101)

Selon Miyawaki et al. en 2003 (103), les principaux facteurs de risque de perte prématurée de la vis sont un petit diamètre, une inflammation péri-implantaire et des patients présentant une typologie hyperdivergente.

Des études sur des modèles animaux, citées par Cornelis et al. en 2007, ont montré que des forces jusqu'à 150 g n'affectent pas la densité des os ni la stabilité des dispositifs employés (19).

Bien qu'il soit couramment recommandé de ne pas dépasser 200 g de force, la communauté scientifique n'a pas encore établi de consensus sur cette limite maximale. Par ailleurs, la plupart des fabricants indiquent que leurs produits peuvent supporter des forces supérieures à 50 g, mais la résistance maximale des mini-vis dans un contexte clinique réel n'a pas été clairement définie.

C. Mini-plaques

1. Historique/ évolution

C'est en 1985 que Jenner (64) décide de traiter des patients à l'aide de plaques utilisées habituellement en chirurgie orthognathique. Cette utilisation permet d'élargir le champ des possibilités de traitement et, notamment dans certains cas, de repousser les indications d'avulsions ou encore de traitements orthodontico-chirurgicaux. Bien que leur mise en place et leur dépose soient plus complexes que les mini-vis, les mini-plaques offrent un ancrage plus résistant, ce qui permet d'augmenter le nombre d'options thérapeutiques orthodontiques. Ce sont Sugawara (136) et De Clerck (27) qui se démarqueront en utilisant ces dispositifs, en incluant notamment leur utilisation dans les traitements orthopédiques.

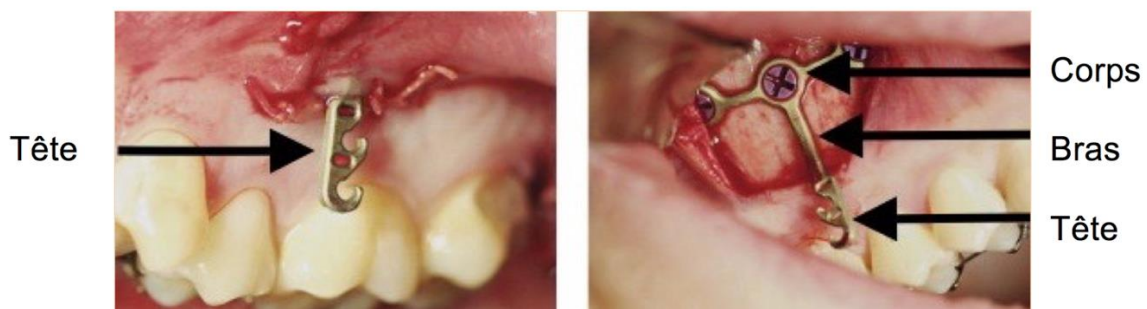
2. Différents systèmes actuels

2.1. Design général

Leur design est similaire aux plaques d'ostéosynthèse utilisées en chirurgie maxillo-faciale. La différence principale se trouve au niveau de l'extrémité de la plaque d'ancrage : celle-ci est modifiée afin de pouvoir accueillir un auxiliaire orthodontique (117). Les mini-plaques sont conçues à partir d'un bloc unique de titane, sans avoir recours à des procédures de pliage ou de traitement thermique, ce qui réduit considérablement le risque de fracture.

Elles sont toutes constituées de trois parties :

- La tête :
Il s'agit de la partie qui fera son émergence dans la cavité buccale. Elle ne doit pas interférer avec l'occlusion du patient. Elle comporte un ou plusieurs crochets sur lesquels sont attachés les dispositifs de traction orthopédique ou orthodontique. Ces crochets sont flexibles, leur forme peut être modifiée. L'orientation dans l'espace doit tout de même être réfléchi en amont de la pose, selon le vecteur de la force désirée. Elle peut également comporter des alésages oblongs qui permettent l'insertion d'auxiliaires ayant une section maximale de 0,022 x 0,028" (142) ;
- Le bras :
Il s'agit de la partie transmuqueuse. Il peut être de section ronde ou rectangulaire. Sa longueur varie de 5,7 à 10 mm. Il permet la connexion entre le corps et la tête. Afin d'éviter une inflammation gingivale, il traverse la fibromuqueuse au niveau de la ligne mucogingivale ;
- Le corps :
Il dispose de quatre formes basiques différentes : T, L, Y et I. Du fait de la malléabilité du titane de grade 2, il est possible de modifier le corps plaque à l'aide d'une pince pour l'adapter à la situation clinique ou encore de couper une extrémité. Il est positionné en sous-périosté et fixé à l'os par deux ou trois vis.



2.2. Matériaux

La plupart des mini-plaques sont fabriquées en titane pur ou alliage de titane. Généralement, les trois composantes des plaques sont moulées en une seule pièce. L'absence de procédure d'assemblage et de traitement thermique permet d'améliorer la résistance mécanique des plaques en diminuant le risque de fracture. (20)

2.3. Types de plaques utilisées

2.3.1. SAS (Skeletal Anchorage System) par Sugawara

Ce système est dérivé de l'utilisation des plaques d'ostéosynthèse en chirurgie orthognathique. L'indication donnée par Sugawara de ces plaques vissées de façon transitoire est la distalisation et l'ingression des molaires maxillaires et mandibulaires.

La tête de la plaque est composée de trois crochets, afin de permettre un ajustement des tractions orthodontiques.

Il existe trois types de plaques (T, Y et I) classifiées selon leurs longueurs afin de répondre à la situation clinique. Chaque type existe en deux exemplaires « miroirs », c'est-à-dire avec une orientation des crochets différente, selon le secteur choisi.

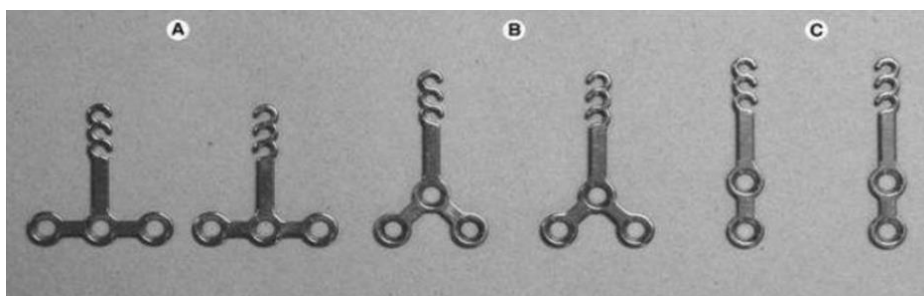


Figure 15: Plaques d'ancrage en titane Skeletal Anchorage System (A) en T, (B) en Y, (C) en I (138)

2.3.2. Les plaques en I

2.3.2.1. Le système de Bollard selon De Clerck

Ces plaques, conçues par De Clerck, sont fabriquées en titane pur.

Le système d'ancrage de Bollard est composé de trois parties, à savoir :

- La mini-plaque, qui dispose de trois trous pour la fixation maxillaire et deux trous à la mandibule ;
- Une barre de connexion de section arrondie, nécessaire pour la cicatrisation au niveau de l'émergence de la plaque ;
- L'unité de fixation, avec ou sans crochet associé :
 - L'unité de fixation sans crochet contient deux gorges, d'un diamètre de 0,045" chacune. Cela permet l'insertion d'un fil de section carrée fixé par la vis de verrouillage qui reliera le système d'ancrage à l'appareil orthodontique ;
 - L'autre, avec crochet permet d'accrocher directement un dispositif de traction sur l'ancrage, tel qu'un élastique ou une chaînette élastomérique. L'unité de fixation avec crochet comprend un tube de section 0,020 x 0,020". Cela permet également de passer un arc, dans les cas où l'émergence du crochet ne serait pas optimale.

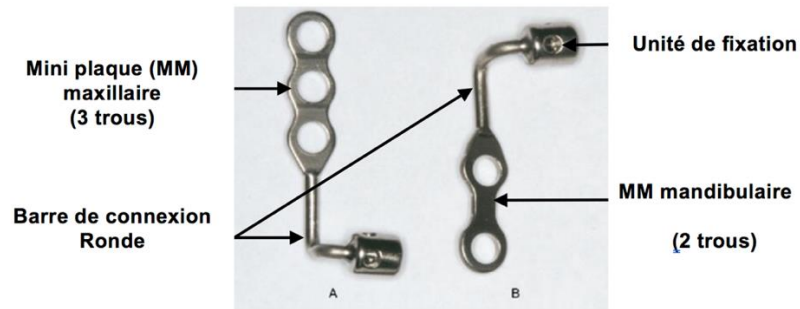


Figure 16 : Mini-plaques de Bollard sans crochet (A) maxillaire à trois trous, (B) mandibulaire à deux trous (20)



Figure 17 : Mini-plaques de Bollard avec crochets de fixation (47)

La fixation de la mini-plaque à l'os est réalisée au moyen de mini-vis monocorticales mesurant 2,3 mm de diamètre et 5 mm de longueur. Ces vis sont insérées à travers les orifices de la mini-plaque par un processus d'autotaraudage, qui nécessite le forage préalable d'un trou pilote de 1,6 mm de diamètre avant l'insertion de chaque vis. De manière exceptionnelle, une vis de 7 mm de longueur peut être employée dans l'orifice supérieur de la mini-plaque maxillaire.

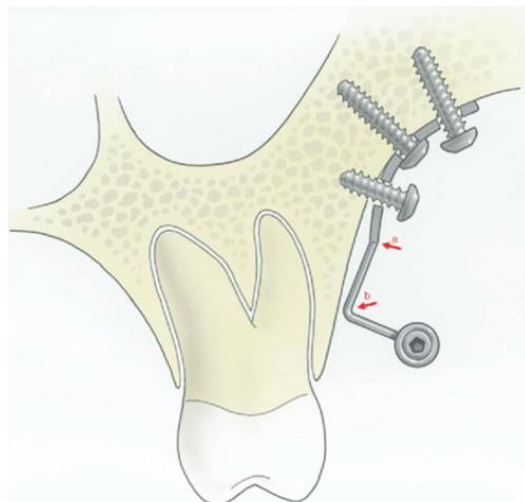


Figure 18 : Coupe transversale schématique de la mini-plaque placée sur la crête infrazygomatique (20)

Sur la Figure 18, on observe que la barre de connexion est légèrement pliée (a), pour assurer un contact étroit entre l'extrémité de la barre de connexion et la surface osseuse au point d'émergence à travers la muqueuse (b). Ce double pliage permet à la barre de connexion d'épouser l'os alvéolaire et ainsi diminuer les phénomènes inflammatoires d'irritation des tissus mous environnants.

2.3.2.2. Les plaques en I de la gamme Ancotek

Ce sont des plaques en titane de grade 2, conformables selon leur site de pose. Elles se déclinent en différentes longueurs, à savoir 5 mm (OAI5), 7 mm (OAI7), 10 mm (OAI10) et 12 mm (OAI12). Elles disposent de deux trous, par lesquels deux vis autoforantes de diamètre de 2 mm et de longueur de 5 mm sont placées pour fixer la plaque à l'os.

À leur extrémité émergeant dans la cavité orale, on retrouve deux crochets ainsi que deux gorges, sur lesquels on peut venir accrocher des auxiliaires (chaînette élastomérique, ligature métallique, arc acier ou TMA ou encore un ressort NiTi). Il est également possible de coller un tube orthodontique sur la tête (50).



Figure 19 : Plaque en I de la gamme Ancotek (50)

2.3.3. Les plaques en T de la gamme Ancotek

On retrouve globalement les mêmes caractéristiques que les tubes en I. Elles sont réalisées en titane de grade 2, sont conformables, existent dans les mêmes longueurs et présentent également des alésages oblongs qui permettent l'utilisation d'auxiliaires à insertion directe. La principale différence est la forme, en T, et la présence de trois trous, par lesquels sont mises en place trois vis autoforantes (2 mm de diamètre et 5 mm de longueur). La barre de connexion présente une section ovale d'épaisseur de 1 mm, tout comme la barre en I (50).



Figure 20 : Plaque en T de la gamme Ancotek (50)

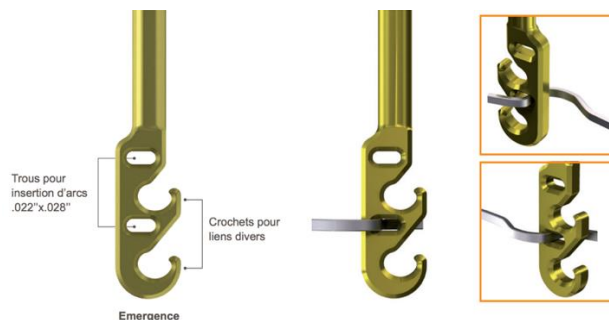


Figure 21 : Tête des plaques en I et T de la gamme Ancotek, utilisables dans les systèmes de tractions directes (50)

2.3.4. Le tube-C

Chez des patients pour lesquels les mini-plaques conventionnelles ne sont pas utilisables, en raison d'un sinus trop volumineux, de racines divergentes avec des espaces inter-radiculaires étroits ou d'une sévère perte d'os alvéolaire, le tube-C peut être une bonne alternative. Cette alternative est nécessaire pour assurer un ancrage stable, qui ne peut pas être fourni par une mini-vis conventionnelle.

Une anesthésie locale superficielle est suffisante car ce système utilise des mini-vis autoforantes courtes (de 4 à 7 mm de longueur et de 1,5 mm de diamètre). Bien que les vis semblent courtes, l'association de plusieurs vis, offre une stabilité d'ancrage élevée.

Le tube-C a été conçu exclusivement à des fins orthodontiques. Ces plaques sont réalisées en titane avec un trou de 0,036" dans le tube. Il existe différents designs de ces plaques, en I avec deux trous, soit deux vis, et en croix, avec quatre trous, soit quatre vis (16).



Figure 22 : Tube C : à gauche en croix, à droite en I (144)

3. La mise en charge

Bien que les mini-plaques offrent une stabilité supérieure à celle de l'utilisation de mini-vis seules, il est crucial de consulter des sources spécialisées ainsi que des recommandations cliniques précises relatives à chaque fabricant et chaque procédure clinique.

Dans une étude basée sur l'analyse des éléments finis, Huang et al. (58) ont reconstruit un modèle tridimensionnel représentant un bloc osseux associé à une mini-plaque et un système de vis de fixation.

L'objectif est de simuler l'utilisation de différents types de plaques, différentes longueurs de vis, dans différentes épaisseurs osseuses. Ils étudient également l'amplitude et la direction des forces exercées.

Ils concluent que :

- Le stress osseux est réduit lorsque :
 - Des plaques symétriques et à bras court sont utilisées, telles que les mini-plaques en T ou Y ;
 - Le nombre de vis et l'épaisseur de corticale augmentent ;
- Le pic de déformation sur la corticale évolue proportionnellement à l'augmentation de la force appliquée au niveau de la tête de la mini-plaque ;
- La longueur de la vis de fixation ne semble pas avoir d'effet significatif sur la déformation osseuse.

Ainsi, la force appliquée et la forme de la mini-plaque ont un impact direct sur la déformation osseuse.

Une autre étude (145) a réalisé des tests sur le niveau de force nécessaire pour produire une déformation plastique permanente au niveau du bras de la mini-plaque (trois types de plaque testés : un tube C et deux mini-plaques en T, une à quatre trous et l'autre à cinq trous). Les conclusions montrent que ces plaques peuvent résister à des forces allant de 2600 à 3000 g.

Les forces utilisables en orthopédie varient selon les auteurs de 100 à 1500 g.

On peut donc conclure que les mini-plaques sont capables de supporter l'ensemble des forces utilisées en orthodontie et en orthopédie.

II. Applications cliniques orthodontiques et réflexions biomécaniques

Bien que les ancrages osseux soient une avancée considérable dans le monde de l'orthodontie, il est important selon la position de l'ancrage d'adopter une réflexion biomécanique selon la situation clinique afin de pouvoir adapter notre thérapeutique et de contrer les effets parasites.

A. Dans la dimension transversale

L'action sur les bases squelettiques relève de l'orthopédie. Ainsi, l'expansion maxillaire par remodelage de la suture palatine n'est pas détaillée dans cette partie car il s'agit d'une action sur les bases osseuses. Notre attention se portera sur la correction des anomalies dentoalvéolaires et sur l'utilisation d'ancrages osseux, afin de faciliter les traitements et réduire les effets parasites.

1. Endoalvéolie

Une endoalvéolie est une anomalie alvéolaire ; les procès alvéolaires sont linguoversés, avec généralement, une déviation du chemin de fermeture et une occlusion inversée unilatérale. L'endoalvéolie peut concerner une seule dent ou un groupe de dents. À l'inverse, l'endognathie est une anomalie basale, le maxillaire est trop étroit mais les procès alvéolaires ont une orientation normale (83).



Figure 23 : Endoalvéolie maxillaire (image personnelle)

Afin de corriger une occlusion inversée, la dent qui doit être vestibulée est reliée à une mini-vis ou mini-plaque située en vestibulaire et en apical. Ainsi, la force reçue par la dent se décompose en une force transversale qui la tracte vers l'extérieur et en une force verticale ingressive. Le moment qui résulte de cette force est une vestibulo-version (Figure 24).

À l'inverse, la dent antagoniste est reliée à une mini-vis en palatin. Cette dent reçoit une force transversale vers l'intérieur et une force verticale d'ingression. Le moment qui résulte de ces deux forces est une palato-version (71).

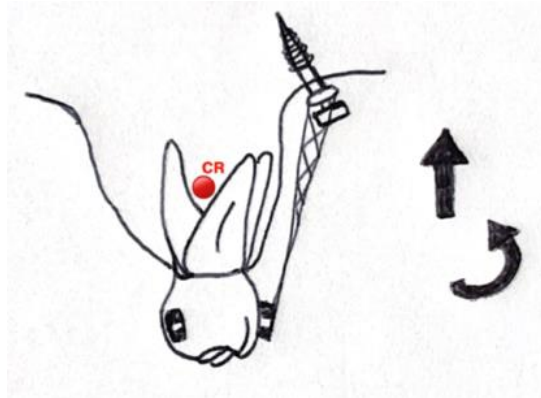


Figure 24 : Vestibuloversion d'une molaire en endoalvéolie à l'aide d'une mini-vis placée en vestibulaire (schéma personnel)

2. Exoalvéolie

De la même façon que l'endoalvéolie, l'exoalvéolie peut concerner une dent unitaire ou un groupe de dents.

Il s'agit d'une compensation dentoalvéolaire excessive, caractérisée par une ou plusieurs dents trop vestibuloversées, tandis que leur antagoniste est trop palato- (ou linguo-) versée, ce qui peut conduire à une exocclusion.

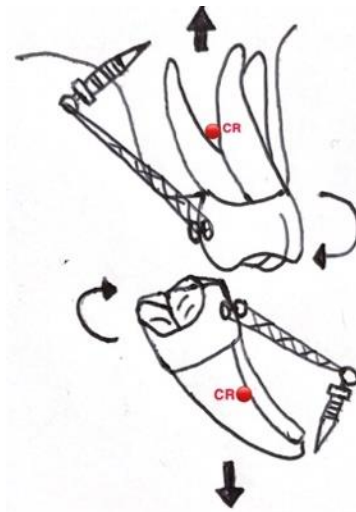


Figure 25 : Schématisation biomécanique de la correction d'une exoalvéolie à l'aide de mini-vis (schéma personnel)

Si l'exoalvéolie concerne plusieurs dents, on cherche à réaliser une contraction d'arcade. D'un point de vue biomécanique, il est difficile de réaliser une contraction unilatérale de l'arcade. En effet, l'ancrage, au niveau du secteur controlatéral, subit des contraintes trop importantes, entraînant un effet indésirable de contraction de ce secteur également. L'utilisation d'une mini-vis dans ces situations cliniques est une solution. Une mini-vis est placée en médio-palatin et est reliée aux dents à déplacer par un bras en acier ou TMA et une chaînette élastomérique ou un ressort NiTi (92).

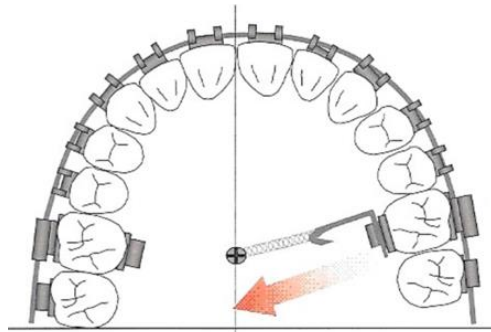


Figure 26 : Constriction de l'h émi-arcade gauche à l'aide d'une vis m édio-palatine (92)

Si l'on souhaite r éaliser une contraction bilatérale de l'arcade, une ou deux mini-vis implant ées en m édio-palatin seront reli ées aux deux c ôtés, par l'interm édiaire de cha înettes ou ressorts également. En cas d'échec, un recours à la chirurgie sera indiqu é.

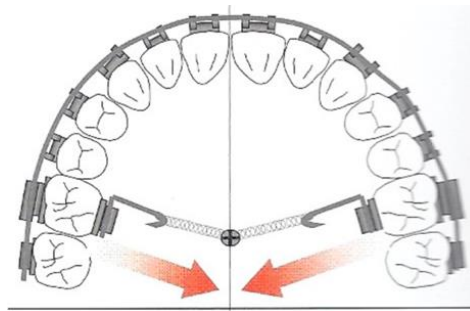


Figure 27 : Constriction simultan ée des deux h émi-arcades à l'aide d'une mini-vis m édio-palatine (92)

B. Dans la dimension verticale

1. Ingression

1.1. Secteur ant érieur

Il est possible d'avoir recours à l'ingression du bloc ant érieur, plus ou moins associ ée à une égression post érieure afin de corriger une supraclusion ainsi qu'un sourire gingival (« gummy smile »).

Le centre de r ésistance pour les six dents ant érieures se trouve approximativement à 7 mm au-dessus du sommet de la cr ête alvéolaire, ce qui correspond à peu pr ès à 9 mm en dessous des brackets, en direction de l'apex. Il est situ é entre la surface distale de l'incisive latérale et celle de la canine(37)

Il est donc possible de r éaliser une traction directe sur deux mini-vis plac ées entre les incisives latérales et les canines maxillaires. Il est primordial que la force appliqu ée de chaque c ôté soit égale afin d'éviter une bascule frontale du plan d'occlusion.

Une étude de Jain et al. men ée en 2014 (122), qui compare les ancrages osseux, l'arc de base d'ingression et les forces directionnelles. Il est d écrit une meilleure quantit é d'ingression dans les groupes mini-vis (2,1 mm) et arc de Burstone (1,4 mm). Cependant, dans ce dernier groupe, l'étude montre une égression molaire concomitante de 0,75 mm, absente dans le groupe par ancrage osseux.

De plus, il est admis que le mouvement d'ingression est le mouvement le plus à risque de résorption car l'ensemble de la force se concentre sur l'apex. D'après l'étude de Deguchi, et al. (31), on note que, malgré une ingression plus importante dans le groupe avec mini-vis (4,5 mm), en comparaison au groupe qui utilisait des forces directionnelles (3,4 mm), les résorptions radiculaires sont moins sévères dans le groupe avec ancrage osseux (0,8 mm de résorption) que dans le groupe avec forces directionnelles (2 mm).

Par ailleurs, une force de 80 g d'ingression n'est pas plus efficace qu'une force de 40 g selon Van Steenberg et al (149).



Figure 28 : Ingression du secteur antérieur à l'aide de deux mini-vis positionnées entre les incisives centrales et latérales (collection personnelle)

D'un point de vue biomécanique, dans la dimension transversale en vue occlusale (Figure 29), après décomposition de la force de traction (rouge), on obtient une composante antéro-postérieure (verte) et une composante latérale en direction externe (bleue).

Si la force de traction induite par la chaînette est appliquée directement sur l'incisive latérale, les composantes latérale et antéro-postérieure, passant à distance du centre de résistance de l'incisive latérale, entraînent une rotation disto-palatine de cette dent.

Il est donc préférable que le point d'application de la force de traction élastomérique soit sur un stop soudé ou serti en distal de l'incisive latérale, pour ne pas être directement sur la dent d'appui et éviter cet effet parasite.

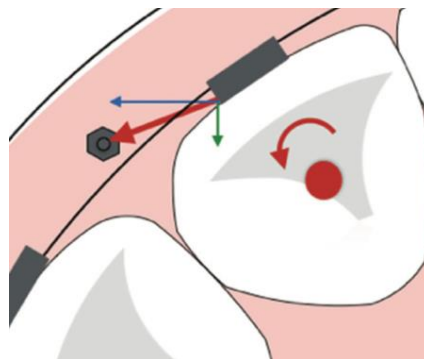


Figure 29 : Décomposition de la force (rouge) appliquée au niveau de l'incisive latérale dans la dimension transversale, en vue occlusale (148)

D'autre part, en vue frontale, la force distalante (verte) risque de créer des espaces interproximaux entre les incisives centrales et latérales, ainsi qu'une distoverision de la latérale (Figure 30).

Il sera donc nécessaire de ligaturer le bloc incisif pour éviter cet effet parasite, ou comme cité précédemment, d'appliquer la force sur un stop serti en distal de l'incisive latérale.

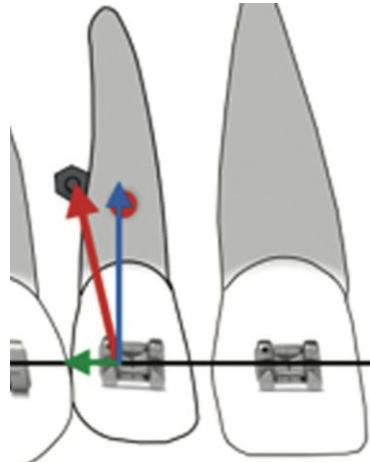


Figure 30 : Décomposition de la force (rouge) en vue frontale : composantes ingressive (bleue) et distalante (verte) (148)

Dans la dimension antéro-postérieure, la force délivrée par la chaînette élastomérique, placée en traction directe de la vis au bracket, se décompose en une force ingressive (bleue) et une force distalante (verte). La composante ingressive étant plus importante que la composante distalante, on obtient un moment anti-horaire. Celui-ci entraîne donc une vestibulo-version des incisives qui peut être indésirable.

Afin de contrer cet effet, il est possible de rajouter une information de troisième ordre sur le fil (torque radiculo-vestibulaire). Le moment de torque incorporé dans l'arc doit alors être égal au moment de vestibulo-version incisive. Il est de plus recommandé d'utiliser des arcs de pleine taille pour obtenir le maximum d'information de troisième ordre. Une autre solution est de réaliser un tie-back en postérieur afin de bloquer la longueur d'arcade, bien que cette solution risque de mésialer les molaires.

Enfin, pour avoir une traction passant plus proche du centre de résistance du bloc antérieur, il est possible de placer la mini-vis en distal de la canine. Mais cela diminue en conséquence la composante ingressive.

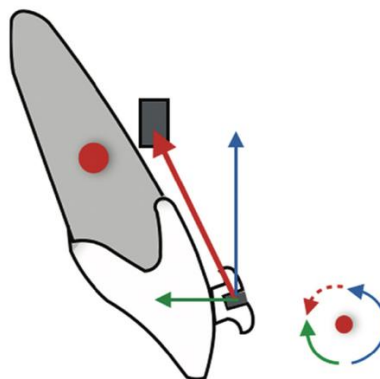


Figure 31 : Décomposition de la force (rouge) dans la dimension antéro-postérieure avec une force ingressive (bleue) et distalante (verte) (148)

1.2. Secteurs postérieurs

Au niveau des secteurs postérieurs, l'ingression nécessitera des forces plus importantes. Il est possible de réaliser une traction unitaire ou globale à l'aide de mini-plaque.

Cette traction peut se faire par une force élastomérique qui relie le crochet de la tête de la mini-plaque à une dent ou à l'arc (Figure 32). Elle peut également utiliser directement un arc auxiliaire (système cantilever baïonnette). Pour ce système, la gamme Ancotek recommande un arc TMA de 0,021" x 0,021" pour ses plaques TEB, la section maximale pour ce type de plaque étant 0,022" x 0,028".

Il est également possible d'utiliser un système incluant des mini-vis placées en palatin et en vestibulaire. Pour l'ingression d'une seule dent, deux cales de composite sont réalisées sur la face occlusale, permettant une rétention de la chaînette élastomérique. Celle-ci, positionnée en hamac, exerce une force ingressive sur la dent. L'un des inconvénients de cette méthode est que la mastication peut entraîner une rupture de la chaînette élastomérique.

Une alternative est de coller un bouton ou un bracket en vestibulaire ainsi qu'un bouton en palatin. La mini-vis vestibulaire est reliée par une chaînette élastomérique ou un ressort NiTi au bouton vestibulaire. Il en est de même pour la mini-vis et le bouton palatin. (Figure 33)

Si l'objectif est d'ingresser un groupe de dents, il est possible de solidariser ces dents avec un arc rond acier collé provisoirement sur les faces occlusales (Figure 34), ou encore d'avoir recours à un aligneur. Par le même principe de forces de traction élastomérique que cité précédemment, l'ingression se fait en groupe.

La conséquence d'une ingression des secteurs postérieurs au maxillaire entrainera une rotation horaire du plan d'occlusion, tandis qu'une ingression des secteurs postérieurs mandibulaires entrainera une rotation antihoraire. Ces effets sont à prendre en considération dans nos plans de traitements.

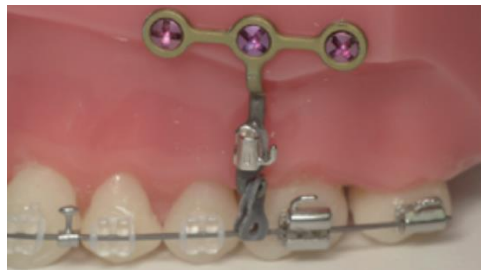


Figure 32 : Ingression par force élastomérique reliant l'un des crochets de la tête de la plaque à l'arc (50)

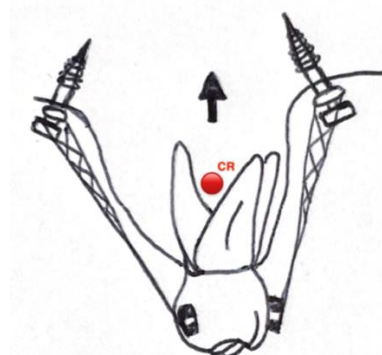


Figure 33 : Ingression molaire grâce à l'utilisation de deux mini-vis, une palatine et une vestibulaire (schéma personnel)

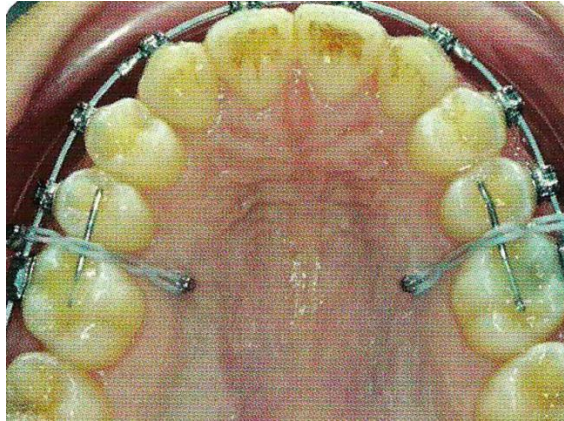


Figure 34 : Ingression d'un groupe de dents, solidarisées par un arc collé sur les faces occlusales (37)

La force est appliquée par des chaînettes reliant les vis palatines aux vis vestibulaires.

2. Égression

Généralement, une égression est moins difficile à effectuer qu'une ingression. Cependant, lorsque l'égression est postérieure et s'accompagne d'une augmentation de la dimension verticale, elle implique un étirement des tissus mous. L'augmentation de la dimension verticale s'avère particulièrement compliquée chez le patient hypodivergent en raison de sa musculature développée. Par conséquent, il devient plus difficile d'atteindre et de maintenir la stabilité des résultats souhaités. Dans ces situations, les considérations biologiques peuvent prendre le pas sur les considérations mécaniques. (71)

2.1. Secteurs antérieurs

L'égression du secteur antérieur est souvent indiquée dans les cas de béance. Il sera nécessaire, au préalable et durant la phase de contention, de traiter les dysfonctions éventuelles du patient, notamment linguale, afin d'assurer la pérennité du traitement. (36)

Cliniquement, l'égression des incisives peut être divisée en trois catégories :

- En translation axiale : si la force d'égression passe par le centre de résistance de la dent, elle sera égressée avec une direction axiale et le centre de rotation se trouvera à l'infini. Le mouvement d'égression déplace la dent dans le sens de son éruption. Ceci est possible avec une mécanique segmentaire (a) ;
- Égression relative due à une version contrôlée : elle correspond à la bascule d'une dent autour d'un centre de rotation situé au niveau de son apex. Lorsqu'une force et un moment sont appliqués à la couronne de la dent, déplaçant cette dernière dans une certaine direction, et avec un moment permettant d'empêcher le mouvement de la racine en direction opposée. Ceci est réalisable avec une mécanique segmentaire ou avec une mécanique d'arc continu avec incorporation de torque radiculo-lingual (b) ;
- Égression relative due à une version incontrôlée : si la force d'égression est appliquée à distance du centre de résistance, les dents sont égressées avec une version incontrôlée. Le centre de rotation se situe à proximité du centre de résistance, la couronne se déplace dans une direction, la racine dans la direction opposée (c).

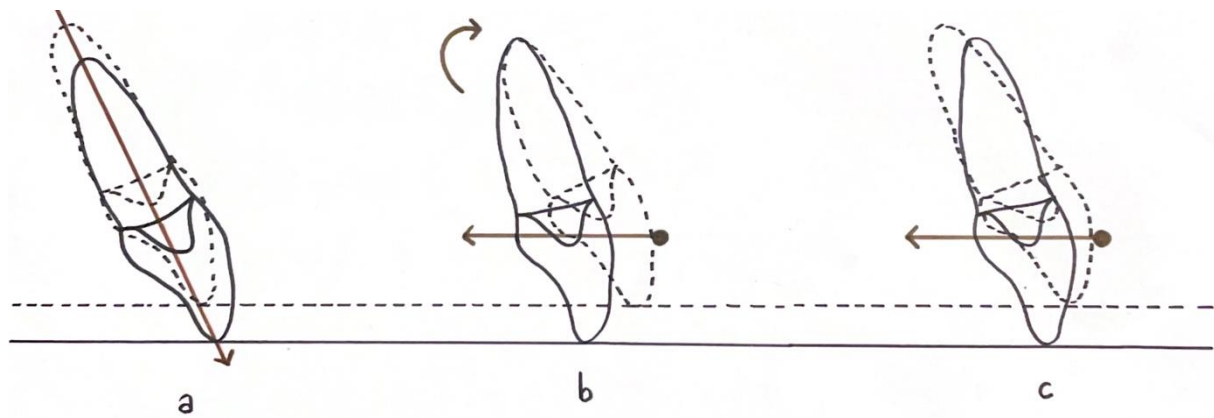


Figure 35 : Trois types d'égression : en translation axiale (a) et relative à une version contrôlée (b) ou incontrôlée (c) (schéma personnel)

2.1.1. Lors des phases de nivellement

Pendant cette phase du traitement, on utilise des arcs en NiTi, généralement sous dimensionnés. Ainsi, il n'y a aucun contrôle du torque. L'utilisation de tractions interarcades avec des forces trop élevées durant ces phases risque de créer un effet « bowing », avec ouverture de béance au niveau des prémolaires.

Le recours à une mini-vis est utile pour stabiliser la position verticale des incisives et contrôler le recouvrement.

Ainsi, une mini-vis pourra être positionnée en vestibulaire entre les incisives centrales. Les incisives centrales sont reliées entre elles et aux secteurs postérieurs par un arc segmenté. La mini-vis est reliée au segment incisif par un arc rigide qui bloque la distance entre la vis et la couronne des incisives.

Un fil en NiTi sera ensuite placé en overlay, prenant en charge les dents à niveler : par exemple, comme sur la Figure 36, de la 15 à la 25. Le nivellement se réalisera à hauteur des dents bloquées par la mini-vis.

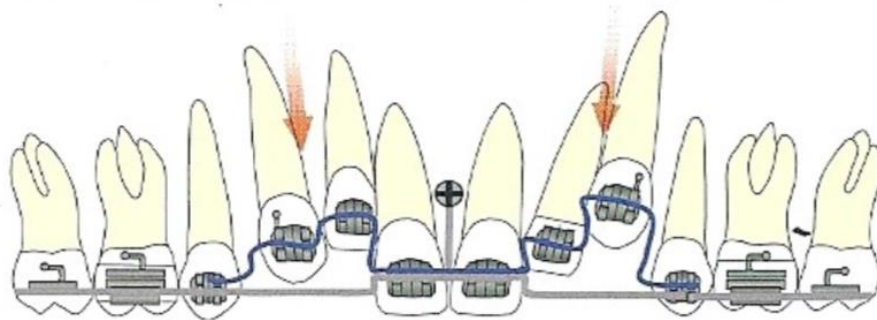


Figure 36 : Maintien du recouvrement incisif grâce à une mini-vis et un arc sectionnel lors de la phase de nivellement (71)

Si les incisives nécessitent une égression en parallèle, on peut utiliser un ressort en compression placé entre la vis et l'arc auxiliaire (Figure 37).



Figure 37 : Égression des incisives maxillaires par l'intermédiaire d'une mini-vis et d'un ressort en compression (71)

2.1.2. Tractions interarcades

Elles peuvent être utilisées, soit directement, soit indirectement à partir des mini-vis. Leur direction doit être contrôlée pour ajuster le torque. L'inconvénient majeur de cette thérapeutique est qu'elle est dépendante de la coopération du patient.



Figure 38 : Égression unitaire de 22 avec ancrage direct sur une mini-vis mandibulaire (37)

2.1.3. Arc d'égression

L'utilisation d'un arc d'égression permet d'avoir un contrôle précis de l'ancrage. De plus, le point d'application de la force peut être modifié durant le traitement. Pour assurer l'égression des quatre dents antérieures, une force faible (40 à 50 g) est suffisante.

Sa conception est similaire à l'arc d'ingression, or, au niveau des molaires, au lieu d'inclure un tip-back, on réalise un tip-forward. Ainsi, au niveau des incisives, on aura un mouvement d'égression.

L'intérêt d'une mini-vis est de pouvoir ajouter un ressort pour augmenter l'égression si on l'utilise de façon directe en antérieur. Elle peut également s'utiliser en ancrage indirect, pour renforcer l'ancrage des dents postérieures.

2.2. Secteurs postérieurs

De la même façon que l'ingression, l'égression doit se faire avec un contrôle de la molaire dans les trois dimensions de l'espace. Pour obtenir un mouvement de translation lors de l'égression, la force égressive doit passer par le centre de résistance de la dent. Si on utilise une seule mini-vis en vestibulaire, on aura une version de la couronne. Afin d'avoir un bon contrôle du torque, il est donc nécessaire qu'une force égressive soit exercée en palatin/lingual et en vestibulaire. (92)

Les forces égressives sont appliquées par le biais de chaînettes élastomériques, de ressorts NiTi en extension ou encore d'élastiques changés par le patient lui-même. (71)



Figure 39 : Égression de la 17 sous l'effet des élastiques verticaux ancrés sur les têtes des mini-vis interradiculaires en distal et mésial de la 47 (34)

On peut également utiliser un système de traction combinant deux mini-vis et un cantilever pour réaliser l'égression forcée d'une deuxième molaire. Deux mini-vis sont positionnées, une entre la première et la deuxième prémolaire et l'autre entre la première molaire et la deuxième prémolaire. Un système cantilever « en forme de canne à pêche » prenant appui sur celles-ci est ajouté.



Figure 40 : Mini-vis placées entre 14-15 et 15-16 associées à un système cantilever pour l'égression forcée de la 17

3. Canines incluses

Une dent est qualifiée d'incluse lorsqu'elle persiste dans l'os maxillaire au-delà de sa période d'éruption physiologique sans que son sac péri-coronaire ne communique avec la cavité orale. La canine maxillaire est la dent plus souvent rencontrée dans les cas d'inclusions, représentant 1 à 3 % des situations cliniques (129).

Après détection de l'inclusion de la canine via l'examen clinique et radiologique (orthopantomogramme, téléradiographie de profil et de face), la réalisation d'un cone beam (CBCT) est indispensable pour savoir si la canine est en position palatine ou vestibulaire. Elle permet de localiser la dent incluse de façon précise dans les trois plans de l'espace et ainsi, guider notre thérapeutique. (45) (8)



Figure 41 : Reconstitution 3D d'une canine incluse en palatin (33)

A-C : images issues de la reconstitution 3D occlusale. B : Coupe horizontale du cone beam

La mise en place orthodontico-chirurgicale nécessite au préalable une préparation orthodontique afin de créer de l'espace sur l'arcade. Cet espace peut être créé en gérant des diastèmes préexistants, en distalant le secteur latéral du côté de la canine incluse (forces extra-orales, Distal jet, Quad Helix, Pendulum...), en mésialisant le groupe incisif (Quad Helix Crozat) ou encore en réalisant des extractions.

Différentes connectiques permettant l'application de la force de traction sur la canine sont retrouvées dans la littérature. Actuellement, nous utilisons des attaches collées. En accord avec les principes de conservation tissulaire actuels, ces dispositifs sont permis grâce à l'évolution des méthodes de collage (colle hydrophile) et scellement (CVIMAR). La dimension de l'attache est réduite, ce qui permet un dégagement à minima, sans dommage pour les dents adjacentes ainsi que la conservation du sac folliculaire. (33).

Concernant l'ancrage du dispositif de traction, l'utilisation de mini-vis et mini-plaques permet de réduire l'appareillage nécessaire et d'éviter les effets parasites engendrés par les forces de traction. Le positionnement de l'ancrage osseux devra prendre en compte les déplacements antéropostérieurs projetés, et donc inclure une marge de sécurité afin d'éviter une interférence. Il faudra ainsi anticiper le trajet d'éruption de la canine pour positionner correctement notre ancrage.

Selon la position, vestibulaire ou palatine de la dent, des thérapeutiques différentes à l'aide d'ancrage osseux sont réalisables.

3.1. Ancrage maxillaire vestibulaire

La méthode de traction des canines incluses conventionnelle en vestibulaire est la traction sur un arc continu ou sur un arc transpalatin avec des bras vestibulaires. Cette méthode nécessite la pose de bagues vestibulaires. Les ancrages osseux permettent, notamment chez le patient adulte, une solution thérapeutique plus discrète, au moins le temps de la désinclusion.

Si le choix thérapeutique est de tracter la canine en vestibulaire, l'ancrage osseux maxillaire est souvent en postérieur. D'après Chillès (12), la mise en place de deux mini-vis en regard des racines des premières molaires maxillaires est la plus adaptée pour les tractions de canines vestibulaires. Le positionnement de deux mini-vis enfouies permet, par l'intermédiaire d'un cantilever, de tracter la dent incluse. Il s'agit d'un système CT-8.

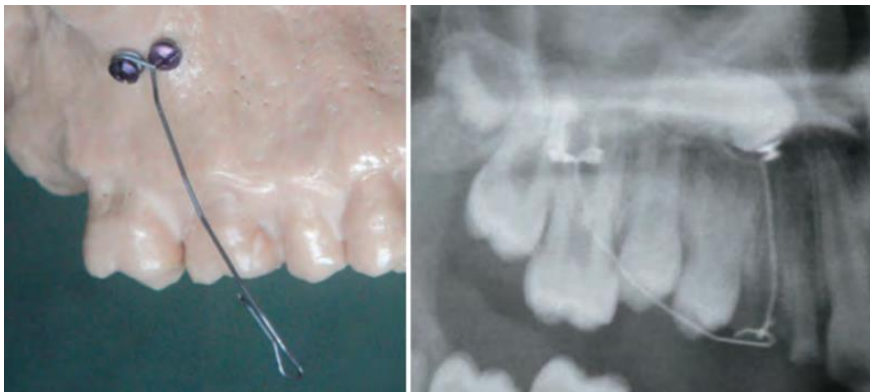


Figure 42 : Positionnement possible de mini-vis au maxillaire pour tracter une canine incluse (système CT-8) (12)

Le système CT-8, grâce à l'orientation polyvalente de son bras en TMA, peut également être utilisé pour tracter une canine en position palatine (Figure 43).

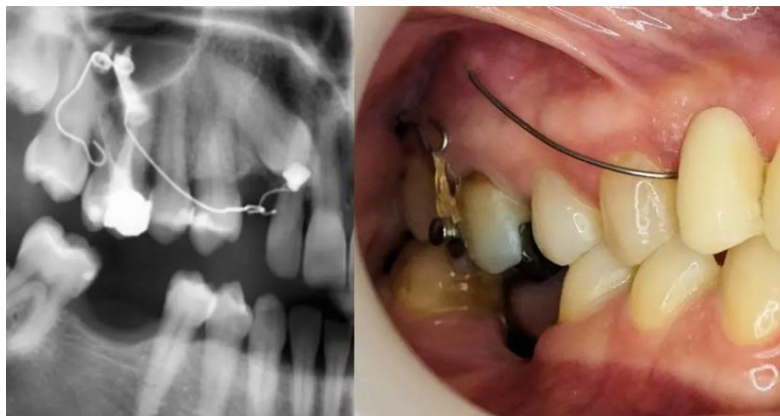


Figure 43 : CT-8 2 brins, le bras antérieur tracte la 13 par voie palatine, le bras postérieur permet ici l'ingression de la 16 (13)

Les deux mini-vis peuvent aussi être placées en vestibulaire dans le tissu kératinisé. On y associe un système cantilever. Son point d'ancrage fixe est postérieur et son extrémité de bras de levier est antérieure. L'utilisation de deux mini-vis de marques différentes permet, en utilisant une vis à tête non calibrée en position plus postérieure, la confection d'un hélix l'entourant. Et en position plus antérieure, une mini-vis avec une tête en forme de bracket, permet l'utilisation d'un cantilever de section rectangulaire (insertion dans la tête calibrée).



Figure 44 : Traction d'une canine incluse en vestibulaire par l'intermédiaire d'un cantilever en TMA fixé sur deux mini-vis vestibulaires en regard de 16 et 15 (120)

Le positionnement d'une mini-plaque permet, comme dans les cas de mini-vis avec tête de bracket, d'associer des tractions directes pour permettre l'égression des canines incluses. Le cantilever est façonné sur site (fil acier ou TMA) et est utilisé de façon similaire au cantilever sur mini-vis. La partie postérieure du cantilever est solidaire à la tête de la plaque, soit en faisant passer le fil dans une lumière fraisée, soit via un tube orthodontique collé sur la tête de la plaque (143).

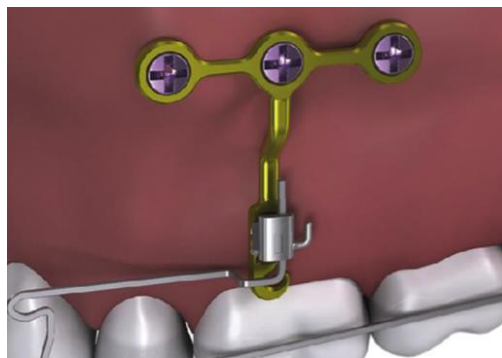


Figure 45 : Tube orthodontique collé sur une plaque en T avec son auxiliaire (143)

Attention, lorsqu'un risque de résorption des incisives latérales est présent, il est recommandé de ne pas les prendre en charge sur nos appareillages si on utilise un arc continu. En effet, l'incorporation d'une information entraînant un mouvement de racine, risque d'accentuer ce risque de résorption.

3.2. Ancrage palatin

Conventionnellement, l'ancrage utilisé pour tracter une canine incluse par voie palatine est l'arc transpalatin. Les ancrages osseux permettent de s'affranchir de cet appareil.

Des mini-vis palatines placées en interradiculaire en mésial des premières molaires, permettent une distalisation ainsi qu'une égression de la canine incluse, l'éloignant des incisives latérales. De la résine peut être placée sur les têtes de vis afin de les rendre plus confortables pour le patient. La traction est ensuite réalisée par le biais d'une chaînette élastomérique réactivée toutes les trois semaines ou d'un ressort NiTi en extension. Dans un second temps, la canine est tractée sur un arc rigide en vestibulaire (123).



Figure 46 : Traction de canines incluses par voie palatine à l'aide de mini-vis placées en mésial des premières molaires (123)
 À gauche : traction distalante ; À droite : traction en direction vestibulaire sur l'arc

3.3. Ancrage mandibulaire

La densité supérieure de l'os cortical mandibulaire contribue à une meilleure stabilité des ancrages osseux par rapport à ceux placés au maxillaire.

Selon l'orientation du vecteur de force choisi, une mini-vis ou une mini-plaque est positionnée en interradiculaire, soit en antérieur (où les espaces interradiculaires sont restreints), soit en postérieur. La mini-vis ou mini-plaque est ensuite utilisée en tant qu'ancrage direct.

Dans la dimension verticale, la force qui s'exerce sur la canine est une force égressive. Dans la dimension transversale, si le bouton est vestibulaire, une force vers l'intérieur s'exerce, entraînant une palatoverision de la couronne. Si le bouton est palatin, une force vers l'extérieur s'exerce, induisant une vestibuloverision de la couronne. Dans la dimension antéro-postérieure, si l'ancrage est en position postérieure, nous avons une force distalante accompagné d'un moment de version corono-distale (point d'application de la force sous le centre de résistance). Si l'ancrage est situé en mésial, la force mésialante sera accompagnée d'un moment de version corono-mésiale.



Figure 47 : Mini-vis mandibulaire pour traction orthodontique d'une canine incluse (96)

Quelle que soit la technique utilisée, la traction doit être continue et sans mouvement de va et vient. L'intensité de la force doit également être contrôlée : la force doit être efficace et ressentie par le patient, mais suffisamment légère pour éviter le risque de lésion parodontale, de résorption de dents adjacentes ou encore d'ankylose de la dent tractée.

On utilise une force de 30 g pour un mouvement vertical de type égression, et une force de 50 g pour un déplacement vestibulaire afin d'assurer l'accompagnement parodontal au cours du déplacement de la dent (8) (33) (80).

C. Dans la dimension antéro-postérieure

1. Mésialisation des secteurs postérieurs

La mésialisation des secteurs postérieurs correspond à de la perte d'ancrage. Cette mésialisation peut être indiquée dans les cas d'absence de la première molaire (première dent absente chez l'adulte (102)) ou de prémolaires. La mésialisation permet de ne pas avoir recours à une solution prothétique, qui peut s'avérer parfois plus onéreuse pour le patient et moins durable au long terme.

Selon Kim et al (75), la durée du traitement est d'en moyenne 31,7 mois avec un taux de déplacement radiculaire de 0,27 mm par mois. La durée du traitement est donc à prendre en considération par le praticien et par le patient.

Le centre de résistance d'une molaire est situé au niveau de la zone de furcation des racines. Les sites les plus fréquemment utilisés pour la pose de la mini-vis sont entre la 3 et la 4 et entre la 4 et la 5. Une force sera exercée de la molaire à mésialer jusqu'au mini-implant, utilisé en **ancrage direct**. Cette force se décompose en une force mésialante et une force ingressive.

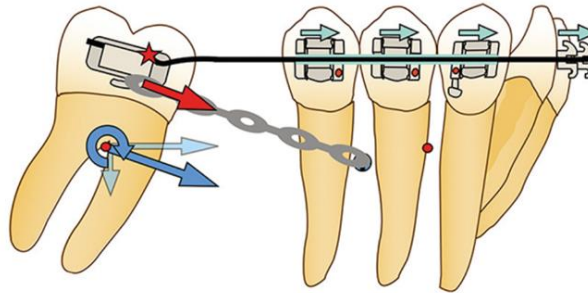


Figure 48 : Schématisation des effets parasites biomécanique de la protraction molaire sur mini-vis (84)

Avant de réaliser cette thérapeutique, il est nécessaire de respecter les prérequis suivants (84) :

- Nivelier la courbe de Spee pour déverrouiller l'occlusion et permettre la mésialisation sur arc droit ;
- Commencer la mésialisation sur un arc rigide (acier 0,019x0,025"), afin de permettre un couple de redressement (2^e ordre) correct.

On observe, **dans la dimension transversale**, une rotation mésiolinguale de la molaire liée à la traction directe de la force sur cette dernière. De plus, une force vers l'intérieur de l'arcade est subie par la molaire, celle-ci entraîne une linguoversion de la molaire.

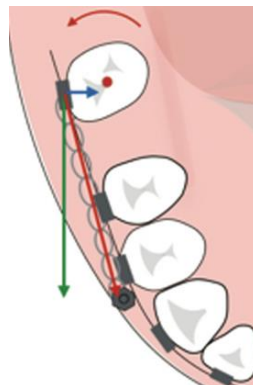


Figure 49 : Effets biomécaniques de la mésialisation molaire dans la dimension transversale

Pour éviter cette mésiorotation, il est possible d'associer une traction linguale. On place un bouton sur la face linguale de la molaire et un sur la face linguale de la canine. Pour limiter l'impact que pourraient avoir les boutons linguaux (désagréables pour le patient et linguo-version des incisives (108)), nous pouvons relier directement la chaînette à l'arc en passant entre l'incisive latérale et la canine.

Il est également possible d'avoir recours à un arc en lingual. Cet arc sera solidarisé à une bague sur la 6 avec un tube permettant au fil de glisser. Cette méthode est particulièrement indiquée dans les cas de fermeture bilatérale. Il est important de noter que la dépose de l'arc doit être réalisée lorsque la molaire est au contact des prémolaires, sinon on risque d'avoir une vestibulo-version des incisives associée.

Une plicature de 1^{er} ordre (toe-in) de compensation peut être ajoutée en distal de la prémolaire pour compenser la méso-linguo-rotation.

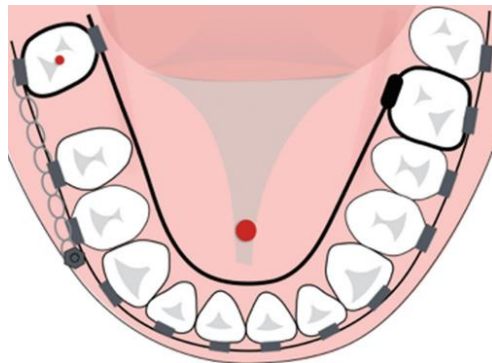


Figure 45 : Arc de section rectangulaire en lingual qui sert de glissière, autorisant la mésialisation de 47 tout en empêchant sa rotation(148)

Dans la dimension antéro-postérieure, on note une mésoversion liée à l'application de la force au-dessus du centre de résistance de la molaire. Cette mésoversion entraîne par la même occasion une égression de la molaire qui peut provoquer une infraclusion dans le secteur antérieur.

Afin de limiter cette mésoversion, il est possible d'ajouter une plicature de 2^e ordre (tip-back) en distal de la prémolaire.

Il est également possible d'ajouter une potence (insérée dans le double tube de la molaire), avec un crochet et descendant à hauteur de la mini-vis, afin de se rapprocher du centre de résistance de la molaire et d'obtenir un vecteur de traction le plus horizontal possible.

Afin d'augmenter l'ancrage antérieur, il sera également possible d'utiliser la mini-vis en **ancrage indirect**, en la solidarissant à la première prémolaire et à la canine.

Lorsque nous souhaitons utiliser cet ancrage, il est recommandé de placer la mini-vis entre la 3 et la 4 plutôt qu'entre la 4 et la 5. En effet entre les deux prémolaires, cela autorise un certain degré de version suivant l'arc de cercle centré sur la mini-vis avec comme rayon la ligature métallique. La conséquence est une ouverture d'un diastème en mésial de la dent ligaturée (84). Il est également possible de ligaturer en 8 les 5-4-3 pour éviter cet effet.

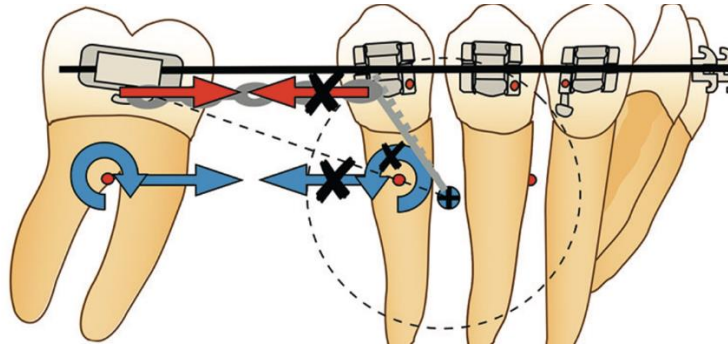


Figure 46 : Schéma biomécanique de l'utilisation d'un ancrage indirect avec mini-vis placée entre 4 et 5 dans une situation de mésialisation molaire avec ouverture d'un diastème en mésial de la 45 (84)

2. Distalisation

La distalisation en orthodontie consiste en un recul de l'arcade maxillaire ou mandibulaire vers l'arrière.

Au maxillaire, ce traitement a pour objectif de corriger une classe II par proalvéolie maxillaire sans extraire. D'après une étude de Mohamed et al (104), on peut espérer en moyenne 2,7 mm de distalisation sans ancrage osseux. Tandis qu'avec ancrage osseux, on peut espérer en moyenne 3,9 mm de distalisation. Les auteurs préconisent une force optimale de 237 g pour une distalisation avec ancrage osseux.

À la mandibule, on admet une quantité de recul de 2 à 3 mm, généralement suffisante pour corriger une classe III uni ou bilatérale avec un faible décalage squelettique ainsi qu'une proalvéolie mandibulaire associée ou non à un encombrement incisivocanin modéré. La distalisation est plus difficile qu'au maxillaire, du fait de la densité osseuse plus importante, de l'anatomie radiculaire des molaires qui s'oppose davantage à un mouvement en gression et de la hauteur de tissu kératinisé qui est inférieure.

La distalisation peut être réalisée en masse ou de façon séquentielle :

- La distalisation en masse correspond à une distalisation de la totalité de l'arcade en un seul temps. Elle est indiquée pour des cas de distalisation de 3 mm au maximum (25). L'ancrage utilisé doit être suffisamment résistant pour supporter des forces plus élevées.
- La distalisation séquentielle est indiquée si la distalisation dépasse les 3 mm (37). Elle se réalise en deux temps. Celle-ci consiste, dans un premier temps, à reculer le secteur postérieur qui est la partie dite « mobile ». Le secteur antérieur constitue la partie « stable » donc l'ancrage. Et dans le deuxième temps, on effectue la rétraction antérieure.

Afin de faciliter l'amorce du recul des molaires, il est nécessaire de lever les verrous occlusaux. Pour cela, il est possible d'utiliser des cales ou un bite plane antérieur, ou encore de placer une gouttière sur l'arcade antagoniste.

Lors des techniques de distalisation séquentielle et en masse, les ancrages osseux peuvent être placés à différents endroits :

- En palatin : à localisation antérieure (distalisation par glissement ou boucle) ; à localisation postérieure (arc transpalatin relié aux mini-vis par un système de traction) ;
- En zone alvéolaire : (mini-vis vestibulaires, verticales infra-zygomatiques, palatines ou encore tubérositaires) ;
- En localisation zygomatique : mini-plaques ou mini-vis enfouies.

2.1. Ancrage palatin médian et paramédian

2.1.1. Antérieurs

La zone palatine est intéressante du fait de sa qualité osseuse et sa distance avec les dents. Les ancrages osseux dans la zone antérieure peuvent être positionnés en médian ou paramédian.

Wilmes a défini une aire en « T » à respecter pour la pose des ancrages osseux qui s'étend de 6 à 8 mm en arrière de la papille rétro-incisive et de 3 à 6 mm de part et d'autre de la suture intermaxillaire.



Figure 47 : Zones anatomiques palatines à prendre en compte pour la pose d'ancrage osseux (93)
En bleu : canal incisif ; en vert : zone optimale ; en jaune : précautions selon variabilités inter-individus ; en rouge : zone à risque liée à l'épaisseur de la muqueuse et aux éléments vasculaires

Dans les méthodes utilisant une **mécanique de distalisation par glissement**, l'ancrage est constitué d'une ou plusieurs mini-vis au niveau du palais antérieur. Afin de rigidifier le système, les mini-vis peuvent être reliées par une mini-plaque.

Pour guider la distalisation, un arc rigide connecté aux bagues molaires est mis en place (Figure 48).

L'avantage de cette méthode est le positionnement de l'arc ajusté au niveau du centre de résistance des molaires. Ceci permet un mouvement en translation, mais ce mouvement est accompagné d'une mésio-palato-rotation des molaires.

Une fois la distalisation molaire obtenue, le système peut devenir un ancrage afin de procéder au recul du reste de l'arcade.

Parmi les systèmes utilisant des mécaniques de glissement, on retrouve :

- Le MISDS (« Mini Implant Supported Distalization System ») de Papadopoulos (112) ;
- Le Beneslider de Wilmes, réglé avant la séance sur un modèle en plâtre ou directement en bouche (153). Ce dispositif peut, selon les ressorts utilisés, distaler d'un côté et mésialiser de l'autre ;
- Le Longslider de Longerich (91). Ce système utilise des ressorts NiTi en traction de chaque côté. Il peut atteindre une force égale à 600 g par côté, soit 5,88 N ;
- Le Distal Jet sur mini-vis palatine. Il est composé de bras télescopiques préformés. Afin d'augmenter l'ancrage, les faces palatines de 14/24 sont reliées par un arc acier (77) ;
- Le Top Jet de Winsauer (154), qui génère en moyenne 360 cN (= grammes) de force de distalisation constante. Il peut être utilisé unilatéralement ou bilatéralement, dans le plan du centre de résistance. Il doit être associé à une mini-vis pour permettre une distalisation en bloc des dents postérieures.

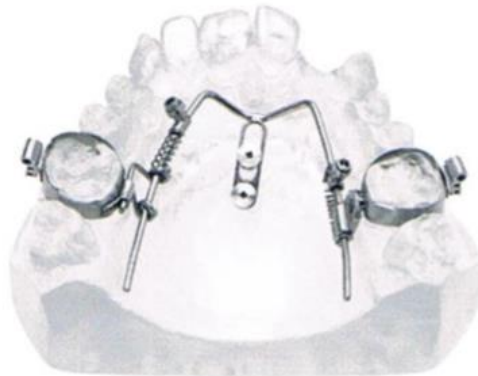


Figure 48 : Beneslider de Wilmes avec deux mini-vis reliées par la Beneplate (55)

D'autres systèmes utilisent une **mécanique de distalisation à boucle**. Il s'agit dans ces systèmes d'un Pendulum, réalisé le plus souvent en alliage de titane et molybdène (TMA). Il est relié à l'ancrage osseux par une pastille en résine. Ces systèmes ont l'avantage de s'affranchir des problèmes de friction que l'on peut rencontrer dans les mécaniques de glissement. Ces systèmes sont moins rigides, difficiles de mise œuvre et entraînent une version corono-distale de la molaire.

Parmi ces systèmes, on retrouve dans la littérature le Pendulis, avec un ancrage palatin assurée par une seule mini-vis médiane, recouverte d'un capuchon métallique qui fixe le système (109). D'autres systèmes semblables tels que le BAPA (« Bone-Anchored Pendulum Appliance ») (78) et le GISP (« Graz implant supported pendulum ») (76) sont également présentés par certains auteurs.



Figure 49 : Le pendulis (32)

2.1.2. Postérieurs

D'autre part, il existe des systèmes utilisant des implants palatins postérieurs. Ces systèmes utilisent principalement des arcs transpalatins auxquels sont associés des ressorts en extension ou des chaînettes élastomériques. Comme le point d'application de la force se situe au-dessus du centre de résistance, le principal effet parasite à prendre en compte est la distorsion coronaire des molaires.

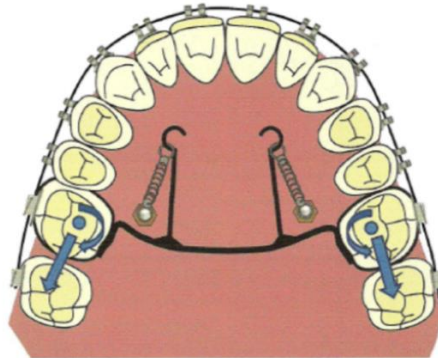


Figure **Erreur ! Argument de commutateur inconnu.** : L'arc transpalatin subit une force distalante par des ressorts NiTi en extension reliés aux mini-vis palatines (37)

Les systèmes palatins à ancrage osseux restent des systèmes coûteux et complexes à mettre en œuvre. De plus, ces derniers sont encombrants et donc inconfortables pour les patients.

2.2. Alvéolaires

2.2.1. Vestibulaires et infra-zygomatiques

2.2.1.1. Distalisation séquentielle

Dans les cas de distalisation séquentielle sur **multi-attaches au maxillaire**, l'ancrage est assuré de façon indirecte grâce à une mini-vis située entre la deuxième prémolaire et la première molaire au maxillaire. La mini-vis est ligaturée à l'attache de la canine ou à une potence avec crochet reliée sur l'arc.

Dans un second temps, après le recul de la prémolaire, on procède à une rétraction antérieure en utilisant la mini-vis comme ancrage direct.



Figure 51 : Distalisation en deux temps (1^{re} phase de recul molaire avec un ressort en compression et utilisation de l'ancrage osseux en méthode indirecte) (148)

Si l'on schématise la situation biomécanique, autour de la mini-vis, se trouve un cercle dont le rayon est représenté par la ligature métallique qui la relie à la canine (Figure 51).

Le ressort à spires ouvertes placé sur l'arc se comprime et crée une force mésialante (rouge) au niveau de la couronne de la 13. Cette force mésialante horizontale se décompose en une force radiale (verte), dans le prolongement de la ligature, ainsi que d'une force tangentielle (bleue). La ligature permet grâce à l'ancrage absolu de la mini-vis d'annuler la composante radiale, il ne reste alors que la composante tangentielle.

Au niveau de la couronne de la 1^{re} molaire, on retrouve une force distalante horizontale.

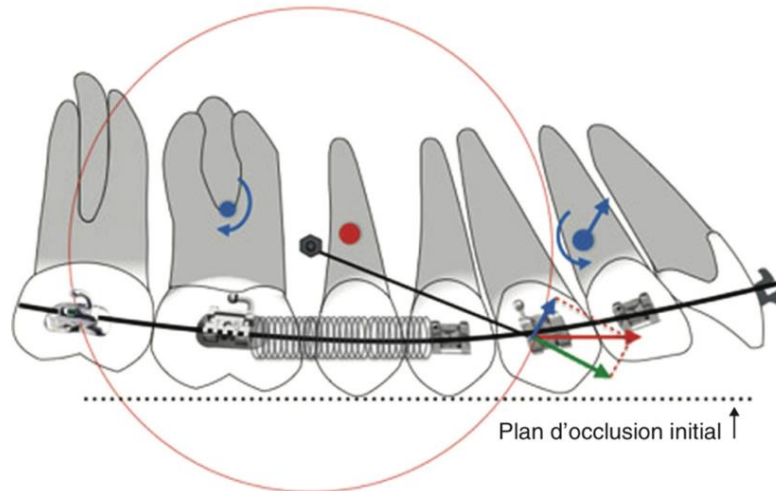


Figure 52 : Effets parasites liés à l'utilisation du ressort en compression lors d'une distalisation en deux temps

Dans la dimension transversale, on observe des effets parasites sur les dents adjacentes au ressort de compression. En effet la dent (généralement la canine) qui reçoit une force du ressort venant de distal subit une méso-palato-rotation, alors que la molaire subit une méso-vestibulo-rotation.

Pour limiter l'effet sur la molaire, il faut prendre en charge la deuxième molaire sur l'arc car la continuité et la rigidité de l'arc en distal permettent un meilleur contrôle du premier ordre. D'autre part, nous pouvons limiter ces effets en rajoutant une plicature de premier ordre, de dérotation, au niveau de la molaire adjacente au ressort et en ajoutant de l'expansion postérieure pour éviter une contraction de l'arcade et un inversé d'occlusion.

Dans la dimension verticale, la composante tangentielle résiduelle va induire une ingression de la canine et du secteur antérieur liée à une rotation du bloc antérieur autour du cercle schématisé.

Il est possible d'annuler cette composante tangentielle en utilisant une potence clipée sur l'arc, avec un crochet au même niveau que la mini-vis. Cela permet d'obtenir une force horizontale, et par conséquent, il reste uniquement la force radiale qui est contenue par la ligature reliée à la mini-vis.

Dans la dimension antéro-postérieure, on retrouve un mouvement de deuxième ordre (tip forward) de la canine, une légère vestibuloversion antérieure ainsi qu'une distoversion de la molaire. En rajoutant de la courbe de Spee inversée sur l'arc, ou bien un tip forward au niveau de la molaire, nous limitons la distoversion molaire et nous obtenons un mouvement proche de la translation.

Selon Lee (67), il est également possible, en cas d'espace interradiculaire réduit entre la prémolaire et la molaire, d'utiliser une mini-vis en position infra-zygomatique. Bien que sa mise en place soit plus délicate, en position verticale, cette dernière permet de réaliser la distalisation ainsi que la rétraction dans un second temps. D'autres sites sont possibles quant à la position de la mini-vis, comme en palatin ou en tubérositaire.

On retrouve une situation similaire pour la **distalisation séquentielle mandibulaire**. En effet, la mini-vis est placée, le plus souvent, entre la 5 et la 6. Un ressort en compression, d'une longueur égale à une fois et demie la distance 6-4, est placé entre l'attache de la 4 et celle de la 6. Une ligature métallique est mise en place entre la mini-vis et le crochet clipé sur l'arc. La hauteur du crochet est variable selon le mouvement que nous voulons réaliser sur le plan d'occlusion mandibulaire.

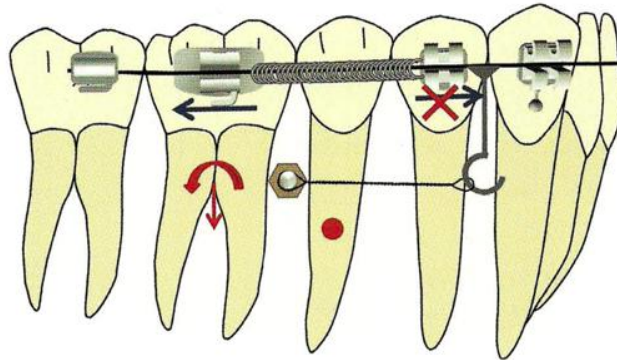


Figure 53 : Schéma biomécanique de la distalisation mandibulaire en deux temps (37)

On retrouve également la distalisation séquentielle, dent par dent, lors des protocoles réalisés par **aligneurs**.

En méthode conventionnelle, sans ancrage osseux, ce protocole impose une mécanique interarcade de classe II (89). Or, les conséquences de cette mécanique sont :

- À la mandibule : une égression, une mésialisation, une méso-linguo-rotation et une mésoversion de la molaire d'ancrage. La conséquence de la composante mésialante est une vestibuloversion des incisives ;
- Au maxillaire : une égression, une distoversion, une distalisation et une méso-vestibulo-rotation de la canine. Il se passe un effet de « rabbiting » (disto-version et égression) du bloc antérieur non désiré.

L'ensemble de ces effets parasites vont à l'encontre de la correction de la classe II, car la quantité de surplomb devient inférieure à la quantité de classe II à corriger.

Afin de contrer ces effets, il est possible de positionner l'ancrage osseux à différents endroits :

- Au maxillaire, il sera possible d'utiliser un ancrage direct placé en interradiculaire, entre 6 et 7, vestibulaire ou palatin. Une vis infra-zygomatique peut être également utilisée. Le but est d'obtenir une force la plus horizontale possible, sans solliciter l'ancrage mandibulaire. Puis on utilise la mini-vis en ancrage indirect lors de la seconde phase, pour soutenir l'ancrage molaire et distaler les prémolaires ;
- À la mandibule, on utilise un ancrage direct afin d'éviter les effets indésirables sur la molaire d'ancrage. Or, cela ne permet pas de s'affranchir des effets sur la canine maxillaire d'ancrage.

2.2.1.2. Distalisation en masse

Lors d'une distalisation en masse (ou en un seul temps), le principal effet parasite auquel nous sommes confrontés est la distorsion des 1^{res} molaires. En effet, la propagation de la force distalante s'effectue au niveau des points de contact, donc sous le centre de résistance des dents.

Afin d'éviter cet effet parasite, nous devons :

- Utiliser un arc rigide, c'est-à-dire en acier, et de grosse section pour obtenir un maximum de contrôle du 2^e ordre ;
- Utiliser des crochets plus hauts, afin de se rapprocher du centre de résistance de l'arcade et de la molaire ;
- Avoir des activations modérées sur les mini-vis (150 g en moyenne) ;
- Espacer les réactivations ;
- Incorporer un tip forward sur les molaires en recul ;
- Si nécessaire, il est possible d'utiliser des élastiques verticaux postérieurs, sauf chez l'hyperdivergent.

Pour un recul en masse sans repositionnement de la mini-vis, l'espace interradiculaire détermine la quantité de recul maximal de l'arcade. Cette largeur correspond à 3,2 mm en vestibulaire et à 5,45 mm en palatin, lorsque la mini-vis est placée à 5 ou 6 mm de la crête osseuse.

Pour optimiser au maximum le recul en un seul temps, il sera recommandé de placer la mini-vis juste mésialement aux premières molaires. Ainsi, à la fin du recul, les deuxièmes prémolaires vont se retrouver au contact de la mini-vis. Il est possible, grâce à un cliché panoramique de visualiser le déplacement des dents par rapport à la mini-vis, attestant le recul.

Il est aussi conseillé d'utiliser le diamètre de mini-vis le plus faible possible, à savoir 1,3 à 1,4 mm de diamètre en vestibulaire avec une longueur de 7 à 8 mm, et de 1,4 à 1,5 mm en palatin avec une longueur de 8 à 9 mm. (37)

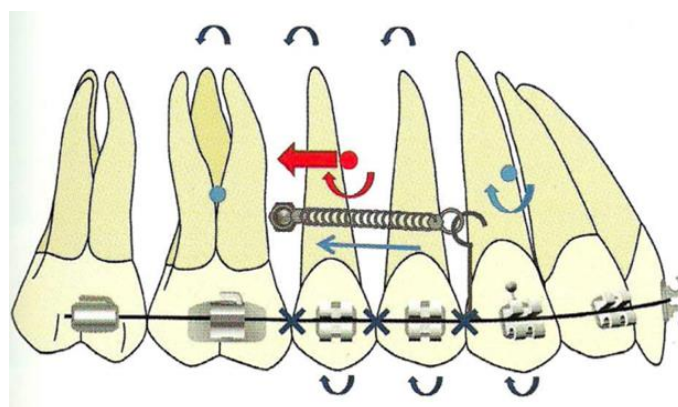


Figure 54 : Biomécanique de la distalisation en masse avec ancrage osseux entre 5 et 6 maxillaire (37)

2.2.2. Rétromolaires

Les principaux effets parasites retrouvés au maxillaire et à la mandibule sont :

- La distorsion de la molaire sur laquelle la force est appliquée ;
- La distorsion des molaires distales par application de la force au niveau des points de contact ;
- Une égression de la molaire sur laquelle la force motrice est appliquée. Afin de maîtriser la composante égressive, il est possible d'ajouter une traction élastique de la mini-vis au tube de la molaire terminale ou à sa face occlusale.

La différence entre les deux arcades est que l'on observe :

- Une rotation horaire du plan d'occlusion maxillaire car la force distalante passe à distance et en-dessous du centre de résistance de l'arcade maxillaire ;
- Une rotation antihoraire du plan d'occlusion mandibulaire car la ligne d'action de la force motrice se situe dans le plan de l'arc, c'est-à-dire au-dessus du centre de résistance de l'arcade.

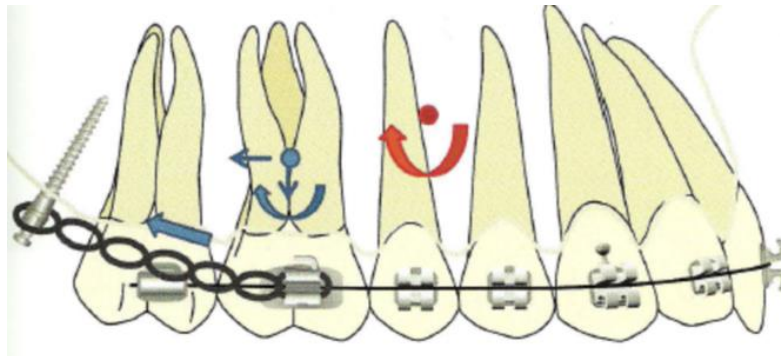


Figure 55 : Distalisation maxillaire à l'aide d'une mini-vis rétro-tubérositaire (25)

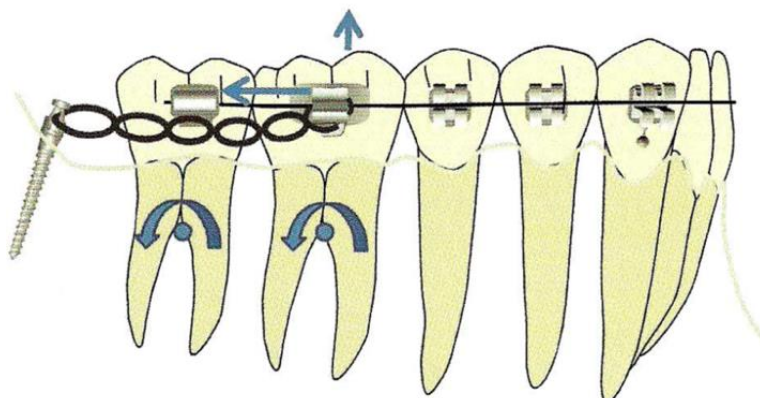


Figure 61 : Distalisation mandibulaire à l'aide d'une mini-vis rétromolaire(37)

Afin de contrer les rotations des arcades (horaire au maxillaire et antihoraire à la mandibule), il est possible d'ajouter deux mini-vis en antérieur, à savoir entre les incisives latérales et les canines, de chaque côté. Ces mini-vis auront également pour effet de corriger la supraclusion et permettre au torque incisif de s'exprimer (au maxillaire).

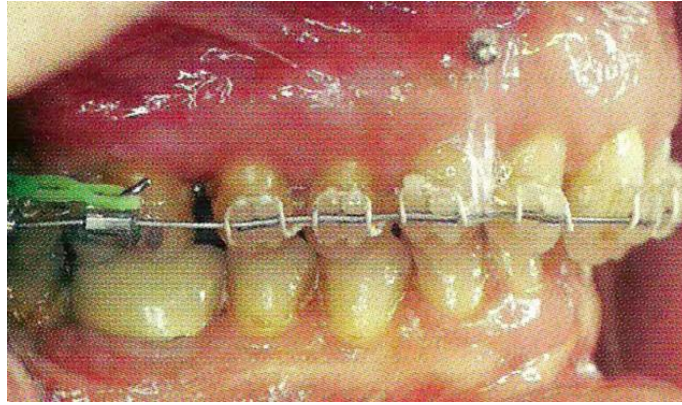


Figure 62 : Mini-vis antérieures (entre 2 et 3) pour contrebalancer l'effet de rotation horaire lié à la distalisation prenant appui sur la vis rétro-tubérositaire (37)

2.3. Zygomatiques

Ce site d'insertion des ancrages osseux présente l'avantage d'être à distance des racines dentaires, offrant ainsi une sécurité ainsi qu'une amplitude de distalisation. Sa localisation haute permet l'ingression des molaires, recherchée notamment chez les hyperdivergents. La qualité osseuse de cette région anatomique permet une bonne stabilité primaire. Les forces appliquées peuvent être plus élevées du fait de la rigidité et de la solidité des systèmes utilisés dans cette zone. Ainsi, l'utilisation des plaques ou vis zygomatiques est recommandée par la plupart des auteurs pour les techniques de **recul en masse**. (5)

Néanmoins, la pose de **mini-plaques** dans cette zone implique une chirurgie lourde, souvent réalisée sous anesthésie générale du fait de la réalisation de lambeaux muco-périostés, avec un deuxième temps chirurgical pour la dépose des plaques.

Parmi les systèmes de plaques que l'on peut utiliser afin de réaliser une distalisation, on retrouve :

- Le SAS : Skeletal Anchorage System (Sugawara) ;

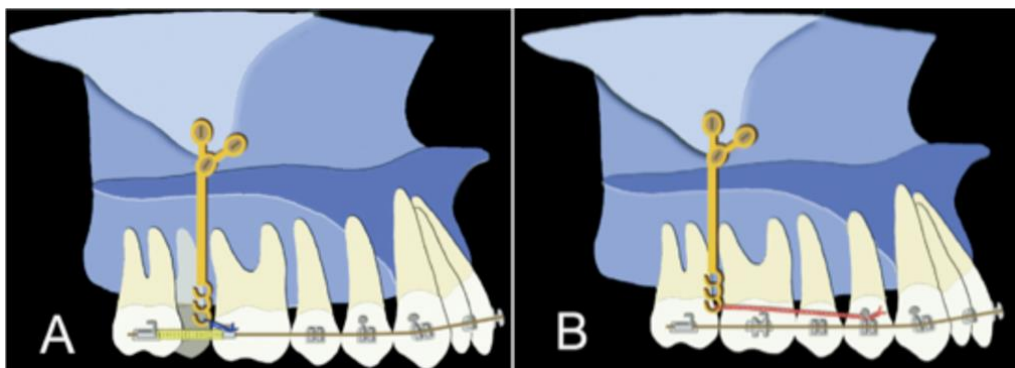


Figure 56 : Biomécanique du SAS lors de la distalisation des molaires maxillaires. (137)

A : distalisation de la deuxième molaire seule ; B : Distalisation en masse

- Les plaques de Bollard (De Clerck) ;

- Le ZGA : Zygoma-Gear Appliance (Nur) :
Ce système est composé de mini-plaques en titane et d'un arc interne reliant les bagues des premières molaires. La force est appliquée par un ressort NiTi en extension d'une potence antérieure sur l'arc à la tête de la plaque de chaque côté.

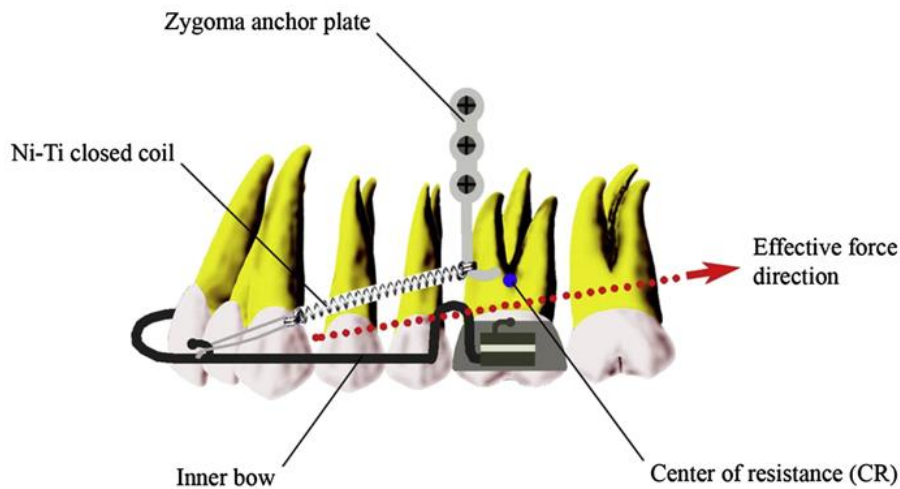


Figure 57 : Schéma des composants du ZGA (Zygoma-Gear-Appliance) (74)

On retrouve également, dans la littérature, les **mini-vis** zygomatiques enfouies. Cette méthode a pour avantage d'avoir un coût et une difficulté opératoire inférieurs à ceux des plaques. La réactivation est aisée, ces mini-vis s'utilisent de façon directe (une ligature métallique est reliée à la mini-vis et émerge dans la cavité orale, et la force est appliquée par l'intermédiaire d'un ressort ou une chaînette élastomérique jusqu'au multi-attache) ou de façon indirecte (ressort sur le multi-attache).

Néanmoins, cette méthode présente ses limites. De la même façon que les mini-plaques, elle nécessite un lambeau chirurgical pour venir positionner et enlever la mini-vis (deux temps chirurgicaux), l'ancrage est moins résistant aux forces mécaniques que celui apporté par les plaques. La ligature métallique émergeant par la muqueuse peut également se montrer inconfortable pour le patient (36).



Figure 58 : Distalisation sur vis corticale zygomatique enfouie (36)

3. Rétraction du bloc antérieur

La rétraction incisivo-canine consiste à distaler l'ensemble du bloc antérieur, l'objectif étant de fermer les espaces en distal des canines sans perte d'ancrage postérieure. Ces espaces peuvent être la conséquence d'un traitement avec ou sans avulsions ou d'un traitement avec une distalisation séquentielle.

Cette rétraction utilise le plus souvent une mini-vis placée entre les deux prémolaires ou entre la deuxième prémolaire et la première molaire.



Figure 59 : Rétraction du bloc incisivo-canin à l'aide d'une mini-vis placée entre la deuxième prémolaire et la première molaire (106)

Le centre de résistance du bloc incisivo-canin se trouve en distal de l'incisive latérale (114). Il est représenté par le point jaune (Figure 60). Le centre de résistance de l'arcade maxillaire se trouve au niveau de la deuxième prémolaire dans les cas d'avulsion des premières prémolaires (43).

Afin de schématiser la situation clinique, nous pouvons décomposer la force de rétraction en une force ingressive (rouge) et une force distalante (verte). L'application de cette force engendre différents effets :

- Dans la dimension transversale :

Au niveau de la dent d'appui (incisive latérale ou canine), on retrouve une rotation mésio-vestibulaire liée à l'application directe de la force vers l'arrière. L'utilisation d'une potence clipée sur l'arc entre la canine et l'incisive latérale permet d'éviter cet effet.

Au niveau des tubes molaires, on retrouve également une mésio-vestibulo-rotation liée à la friction de l'arc qui glisse vers la partie distale du tube (25). Il est possible de rajouter une déformation de 1^{er} ordre (toe-in) au niveau des molaires pour empêcher cette mésio-rotation.

D'autre part, si une force de traction est unilatérale, nous observerons une déviation du milieu incisif maxillaire du côté de la traction. Pour éviter cette déviation, il est nécessaire d'utiliser une force symétrique au niveau de chaque héli-arcade.

- Dans la dimension verticale :

Le vecteur de la force appliquée se trouve en-dessous du centre de résistance du bloc incisivo-canin, il se produit donc un moment de rotation horaire autour de ce centre.

La force passe de même sous le centre de résistance de l'arcade maxillaire, cela entraîne alors une rotation horaire de l'arcade. Il en résulte une ingression des secteurs postérieurs et une égression du secteur antérieur.

- Dans la dimension antéro-postérieure :

On retrouve une palatoversion du secteur incisivo-canin. Cette palatoversion peut entraîner, par effet « bowing » une mésioversion des secteurs postérieurs(148). Pour éviter cet effet bowing, il est nécessaire d'utiliser un arc rigide, en acier et de grosse section. Rajouter de la courbe de Spee sur l'arc permet également de contrer l'effet de mésioversion postérieure.

Afin de réduire l'effet parasite de palatoversion du bloc antérieur, il est possible d'utiliser une potence clipée sur l'arc entre l'incisive latérale et la canine. Cette potence a pour objectif de se rapprocher du centre de résistance du bloc antérieur et de l'arcade, afin que la force appliquée ait un vecteur le plus horizontal possible. La hauteur préconisée est d'environ 8 mm pour un mouvement de gression. Il est possible de régler la hauteur de cette potence pour avoir des moments différents, adaptés à notre situation clinique.

Pour obtenir un effet de torque radiculo-palatin (rotation antihoraire), le crochet est placé en position haute : ceci est intéressant chez des patients présentant une classe II, division 2. À l'inverse, afin de potentialiser l'effet d'ingression après expression du torque, ou lorsque que les incisives présentent une couronne vestibuloversée, par exemple dans les cas de classe II, division 1, nous pouvons raccourcir la potence. (25)

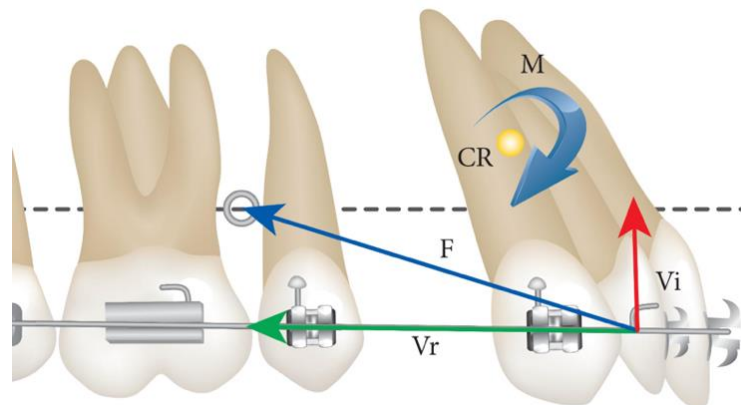


Figure 60 : Schéma biomécanique de l'effet d'une force étendue de la mini-vis à un clip en distal de l'incisive latérale (147)

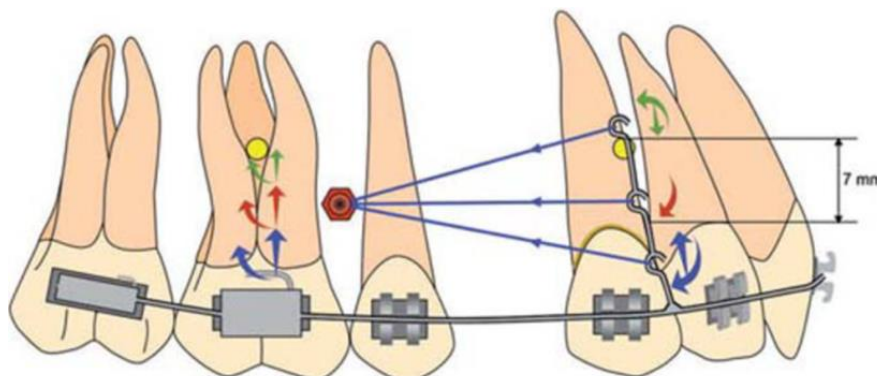


Figure 61 : Effets biomécaniques lors de la phase de rétraction en fonction de la hauteur des crochets antérieurs (incorporation d'une courbe de Spee accentuée) (25)

4. Redressement molaire

Le mouvement de redressement d'une molaire entraîne un effet parasite d'égression, qui crée par la suite une interférence occlusale. Le mouvement biomécanique recherché est donc un moment de redressement associé à une force ingressive pour contrer l'égression.

Cependant, cette thérapeutique est complexe chez le patient hypodivergent. En effet, à cause des forces masticatoires élevées chez ce type de patients, la molaire ne se redresse pas, et subit un traumatisme occlusal permanent, ce qui la rend mobile. L'usage de cales antérieures est recommandé, pour créer une inoclusion postérieure, le temps de redresser la dent.

Enfin, l'apport des ancrages osseux dans les thérapeutiques de redressement molaire permet de réduire l'appareillage au minimum. Cela a pour avantage d'encourager les patients à avoir recours à des thérapeutiques de redressement et facilite les manœuvres d'hygiène.

4.1. À la suite de la perte d'une molaire mandibulaire, version de la molaire distale dans le site d'extraction

Après avulsion ou perte de la première molaire, si une solution prothétique n'est pas mise en place immédiatement, la deuxième molaire a tendance à se mésioverser. Par conséquent, l'espace disponible pour la solution prothétique est réduit.

4.1.1. Ancrage direct

4.1.1.1 Dans le site d'édentement

La mini-vis peut être positionnée dans le site d'édentement de la dent absente. Elle est insérée perpendiculairement au sommet de la crête. Les auteurs recommandent une mini-vis de 2 mm de diamètre et de 11 mm de longueur (110).

Par exemple, une mécanique à l'aide d'une boucle sur un arc en TMA permet d'exercer un moment de redressement, associé à une force ingressive. Pour permettre l'insertion du fil en TMA, la tête de la mini-vis est en forme de bracket. La mini-vis pourra par la suite être utilisée pour réaliser une couronne provisoire en contention, le temps que la solution prothétique soit mise en place.

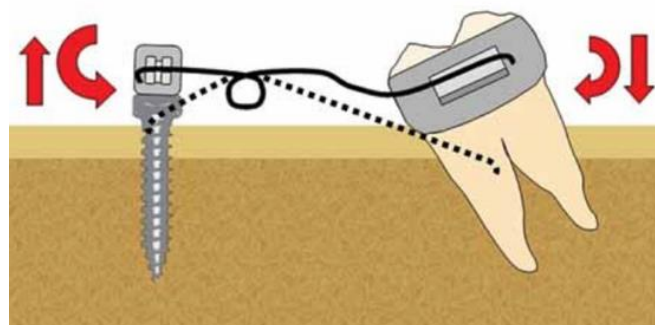


Figure 62 : Redressement molaire à l'aide d'une mini-vis placée au niveau du site de la dent absente (110)

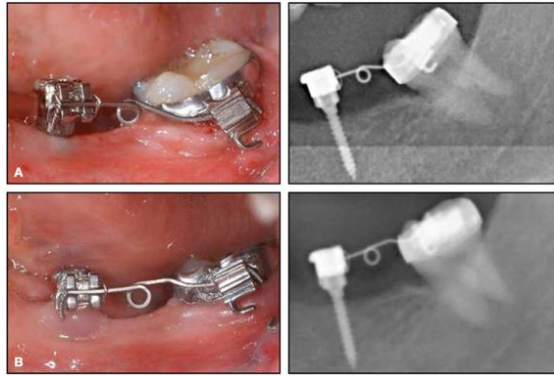


Figure 63 : Sectionnel de redressement de la 37(110)
A : à J0 ; B : à 5 mois, la 37 est redressée, sans égression.

Il est également possible de contrôler l'égression de la molaire versée en utilisant un système d'arc sectionnel à chaussette. Grâce à ce système, la dent mésioversée subit un moment de disto-version ainsi qu'une force ingressive.

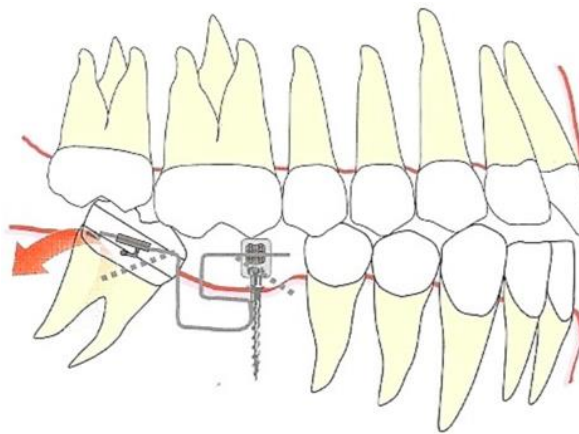


Figure 64 : Redressement molaire à l'aide d'un arc sectionnel à chaussette relié à la mini-vis placée dans le site d'édentement (92)

Une autre solution thérapeutique utilise un ressort en compression placé entre la tête de la vis et la dent versée. Comme pour les systèmes précédemment mentionnés, il est nécessaire que la tête de la vis dispose d'un bracket afin de pouvoir relier la vis à la molaire à l'aide d'un arc. Lors de ce mouvement, aucune force ingressive n'est exercée sur la molaire à redresser. Ainsi, l'effet d'égression n'est pas contrôlé.

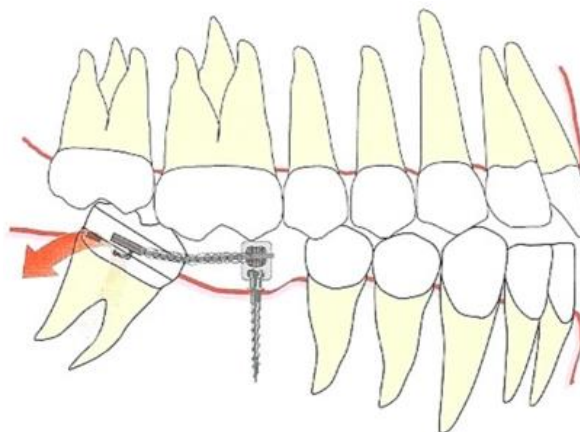


Figure 65 : Redressement molaire à l'aide d'un ressort en compression placé entre la molaire et le mini-vis dans le site édenté mésial (92)

4.1.1.2. En rétromolaire

L'ancrage utilisé peut également être une mini-vis en rétromolaire. Selon Park et al., il n'est pas utile d'utiliser des vis de longueur trop importante étant donné l'épaisseur de la corticale dans cette zone. Ils recommandent des mini-vis de 1,2 mm de diamètre et de 6 à 8 mm de longueur (60), bien que des mini-vis plus courtes puissent être utilisées (Figure 66).

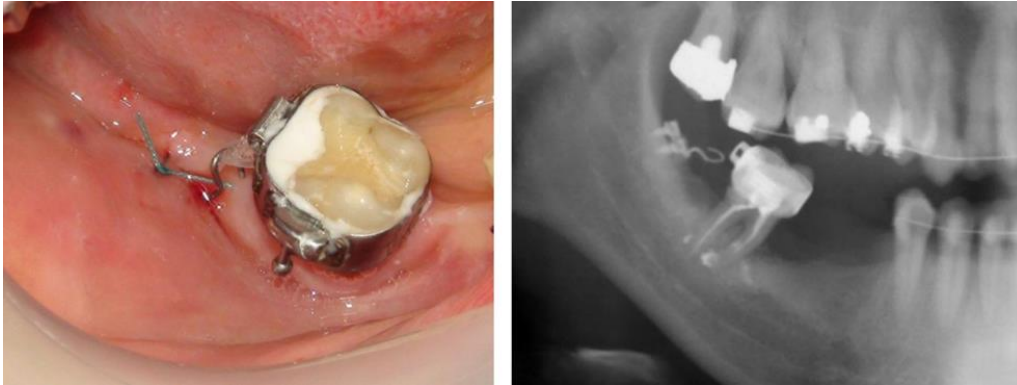


Figure 66 : Redressement molaire à l'aide de mini-vis placées en rétro-molaire (62)

On fixe sur la molaire à redresser un bouton, un bracket ou une bague. La force de redressement est appliquée par le biais d'une chaînette élastomérique ou d'un ressort en NiTi en extension de la vis à l'attache de la molaire.

On contrôlera l'effet de rotation induit par l'application de la force grâce au positionnement de l'attache. En effet, si la dent est :

- Mésio-linguo-rotée : on utilisera une attache vestibulaire afin d'effectuer un mouvement de mésio-vestibulo-rotation ;
- Mésio-vestibulo-rotée : on placera l'attache en lingual pour qu'elle effectue un mouvement de mésio-linguo-rotation ;
- Exempte de rotation : on applique deux forces simples de part et d'autre de la dent pour avoir un redressement qui s'effectue dans l'axe. (24)

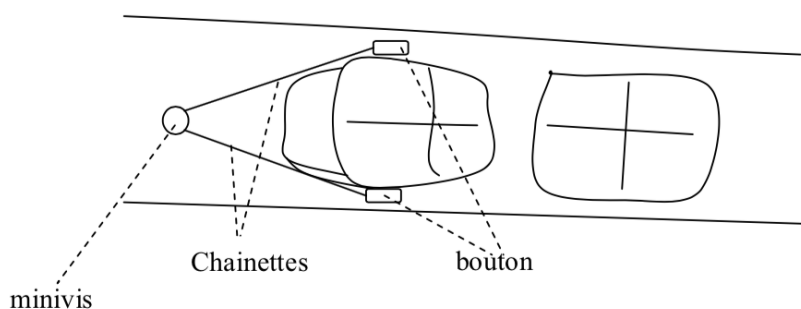


Figure 67 : Mini-vis positionnée au niveau du bord antérieur de la branche montante (24)

4.1.1.3. En interradiculaire au niveau prémolaire

Si l'espace est insuffisant en mésial dans le site d'édentement, il est également possible de placer la mini-vis en interradiculaire, entre la première et la seconde prémolaire ou entre la canine et la première prémolaire.

Puis une mécanique de redressement, est mise en place directement de la mini-vis à la molaire à redresser, comme l'uprighting-spring (sectionnel de redressement), un ressort en compression ou une autre méthode classique.

Afin de limiter le risque d'égression de la molaire, une force d'ingression doit être ajoutée. Cette force peut, par exemple, être ajoutée sur la partie distale du tube molaire. Ainsi, la dent est reliée à la mini-vis par l'intermédiaire de deux arcs. Un premier arc, 0,016 x 0,022" acier, avec du tip forward permet de redresser l'axe molaire. Un deuxième arc, 0,017 x 0,025" TMA permet de l'ingresser. (Figure 68) (29)



Figure 68 : Système de redressement molaire avec ancrage direct sur mini-vis positionnée entre interradiculaire (29)

4.1.2. Ancrage indirect

Dans ces situations cliniques, des solutions thérapeutiques classiques à ancrage dentaire sont utilisées. On utilise une mini-vis pour renforcer cet ancrage et éviter les effets parasites.

Il existe différentes méthodes de redressement molaire en pratique clinique. On note par exemple :

- L'uprighting-spring (sectionnel de redressement) : l'utilisation de mini-vis permet de limiter l'ancrage dentaire à la deuxième prémolaire sans avoir besoin de l'étendre aux autres dents ;
- L'utilisation d'arc sectionnel avec boucle en L ;
- Sur un arc continu, à l'aide d'un ressort en compression pour les faibles versions.

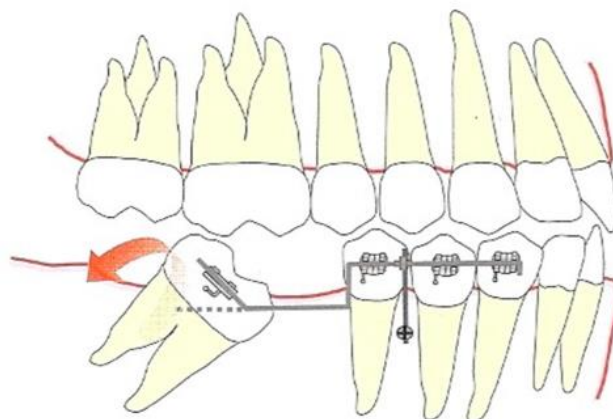


Figure 69 : Mini-vis utilisée en ancrage indirect pour le redressement molaire (92)

4.2. Redressement des molaires incluses

Pour rappel, plus le point d'application de la force est éloigné du centre de résistance de la dent, et plus le moment engendré sur cette dent sera important.

Lors des versions légères et modérées, la ligne d'action de la force est distante du centre de résistance, ainsi, une force simple ou un système de redressement suffit.

Lors des versions importantes, la ligne d'action est proche du centre de résistance. Il y a donc un faible moment, insuffisant pour redresser. Il faudra donc dans un premier temps, utiliser une force distalante pour désinclure la dent de la face distale de la molaire adjacente puis procéder au redressement clinique (86).

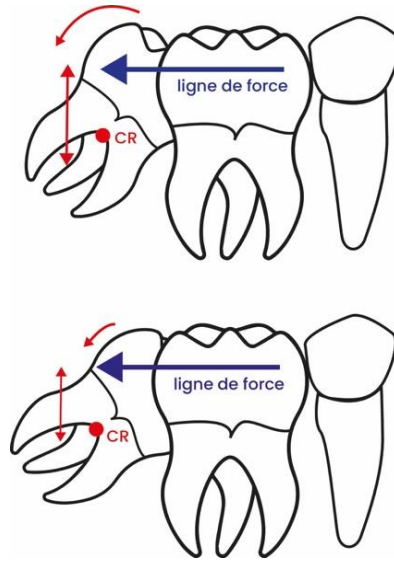


Figure 70 : Intensité du moment de redressement en fonction de l'inclusion de la dent (schéma personnel)

Plus la dent est versée, moins le moment de redressement s'exprime.

4.2.1. Inclusions légères à modérées

Pour les inclusions légères à modérées, il est possible d'utiliser une mini-vis positionnée en interradiculaire en mésial de la dent incluse, ou une mini-vis en rétro-molaire. Comme vu précédemment, ces méthodes génèrent une égression, qui est à contrôler pour éviter toute interférence avec les dents antagonistes.

Lee et al. (86) ont présenté un système dans lequel une mini-vis est posée entre la deuxième prémolaire et la première molaire. Un arc sectionnel 0,016'' acier relie cette mini-vis à la molaire à redresser, et ils y associent un ressort en compression.

D'un point de vue biomécanique, on décompose la force en une force distalante, passant au-dessus du centre de résistance et entraînant un moment antihoraire de redressement, et en une force égressive.

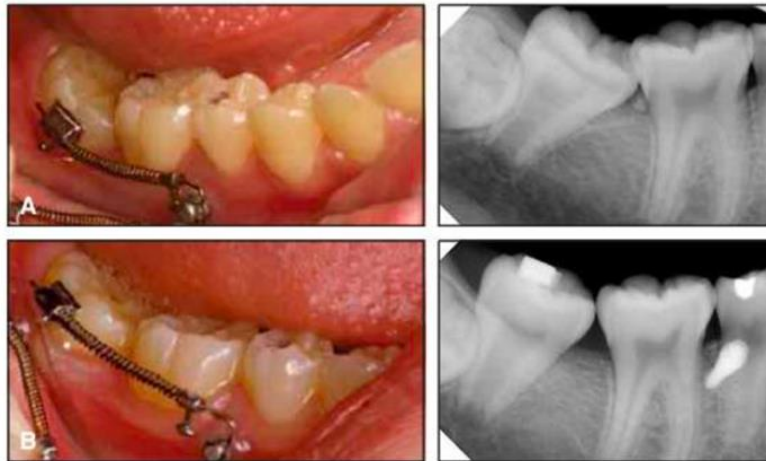


Figure 71 : Dispositif de redressement molaire utilisant une mini-vis en interradiculaire (86)

Une alternative est d'insérer la vis en rétromolaire. Ceci est simple de mise en œuvre, cependant, la présence du germe de la troisième molaire, l'épaisseur et la mobilité de la muqueuse peuvent gêner la pose de la mini-vis. Si la troisième molaire fait obstacle, il faut procéder à son avulsion et attendre 3 mois de cicatrisation avant une éventuelle pose de mini-vis (49). Il faut également veiller à l'absence d'interférence entre la vis et les dents de l'arcade antagoniste.

Un bouton est positionné en occlusal et le plus en mésial possible. Au fur et à mesure que la dent se redresse, le bouton sera déplacé plus en mésial afin d'augmenter le moment de redressement. La force est générée grâce à un ressort NiTi en extension ou une chaînette élastomérique (135).



Figure 72 : Mini-vis rétromolaire (53)

D'autres méthodes utilisant des mini-vis en ancrage indirect (renfort de l'ancrage dentaire antérieur) sont possibles, telles que celles avec un ressort en compression, celles utilisant un arc sectionnel ou encore celles sur arc continu.

4.2.2. Inclusions sévères

Dans ces situations cliniques, il est nécessaire d'associer différentes méthodes thérapeutiques. Dans un premier temps, il faut désinclure la crête marginale mésiale de la dent qui est bloquée au contact de la molaire mésiale. Il faut une force de recul de la molaire dans un premier temps. Dans un second temps, une solution de redressement identique à celle citée précédemment.

En utilisant la vis comme ancrage direct, la solution est la suivante :

- Temps 1 : Une vis est placée entre la première molaire et la deuxième prémolaire. Un ressort en compression s'appuie de la vis au tube de la molaire positionné sur sa face vestibulaire. Il est également possible d'utiliser une vis rétromolaire de laquelle part une chaînette pour reculer la molaire et initier son redressement ;
- Temps 2 : Utilisation d'un sectionnel de redressement qui s'appuie directement sur la mini-vis entre la 6 et la 5.



Figure 73 : Désinclusion grâce à un ressort en compression (86)

En utilisant la vis comme ancrage indirect, la solution est la suivante :

- Temps 1 : On place un tube ou un bracket sur la face distale de la molaire (une gingivectomie peut être réalisée pour augmenter la surface de collage). Un arc sectionnel en TMA (0,017 x 0,025" ou 0,016 x 0,022" selon les auteurs) prend en charge la première molaire ainsi que la molaire à redresser. Pour renforcer l'ancrage, il est possible de prendre en charge la deuxième prémolaire et d'ajouter une mini-vis en ancrage indirect. D'un point de vue biomécanique, nous avons une force distalante et oblique en direction vestibulaire ;
- Temps 2 : une technique de redressement classique (sectionnel, ressort...) avec ancrage renforcé peut être utilisée.

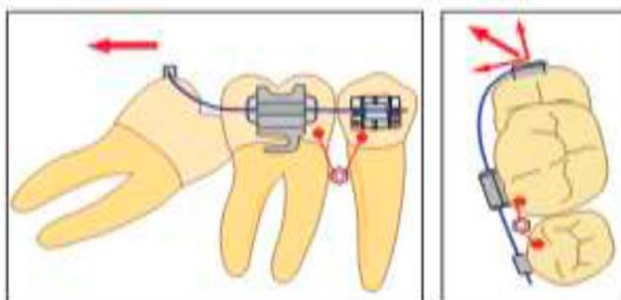


Figure 74 : Schéma des forces exercées sur la molaire à redresser grâce à l'utilisation d'un sectionnel et un ancrage indirect sur mini-vis (159)

III. Utilisation actuelle et future en orthopédie

A. Utilisation actuelle

Les thérapeutiques orthopédiques utilisant des ancrages osseux permettent d'agir sur la croissance en évitant les effets parasites dentoalvéolaires.

1. Dimension transversale

1.1. Endognathie

1.1.1. Diagnostic

L'endognathie maxillaire, connue aussi sous le terme d'endomaxillie, est identifiée comme une malocclusion d'origine squelettique. Elle se caractérise par une réduction de la largeur du maxillaire en comparaison avec les structures crânio-faciales adjacentes dans le plan frontal. Une prévalence accrue de cette anomalie est observée chez les patients présentant des dysfonctionnements, particulièrement ventilatoires (8) (140).

Le diagnostic est posé après un examen clinique et radiographique complet.

L'anamnèse recherche (4) :

- Des troubles ventilatoires ;
- Des troubles du sommeil ;
- Une position linguale basse ;
- Une déglutition atypique ;
- Une mastication dysfonctionnelle ;
- Des habitudes de succion non nutritive (pouce, tétine...).

L'examen facial nous donne peu d'informations car les anomalies transversales des bases osseuses sont en grande partie camouflées par les tissus mous. Nous pouvons tout de même observer, à l'analyse du sourire, l'étroitesse du maxillaire, qui se traduit par les corridors latéraux.

A l'examen oral, de nombreux signes sont retrouvés, parmi eux, on note :

- Au niveau des tissus mous : une interposition linguale antérieure et latérale ; une gingivite localisée au secteur antérieur ; des amygdales volumineuses, ainsi qu'une voûte palatine pâle, étroite et profonde (52) ;
- En intra-arcade : l'encombrement incisif maxillaire associé à une linguoclusion uni- ou bilatérale est signe d'endognathie maxillaire selon Bassigny et al. (97) ;
- En interarcade, les procès alvéolaires sont droits ou inclinés vers l'extérieur pour compenser le décalage basal, à la différence de l'endoalvéolie, où les procès convergent. (8)



Figure 75 : Endognathie maxillaire (illustration personnelle)

Des examens complémentaires pour confirmer le diagnostic sont indispensables. Parmi eux, on retrouve :

- L'analyse des moulages d'étude : ces derniers permettent d'apprécier la présence ou non de compensation dentoalvéolaire de l'endognathie, ainsi que de quantifier l'encombrement ;
- La téléradiographie de profil : elle permet d'apprécier le volume des voies aériennes supérieures et d'identifier les obstacles anatomiques potentiels, à savoir, les végétations adénoïdes et les amygdales palatines (98) ;
- La téléradiographie de face : il s'agit du cliché préférentiel pour apprécier les anomalies transversales. On y recherchera : des orifices pyriformes étroits, la présence de radioclarité entre le processus zygomatique du maxillaire et la branche montante mandibulaire, ainsi que les axes des procès alvéolaires maxillaires (divergents vers le bas et l'extérieur). Une analyse de Ricketts permet de quantifier plus précisément la malocclusion. (125)

D'autre part, il est important de s'intéresser aux variations individuelles de maturation de la suture médio-palatine. Selon la maturation de la suture, la thérapeutique d'expansion transversale maxillaire sera différente. L'objectif est de permettre une réponse de croissance maximale.

Persson et Thilander ont observé une fusion suturale chez des patients âgés de 15 à 19 ans en moyenne (95), tandis que des cas de non-ossification suturale ont été répertoriés chez des adultes, notamment âgés de 32 (95), 54 (68) et 71 ans (69). Cela signifie qu'une disjonction non-chirurgicale est encore possible à l'âge adulte chez certains patients, dont la maturation de la suture médio-palatine n'est pas terminée.

Pour identifier ces patients, après diagnostic d'une endognathie maxillaire, on évalue le stade de maturation de la suture médio-palatine. Angelieri et al. ont défini différents stades, après réalisation d'un cone beam, allant de A (ligne suturale droite et dense à l'examen radiologique) à E (fusion des 2 maxillaires) (3).

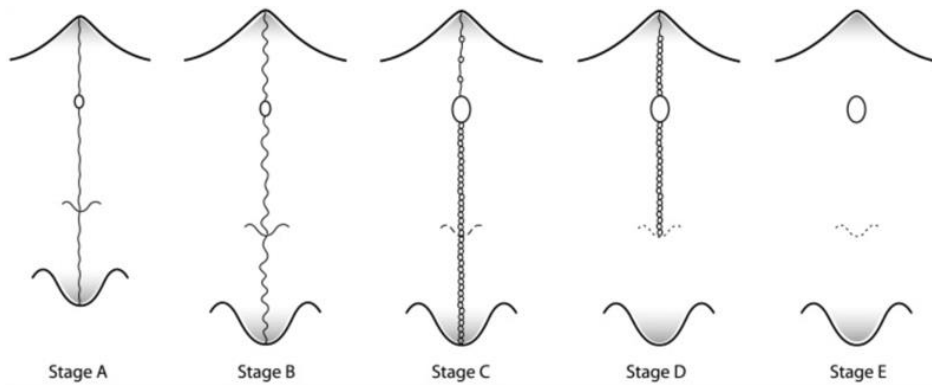


Figure 76 : Schéma des étapes de maturation observées dans la suture médio-palatine (stades A à E de gauche à droite) (3)

Il s'agit d'une simplification de la morphologie de la suture et elle ne doit pas être utilisée pour le diagnostic. La morphologie de la suture peut varier d'un stade à l'autre et les critères diagnostiques sont basés sur l'arbre de décision et les définitions des cinq stades.

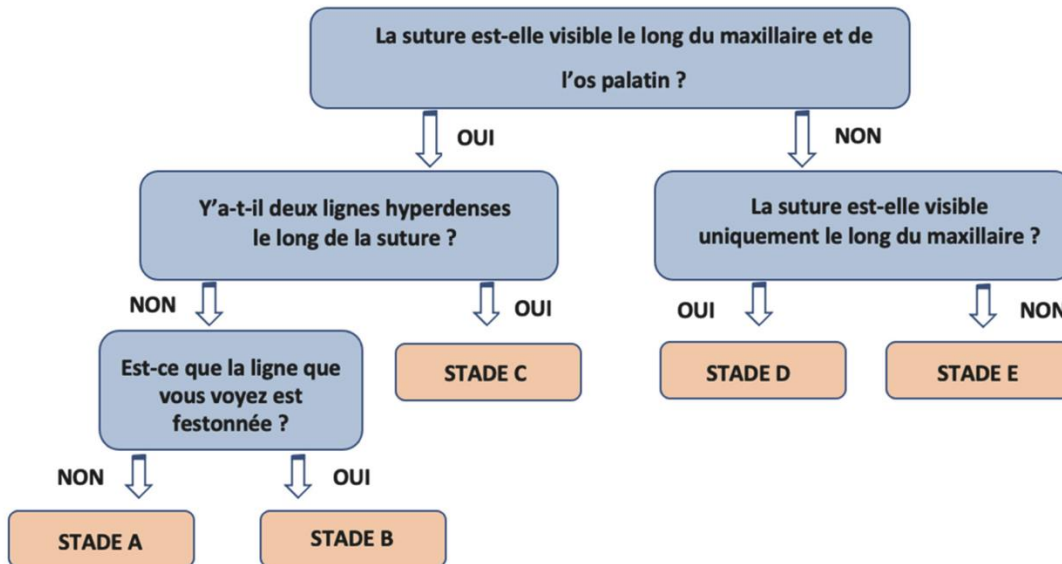


Figure 77 : Arbre décisionnel d'aide au diagnostic du stade de maturation suturale d'après Angelieri et al. (3)

Jusqu'au stade C, la suture palatine n'a pas encore fusionné. À ce stade, elle présente un aspect festonné et des interdigitations. Une thérapeutique d'expansion maxillaire rapide à appui dentaire ou mixte peut donc encore être mise en place. Elle évite ainsi l'expansion maxillaire chirurgicalement assistée, permettant au patient d'éviter une intervention sous anesthésie générale, ainsi que les risques opératoires associés. Aux stades D et E, la fusion de la suture s'est déjà réalisée. Seule une expansion chirurgicale est envisageable (30).

1.1.2. Expansion maxillaire rapide avec utilisation de mini-vis

L'expansion maxillaire rapide à appui dentaire exclusif chez l'adolescent et le jeune adulte présente 65 % d'effets transversaux dentoalvéolaires pour seulement 35 % d'effets squelettiques. Cela augmente le risque de fenestrations radiculaires, de récessions gingivales, mais également de résorptions radiculaires des dents d'ancrage, ou encore d'hypersensibilité (30). Le recours à des ancrages osseux dans ces thérapeutiques d'expansion transversale permet de limiter ces effets indésirables.

Deux possibilités de disjonction assistées par mini-vis sont envisageables :

- Ancrage associant appui osseux et dentaire (hybride) ;
- Ancrage osseux strict.

1.1.2.1. Ancrage hybride

Le disjoncteur hybride utilise un ancrage mixte, c'est-à-dire dentaire en postérieur, sur deux bagues molaires, et osseux en antérieur, par deux mini-vis.

La zone préférentielle d'insertion des deux mini-vis se trouve en paramédian, en regard des premières et deuxièmes prémolaires, 3 à 4 mm latéralement à la suture. Ce site présente une bonne épaisseur osseuse (≥ 6 mm), il est bien toléré par le patient et permet une conception facilitée de l'appareillage (37).

On utilisera des mini-vis de 1,8 à 2,2 mm de diamètre et de 7 à 9 mm de longueur afin d'assurer un bon ancrage osseux. Des vis de longueur supérieure pourraient présenter un risque de perforation de la muqueuse nasale (105).

Pour la conception de l'appareil, la réalisation d'un cone-beam est indiquée, afin de déterminer le site optimal pour la pose des mini-vis, par visualisation des structures anatomiques. Une fois le site choisi, la pose des mini-vis est réalisée et les bagues molaires sont mises en place. On effectue ensuite une empreinte en silicone, dans laquelle on place les analogues des mini-vis et les bagues molaires. L'utilisation de têtes de vis volumineuses permet au laboratoire de réaliser une construction précise et d'éviter de comprimer la fibromuqueuse (risque d'ischémie). Le laboratoire réalise ensuite le disjoncteur en soudant le vérin médian aux suprastructures.

Lors de la pose, les bagues molaires sont scellées par un ciment verre ionomère et les suprastructures sont vissées sur les têtes de vis.

Un délai de 4 à 6 semaines après scellement du disjoncteur est nécessaire avant de le mettre en charge selon certains auteurs. Ce délai serait nécessaire à l'obtention d'une matrice osseuse organisée (lamellaire) autour des implants (37). D'autres auteurs préconisent une mise en charge quelques jours après la pose (10).

Le rythme d'activation est le même que pour un disjoncteur classique à appui dentaire. Il est de 0,5 mm par jour, soit un quart de tour, deux fois par jour, le matin et le soir. Le nombre de jours est calculé par le praticien selon le déficit transversal (107).

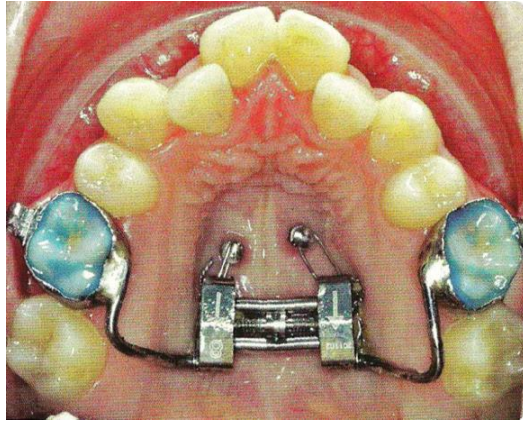


Figure 78 : Disjonction maxillaire rapide assistée par appuis dentaires et osseux (25)

1.1.2.2. Ancrage osseux strict

L'utilisation de disjoncteur à ancrage strict requiert quatre mini-vis placées au niveau du palais et reliées par un vérin médian. Selon Winsauer, les zones les plus adaptées au positionnement des mini-vis palatines sont 3 à 4 mm en arrière du foramen rétro-incisif et 3 à 9 mm latéralement à la suture médio-palatine (122).

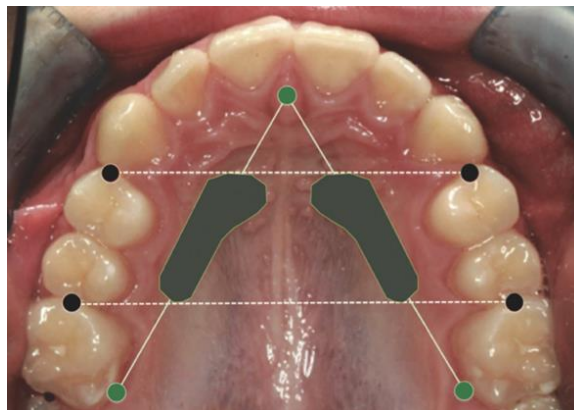


Figure 79 : Zones anatomiques préférentielles de pose des mini-vis palatines

De nos jours, des disjoncteurs assistés par ancrages osseux anatomiques sont réalisés 100 % numériquement. La conception et la fabrication sont effectuées, selon l'anatomie du patient, à partir d'une empreinte numérique. Ces dispositifs sont monobloc, sans soudures (51).



Figure 80 : Disjoncteur maxillaire à ancrage osseux strict de Global-D (51)

Ces systèmes présentent l'avantage, en comparaison aux disjonctions classiques à appui dentaire, de réduire les effets parasites dentoalvéolaires.

Comme le montre une étude de Toklu (54), il n'y a pas de variation de l'inclinaison de la prémolaire maxillaire chez les patients ayant bénéficié d'une disjonction à appui osseux strict ou mixte.

Ces appareils permettent aussi de proposer un système par disjonction non-chirurgicale chez des patients plus âgés, bien que les effets au niveau squelettique restent plus importants chez les patients traités précocement (150).

Dans la littérature, les MARPE (Miniscrew Assisted Rapid Palatal Expansion) présentent une expansion symétrique et parallèle des procès, donc avec moins d'effets dentoalvéolaires que les SARPE (Surgical Assisted Rapid Palatal Expansion), lorsque les indications citées précédemment sont respectées (70) (111).

Enfin, d'un point de vue biomécanique, sachant que la position des mini-vis est plus apicale que celle des bagues molaires, le passage de la force d'expansion horizontale se trouve à proximité du centre de rotation maxillaire. Ainsi, on observe une réduction des mouvements de rotation et de bascule des deux héli-arcades maxillaires (124).

2. Dimension antéro-postérieure

2.1. Protocole de De Clerck : traitement des classes III squelettiques

2.1.1. Généralités

Le protocole de De Clerck est recommandé pour le traitement précoce des malocclusions de classe III de Ballard avec hypomaxillie, permettant de réduire le recours à une chirurgie à l'âge adulte.

L'objectif est de stimuler la croissance du maxillaire vers l'avant et de freiner et réorienter la croissance de la mandibule. On observe une apposition osseuse distale ramale d'une moyenne de 3,7 mm et une fermeture de l'angle goniale en moyenne de 2° par apposition osseuse sur le bord postéro-inférieur du corps de la mandibule (7).

Il est donc possible d'envisager ce traitement chez les patients à tendance hyperdivergente, contrairement au masque facial, qui a tendance à ouvrir l'angle goniale et donc, à aggraver l'hyperdivergence.

Cette méthode a pour avantage de ne pas solliciter d'appuis dentaires, et ainsi de s'affranchir d'effets parasites dentoalvéolaires.

La pose des plaques est indiquée à partir de 11 ans chez les filles et 12 ans chez les garçons. La décision d'attendre cet âge est due au fait qu'avant, la densité osseuse au niveau de la crête zygomatique n'est pas suffisante pour assurer la stabilité primaire des plaques. D'autre part, on attend l'éruption des germes des dents permanentes, et notamment ceux des canines mandibulaires, pour éviter de les léser (47).

2.1.2. Protocole

2.1.2.1. Phase chirurgicale

La phase chirurgicale correspond à la pose des plaques au bloc opératoire. La fixation des quatre plaques est la plupart du temps réalisée sous anesthésie générale. Si l'indication est posée, il est possible de coupler la germectomie des troisièmes molaires mandibulaires à l'intervention.

Les mini-plaques sont positionnées sur les crêtes zygomatiques inférieures au maxillaire, et entre la canine et l'incisive latérale à la mandibule. Contrairement à la mise en place de mini-vis, il est nécessaire de réaliser une incision muco-périostée.

Au maxillaire, les mini-vis, qui stabilisent et retiennent les plaques, doivent être placées au niveau de la partie la plus saillante de la crête.

Dans la dimension verticale, le positionnement de la plaque permet l'émergence de la barre ronde de connexion, 1 mm au-dessus de la ligne muco-gingivale.

Dans la dimension antéro-postérieure, la plaque sera positionnée en regard de la première molaire maxillaire.

Enfin, la partie inférieure de la barre de connexion doit être en contact avec l'os alvéolaire afin de prévenir tout mouvement indésirable (47).

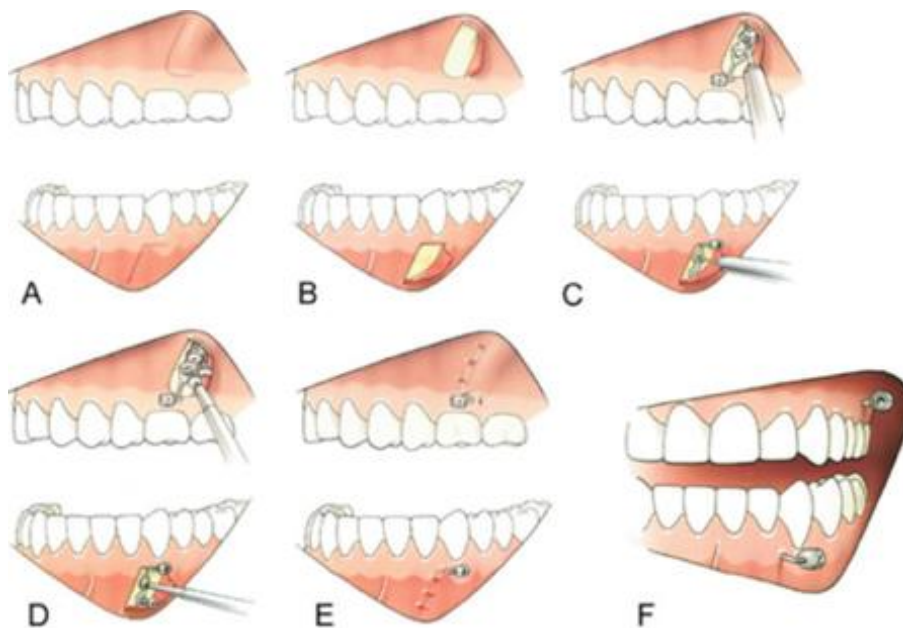


Figure 81 : Chirurgie de positionnement des plaques au maxillaire et à la mandibule (20)
A : Incisions en forme de L avec la partie horizontale de l'incision à 1 mm dans la gencive attachée ; B : Lambeau mucopériosté ; C : Forage du trou central (pour les plaques à trois trous) ou du trou situé le plus près de l'unité d'attachement (pour les plaques à deux trous) ; D : Mise en place des vis ; E : Fermeture en suturant avec du fil résorbable ; F : Plaques en place avec émergence des têtes.



Figure 82 : Positionnement anatomique des mini-plaques selon le protocole de De Clerck (17)

Une étude (27) a été menée sur un groupe de 25 patients en phase de croissance, tous présentant une dysmorphose de classe III. Sur 100 mini-plaques posées, le taux de réussite sur la stabilité a été évalué à 97 %. Elle précise que ce succès dépend des conseils donnés au patient en pré et post-opératoire, d'une intervention peu invasive ainsi que d'un bon suivi orthodontique.

Cependant, parmi les complications susceptibles de survenir après l'intervention chirurgicale figurent une augmentation de la mobilité ou un déplacement de la plaque :

- Si une plaque est mobile, il est préférable de suspendre les tractions élastiques pendant 2 mois ;
- Si une plaque est perdue, il est conseillé de refixer la plaque 3 mois après. Une des causes principales de la perte de la plaque est la réaction inflammatoire liée au manque d'hygiène ou à la sollicitation des plaques par le patient. (7) De plus, les patients étant en période de croissance, le remodelage osseux sur 18 mois engendre un taux d'échec plus élevé que les mini-plaques posées chez les adultes (21).

Les autres complications qui sont rapportées sont de rares cas d'infection, traités par des bains de bouche et l'amélioration des techniques de brossage. On retrouve également les fractures des mini-plaques (20), les résorptions des racines des dents adjacentes, les récessions gingivales lorsque la tête de la plaque émerge dans la gencive libre (87), ou encore l'ostéonécrose sous la plaque due à l'inhibition de la circulation sanguine dans l'os cortical par compression excessive de la plaque (139).

2.1.2.2. Phase orthopédique

L'objectif est d'obtenir une croissance du maxillaire. Elle s'obtient par l'apposition osseuse induite par l'étirement des fibres au sein des sutures. Cet étirement s'obtient par la mise en place d'élastiques tendus entre les plaques maxillaires et mandibulaires homolatérales.

Le port des élastiques doit se faire 24h/24 et ceux-ci sont remplacés toutes les 4 heures (rythmé par les repas et le brossage des dents) afin de conserver leur efficacité.

Il est recommandé par De Clerck d'utiliser des forces d'environ 100 g en augmentant progressivement la force au bout du troisième mois de port (7). Il préconise une force faible et continue, inférieure à 200 g de chaque côté toute la durée du traitement. En effet, aucune étude ne montre l'intérêt de l'utilisation d'une force plus élevée et il y a un risque de dépasser la résistance maximale de la plaque qui entraînerait une perte osseuse et un desserrage des vis (47).



Figure 83 : Mise en place de quatre plaques de Bollard modifiées pour réaliser une protraction maxillaire (27)
Secteur 3, un fil carré a été ajouté dans le tube pour ne pas blesser la gencive.

D'après De Clerck, le fait de commencer le traitement plus tard qu'avec un masque facial permet de poser un appareillage fixe dès la fin du traitement orthopédique. Cela permet d'éviter la période de latence entre les deux phases.

L'étude prospective comparative 3D de Hino (56) montre qu'à 11 ans, il existe moins d'avancée du point A, plus d'abaissement vertical du maxillaire et de compensations dento-alvéolaires avec le masque facial sur disjoncteur qu'avec le système BAMP (Bone Anchored Maxillary Protraction).

L'étude comparative de Lee va aussi dans ce sens : chez des enfants de 11 ans, le masque facial appliqué sur disjoncteur a moins d'impact orthopédique d'avancée maxillaire que sur celui appliqué sur des plaques modifiées « type ostéosynthèse » (85).



Figure 84: Changements occlusaux après 1 an de traction orthopédique intermaxillaire (47)

2.1.3. Effets biomécaniques et incidences sur le profil

Au niveau squelettique, selon une étude de De Clerck (28), on obtient :

- Un avancement du maxillaire de 4 à 5 mm. Cet effet n'est pas limité à l'os alvéolaire mais est étendu au niveau du ptérygo-maxillaire (+ 2 mm) et de l'orbital (+ 3 mm) ;
- Une diminution de la croissance mandibulaire de 2 mm chez le groupe de traité (recul du point B et du pogonion) ;
- Une légère rotation antihoraire de la mandibule et du maxillaire ;
- Une vestibuloversion significative des incisives mandibulaires mais pas de modification significative de l'inclinaison de l'incisive maxillaire ;
- Une amélioration significative des rapports intermaxillaires, augmentation du Wits (= distance Ao/Bo) de 6,7 mm ;
- Une correction du surplomb (+ 3,8 mm) et du rapport molaire (+ 4,8 mm).

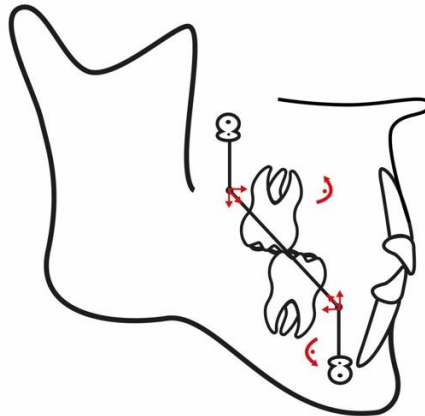


Figure 85 : Schéma biomécanique des forces exercées lors du protocole de De Clerck dans le traitement des classes III squelettiques (schéma personnel)

Au niveau des tissus mous, on obtient (38) :

- Un avancement de la lèvre supérieure ;
- Un avancement du 1/3 moyen de la face ;
- Une diminution de la protrusion du menton et de la lèvre inférieure.

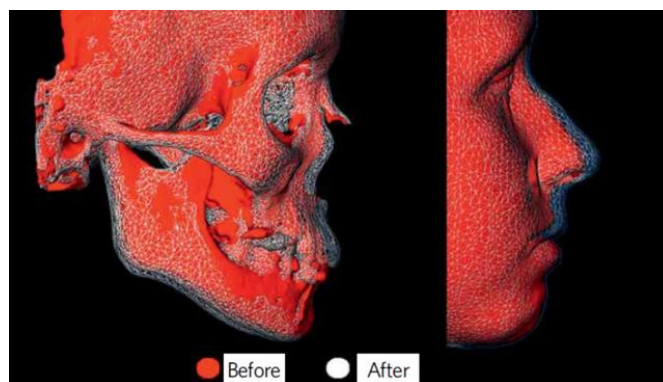


Figure 86 : CBCT avant (rouge) et après (transparent) un an de traction orthopédique de classe III (38)

L'ensemble de ces effets conduit à une diminution de la concavité du profil et à son harmonisation. Cette correction du profil s'accompagne d'une décompensation dentoalvéolaire liée à la diminution de la pression des muscles orbiculaires des lèvres sur les incisives mandibulaires.

B. Utilisation future : innovations en cours d'étude

1. Correction des classes II squelettiques par ancrages osseux

L'objectif, en stimulant la croissance mandibulaire à l'adolescence, est d'éviter le recours à une chirurgie orthognathique à l'âge adulte et d'élargir le volume des voies aériennes supérieures, réduisant ainsi le risque de syndrome d'apnée/hypopnée obstructive du sommeil (SAHOS).

De nombreux activateurs de classe II sont disponibles (propulseurs, activateurs d'Andresen, bielles de Herbst amovibles...). Une revue de littérature sur l'impact des appareils orthopédiques de classe II sur la croissance a montré un changement statistiquement significatif pour la plupart des paramètres céphalométriques, mais ces valeurs moyennes étaient faibles (41). On peut alors se demander si les résultats de ce type de thérapie peuvent être attribués à des effets squelettiques plutôt qu'à une compensation dentoalvéolaire.

La réduction du surplomb s'opère par des modifications squelettiques, mais aussi par des déplacements dentaires comme la version vestibulaire des incisives mandibulaires. La plupart du temps, cette version est un effet indésirable car elle limite la propulsion mandibulaire et donc la correction squelettique. L'occlusion de classe I ne peut alors plus être obtenue.

D'autre part, ces activateurs nécessitent la coopération du patient, ce qui diminue la prédictibilité des traitements.

Face à l'incertitude d'une réelle croissance mandibulaire, des effets parasites dentoalvéolaires et de l'efficacité limitée à la coopération du patient, une nouvelle approche à l'aide d'ancrages osseux peut être mise en place.

1.1. Élastiques sur ancrages osseux

Deux mini-plaques sont positionnées, de chaque côté, entre l'incisive latérale et la canine au maxillaire et entre la 1^{re} et la 2^e molaire mandibulaire.

Une étude de Al-Dumaini et al. (1) a montré une croissance du corpus et du ramus en rotation antérieure ainsi qu'un recul du maxillaire.

Dans leur étude, Ozbilek et al. (112) ont comparé les effets squelettiques, dentoalvéolaires et les répercussions sur le profil cutané du port d'élastiques sur ancrages osseux et d'un activateur monobloc de classe II, chez des patients rétrognathes. Les résultats ont montré une augmentation de la longueur mandibulaire significativement plus importante chez les patients avec élastiques sur ancrages osseux, ainsi qu'un redressement de l'incisive mandibulaire. Cette technique permet de s'affranchir des effets parasites des élastiques de classe II avec de très bons résultats sur la correction du défaut squelettique.



Figure 87 : Élastiques de classe II associés à quatre mini-plaques (112)

1.2. Bielles de Herbst à ancrages osseux

Depuis 100 ans, les bielles de Herbst sont considérées comme une thérapeutique de choix dans le traitement des décalages antéro-postérieurs de classe II.

Afin de s'affranchir des effets indésirables dentoalvéolaires, Luzi et al. (94) ont traité deux patients à l'aide de bielles de Herbst associées à des ancrages osseux pour obtenir une correction de la classe II squelettique.

Après 12 mois de traitement actif et une fois la classe I établie et stable, l'appareillage a été déposé et remplacé par un multi-attaches associé à des élastiques de classe II pour maintenir le résultat et parfaire l'intercuspidation.

Les résultats sur ces deux patients ont montré une amélioration du profil cutané et des rapports antéro-postérieurs squelettiques, ainsi que l'absence de version significative des incisives mandibulaires.



Figure 88 : Appareil en métal coulé avec ses quatre bagues et une mécanique télescopique bilatérale (94)



Figure 89 : Connexion rigide entre l'appareil de Herbst et les vis d'ancrage temporaire (94)
Un fil de ligature en acier .012 relie la tête de la vis et la structure mandibulaire en métal coulé

Au niveau de la biomécanique, on observe :

- Au niveau de la molaire d'ancrage : une ingression et une distalisation. La résultante des forces entraîne un moment de version corono-distale ;
- Au niveau de la mandibule : une force orientée en avant et vers le bas. La résultante de ces deux forces entraîne une rotation postérieure mandibulaire. Toutefois, grâce à l'ingression molaire maxillaire, une autorotation antérieure mandibulaire s'effectue, venant atténuer l'effet de rotation postérieure liée à la force reçue au niveau de l'ancrage mandibulaire.

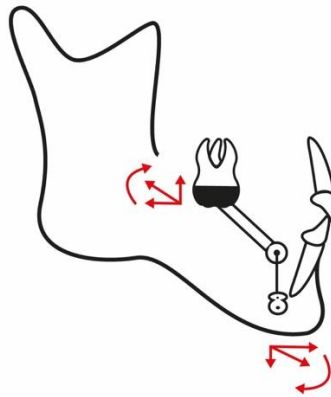


Figure 90 : Schéma biomécanique de bielles de Herbst associées aux mini-plaques : au niveau de la molaire maxillaire d'ancrage et au niveau de la mandibule (schéma personnel)

L'avantage majeur que procure cette association est le contrôle des mouvements indésirables dentoalvéolaires à l'arcade mandibulaire, et donc du risque de version vestibulaire des dents antérieures. Ceci permet d'optimiser l'efficacité du traitement chez les patients en cours de croissance, en augmentant la réponse squelettique. Enfin, l'absence de coopération nécessaire de la part du patient, permet de rendre ce traitement plus prédictible.

2. Collage

2.1. Pourquoi le collage ?

Dans les protocoles orthopédiques et notamment le protocole de classe III de De Clerck, la méthode de fixation des mini-plaques par des vis présente ses limites. En effet, ces protocoles imposent une correction tardive du décalage des bases osseuses car les plaques ne peuvent pas être posées avant 11 à 12 ans selon le sexe. Il en est de même pour un éventuel traitement des classes II squelettiques à l'aide de bielles à ancrage osseux. Le moment optimal dépend du pic de croissance, détectable grâce à certains indicateurs (stades de Baccetti, courbe de croissance de Björk, puberté...), mais nous sommes contraints d'attendre la maturité osseuse et l'éruption des germes des dents définitives.

Les ancrages associant des mini-plaques aux mini-vis peuvent également être sources de complications et d'interventions secondaires pour les retirer.

Une colle osseuse biorésorbable et biodégradable serait donc une excellente alternative, évitant ainsi les complications liées au matériel et aux procédures de dépose. Pouvoir coller les plaques permettrait de les poser au moment souhaité par praticien et donc de pouvoir traiter les dysmorphoses plus précocement. On estime l'âge idéal à 8-9 ans. Cela permettrait également de poser les plaques à l'emplacement optimal, sans être gêné par des contraintes anatomiques.

Malgré ce besoin évident, il n'existe actuellement aucune colle osseuse en usage clinique qui offre une liaison suffisamment forte et une cicatrisation sûre pour les os humides. (100) Aucune étude n'a été réalisée en orthodontie à ce jour. On retrouve des publications sur des adhésifs tissulaires et ciments osseux dans certaines spécialités médicales, telles que la chirurgie maxillo-faciale, la chirurgie orthopédique, l'ophtalmologie ou encore l'oto-rhinolaryngologie.

2.2. Cahier des charges

Le cahier des charges (inspiré de Bauer et Smith (6) et de Farrar (42)) pour une colle destinée à l'orthopédie dento-faciale, devra répondre aux critères suivants :

- Biocompatible, non toxique ;
- Biodégradable : remplacement par du tissu osseux et, dans l'idéal, d'une manière contrôlée et à un moment déterminé ;
- Hautes propriétés adhésives (liaison des molécules de colle aux tissus adjacents) et cohésives (liaisons covalentes des molécules de colle entre elles) sur l'os et le métal, souvent en présence de contaminants tels que de la graisse, des protéines etc. ;
- Hydrophile : la colle doit pouvoir s'étaler et adhérer sur les surfaces humides et à température corporelle ;
- Disposer d'un module d'élasticité similaire à celui de l'os, sur lequel elle est collée ;
- Stabilité mécanique sous tension, compression, cisaillement, en adéquation avec les thérapeutiques orthopédiques (100 à 250 g) ;
- Facile/rapide à préparer et à appliquer dans les conditions de la salle d'opération ;
- Avoir un temps de travail adéquat pour l'application par le chirurgien ;
- Avoir un temps de prise rapide (1 à 10 minutes)
- Faible exothermie lors de la prise (pas de nécrose thermique) ;
- Stérilisable ;
- Stable pour être stocké (idéalement, sans conditions particulières, stable à température ambiante), et durée de conservation adéquate ;
- Adhésion aux alliages chirurgicaux (acier inoxydable, TiAl6V4, Co-Cr-Mo, etc.) ;

- Capacité à délivrer des médicaments/agents bioactifs, par exemple pour stimuler la cicatrisation osseuse, prévenir les infections, etc. ;
- Un durcissement aux UV est possible si et seulement si des longueurs d'ondes > 315 nm, UV-A sont utilisées. L'utilisation de longueurs d'ondes plus courtes risque d'endommager les tissus.

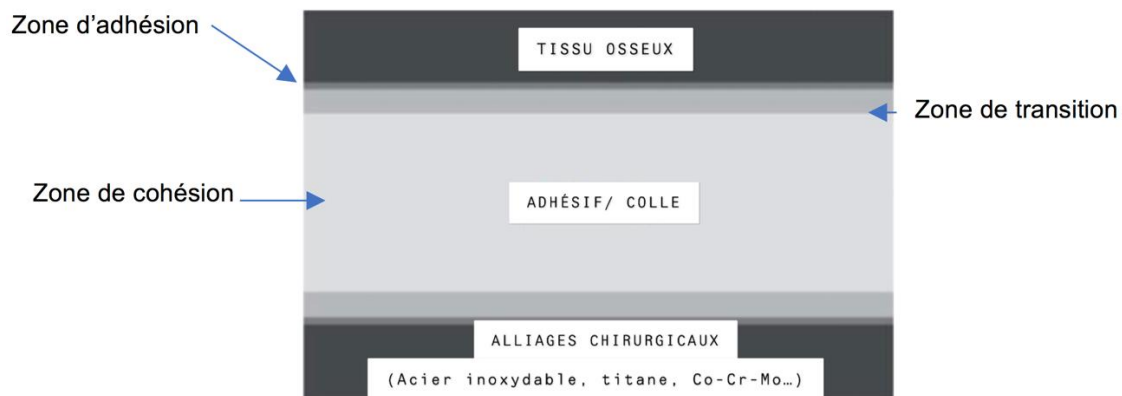


Figure 91 : Coupe transversale d'un alliage chirurgical collé sur de l'os (schéma personnel)

2.3. Règlementation

Un adhésif osseux est un dispositif implantaire car il est en contact avec les tissus et les os durant plus de 30 jours (permanent). Au sein de l'Union européenne, le Règlement sur les Dispositifs Médicaux 2017/45, en vigueur en France depuis mai 2021 (121), régit les règles et les exigences pour mettre un dispositif médical sur le marché.

Un critère clé influençant les exigences réglementaires pour sa production est la classification du risque associé au dispositif. Cette classification, déterminée par la nature et la durée du contact avec l'organisme, varie de I à III, avec des exigences accrues en matière de biocompatibilité et d'évaluations cliniques pour les classes à risque plus élevé.

Conformément au Règlement sur les Dispositifs Médicaux, les dispositifs sont catégorisés comme non invasifs, invasifs ou actifs. Cette classification, en fonction de leur utilisation et interaction avec le corps, permet de définir la classe de risque du produit. Les adhésifs osseux biorésorbables se trouveraient donc dans la catégorie de risque la plus élevée, à savoir la classe III. Ces réglementations complexifient les études. (68)

2.4. Exemple d'un adhésif innovant

Plusieurs adhésifs synthétiques ont été élaborés à partir de matériaux tels que les polycyanoacrylates, le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), le polyuréthane et les composites thiolène. Cependant, ces matériaux synthétiques non résorbables présentent une toxicité tissulaire qui limite leur utilisation comme adhésifs osseux. Actuellement, il n'existe pas d'adhésif osseux biocompatible et biorésorbable permettant une liaison suffisamment forte sur de l'os humide et qui réponde aux exigences cliniques orthodontiques. (128)

Récemment, des chercheurs se sont inspirés des capacités adhésives d'un ver marin, le ver du château de sable (130), pour développer des adhésifs osseux innovants à base de ciments de phosphate de calcium (CPC), en intégrant de la phosphosérine (OPS), un acide aminé phosphorylé (79).

Cette approche a mené à la création de Tetranite®, un adhésif qui durcit rapidement en milieu humide, offrant une forte adhésion entre os et entre os et métal, ainsi qu'une bonne biorésorbabilité et ostéoconductivité. Un autre adhésif, trouvé par Pujari-Palmer et al., l'OsStic™, montre des performances similaires (119).

Ces adhésifs hybrides CPC/OPS, malgré leur potentiel, souffrent de limites mécaniques telles qu'une faible adhérence et une faible résistance, restreignant leur application à des zones non porteuses. Des améliorations de ces propriétés mécaniques sont nécessaires pour que cette colle puisse être compatible avec nos thérapeutiques orthopédiques.

L'ajout de polydopamine (PDA), inspiré par les protéines adhésives des moules, à des adhésifs osseux CPC/OPS pourrait renforcer leurs caractéristiques mécaniques et biologiques (118). La PDA, utilisée pour biofonctionnaliser les surfaces, favorise l'ostéointégration. Les nanoparticules de PDA (nPDA), capables de charger des médicaments, offrent une voie prometteuse pour améliorer les adhésifs osseux en stimulant l'ostéogenèse et l'adhésion sur surfaces humides (66).

À partir de ces informations, Schlund (128), a réalisé en 2023 une étude sur le rat, en collant un péroné sur un tibia, en utilisant de l'adhésif TTCP (phosphate tétracalcique)/OPS-nPDA, et montre que cet adhésif répond à de nombreuses exigences cliniques pour la fixation osseuse. Il pourrait également être fonctionnalisé par le nPDA pour ajouter des activités biologiques, comme par exemple, anti-infectieuse après chargement d'antibiotiques.

Des recherches sont donc en cours pour développer une colle et un protocole fiable permettant l'adhésion sur l'os en milieu humide, une prouesse qui, si elle était réalisée, pourrait révolutionner le domaine de l'orthodontie en offrant des perspectives thérapeutiques inédites.

3. Ancrages osseux sur mesure : apport de l'impression 3D

À partir de scanners du massif facial, des reconstructions numériques permettent de visualiser en 3D des zones anatomiques d'intérêt. Une fois imprimées en tant que modèle tridimensionnel (bio-modèle), elles permettent l'étude physique de la zone chirurgicale et la pré-conformation du matériel d'ostéosynthèse selon la planification établie (39). Il est aussi possible d'imprimer directement ce matériel chirurgical à partir des modèles numériques, sans besoin de modèles 3D imprimés intermédiaires.

3.1. Indications actuelles et bénéfiques cliniques attendus

Dans les protocoles orthodontiques et orthopédiques actuels, on utilise, la plupart du temps, des plaques d'ostéosynthèse standardisées. Ces mini-plaques sont posées par un chirurgien oral, un stomatologue ou encore un chirurgien maxillo-facial. Bien qu'il existe des plaques de taille et de forme différentes, l'utilisation de plaques personnalisées sur mesure pourrait offrir de nombreux avantages (132), tels que :

- L'adaptation à l'anatomie osseuse de chaque cas clinique ;
- Un gain de temps en peropératoire : par opposition aux plaques standards non-personnalisées qu'il y a besoin de plier en cas d'inadaptation ;

- La solidité est renforcée : l'absence de pliage réduit les contraintes et les risques de fracture ;
- La précision du positionnement, évitant les zones anatomiques à risque ;
- Une diminution de l'invasivité de l'acte : on peut concevoir des plaques de taille minimale, répondant strictement au besoin indiqué.

3.2. Procédés d'impression en 3D : fabrication additive

L'impression 3D est une méthode de fabrication qui consiste à déposer des couches de matériaux les unes sur les autres. Cette méthode s'appelle la fabrication additive, par opposition aux procédés de fabrication par soustraction (fabrication soustractive).

Un logiciel, appelé « slicer » découpe le modèle 3D à imprimer en plusieurs centaines, voire milliers de couches horizontales. Ces coupes sont ensuite exportées au format « G-code », à partir duquel l'imprimante va pouvoir réaliser la pièce demandée (26).



Figure 92 : Exemple d'une imprimante 3D (STRATASYS)

Il existe différents moyens d'imprimer des objets en 3D, comme la FFF (fabrication par dépôt de fil fondu), la SLA (stéréolithographie), la fusion ou le frittage de poudre et le jet de matière. Pour la fabrication de plaques sur mesure en titane ou alliage de titane, la technique utilisée est le frittage de poudre (73).

La première étape est le remplissage de la trémie de l'imprimante avec la poudre métallique souhaitée. Ensuite, l'imprimante chauffe la poudre à une température proche de la plage de frittage de l'alliage. La fabrication commence par la distribution d'une fine couche de poudre métallique sur la plateforme de fabrication. Par la suite, un laser fritte sélectivement la poudre en une seule pièce solide. Les cycles de distribution et frittage s'enchaînent jusqu'à l'achèvement de la pièce. La poudre métallique lâche environnante est retirée de l'imprimante. La dernière étape consiste à supprimer le support (outil destiné à maintenir des sections de la plaques en porte-à-faux ou dans le vide lors de l'impression) et réaliser le post-traitement nécessaire (158).

L'impression 3D permet la réalisation de pièces très précises, de l'ordre du dixième de micron (161).

3.3. Impression in-office de plaques grâce aux imprimantes 3D

Actuellement, la plupart des chirurgiens qui utilisent des plaques d'ostéosynthèse sur mesure ont recours à des laboratoires externes. On assiste aujourd'hui à l'essor du « in office », c'est-à-dire à la production en interne de dispositifs médicaux sur mesure. Cet essor est retrouvé chez les chirurgiens-dentistes avec les prothèses, en orthodontie, notamment avec les aligneurs, mais aussi chez les chirurgiens maxillo-faciaux, avec de nombreuses possibilités, telles que les gouttières de repositionnement, le matériel d'ostéosynthèse, etc.

Avoir recours à l'impression 3D en interne nécessite une imagerie médicale 3D précise, du matériel et des logiciels spécialisés avec des techniciens qualifiés. Toutes les étapes doivent être validées pour garantir la qualité et la sécurité. Introduire l'impression 3D « in-office » nécessite de former le personnel, d'embaucher, et de réorganiser la logistique. Le succès repose sur le travail d'équipe entre spécialistes et l'engagement des utilisateurs, tels que les chirurgiens, dans la planification (72).

3.3.1. Règlementation sur la production de dispositifs médicaux

Comme cité dans le chapitre précédant sur les adhésifs, l'impression 3D de dispositifs médicaux relève du Règlement 2017/745. Ainsi, les hôpitaux ou cliniques qui souhaitent imprimer en 3D doivent concevoir un plan des risques, fournir des preuves de l'évaluation préclinique des dispositifs et rendre compte du suivi clinique. Chaque étape du processus doit s'appuyer sur des produits marqués CE, y compris les logiciels. En France, la production interne de dispositifs médicaux doit être déclarée à l'Agence nationale de sécurité du médicament (ANSM) qui évalue la conformité du processus de production et la qualité des « mesures de sécurité (matéiovigilance) » (72).

3.3.2. Considérations économiques

En raison des récentes modifications apportées à la réglementation de l'UE, il est actuellement difficile d'évaluer précisément les coûts liés à la mise en place d'une plateforme d'impression 3D « in-office » autorisée à produire des dispositifs médicaux.

Selon des études internationales, il est démontré que faire de l'impression 3D en interne réduit les coûts pour créer des modèles anatomiques, mais on ne sait pas encore si cela vaut aussi pour les dispositifs médicaux spécifiques, comme les plaques d'ostéosynthèse (72).

Selon Khonsari et al., l'impression 3D « in office » fera partie de la pratique courante dans un avenir proche. Aujourd'hui, les considérations techniques des imprimantes et logiciels CAO sont devenues des questions triviales. Les réelles problématiques résiduelles sont d'ordres économique et réglementaire (72).

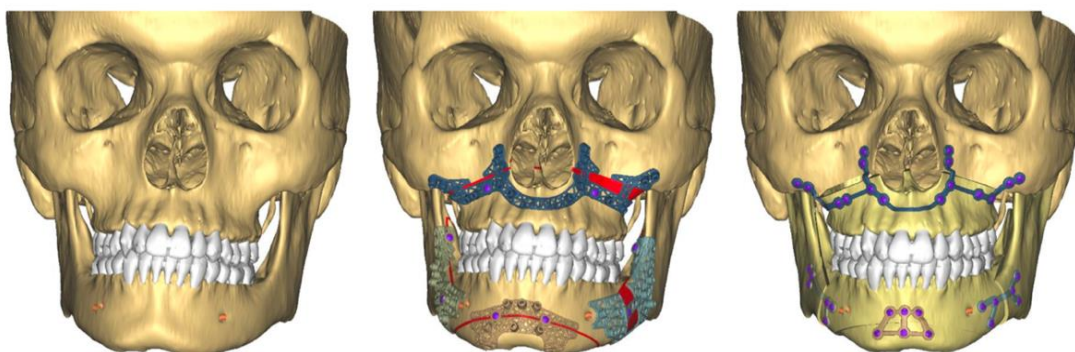


Figure 93 : Étapes de planification 3D en chirurgie orthognathique guidée (courtoisie du Dr Ketoff, chirurgien maxillo-facial)

De gauche à droite : cone beam seul ; conception des guides de coupe et forage ; conception des plaques sur mesure

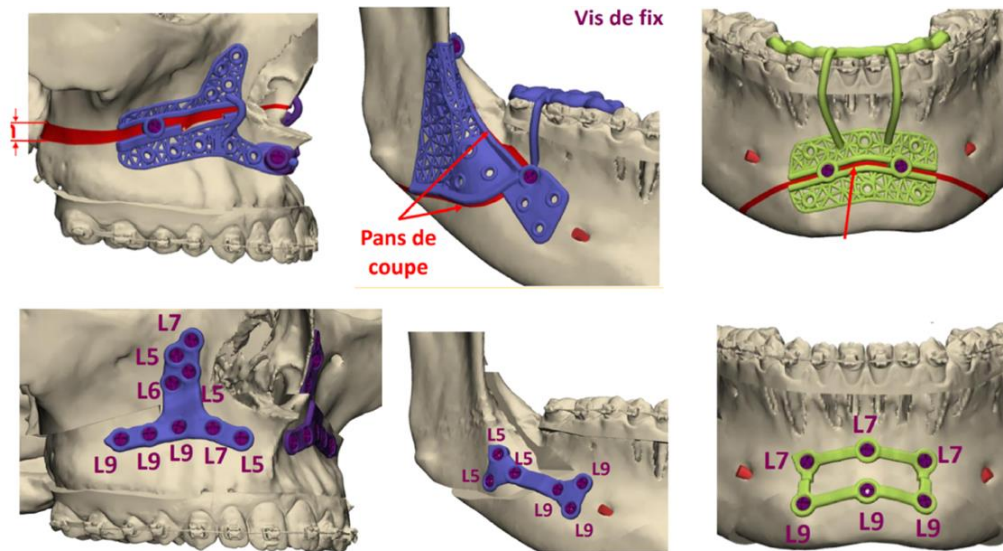


Figure 94 : Étapes de planification 3D en chirurgie orthognathique guidée (courtoisie du Dr Ketoff)
 En haut : conception des guides de coupe et forage ; en bas : conception des plaques sur mesure

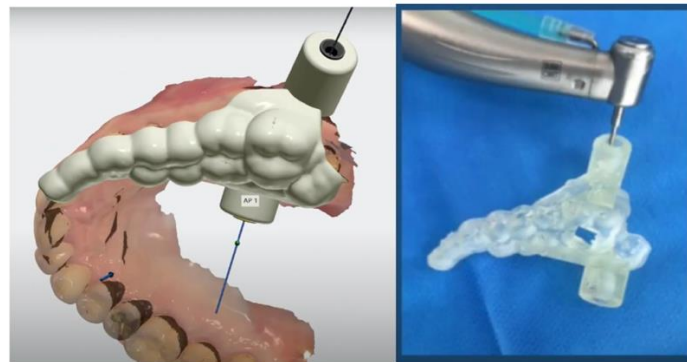


Figure 95 : Conception numérique et impression de guide chirurgical pour la pose de mini-vis (courtoisies du Dr Ketoff)

3.4. Apport de l'intelligence artificielle (IA)

L'intelligence artificielle apporte une multitude d'avantages, dans la conception et la fabrication sur mesure de plaques d'ostéosynthèse, ainsi que dans l'amélioration des protocoles orthodontiques et chirurgicaux.

3.4.1. Conception et fabrication de plaques d'ostéosynthèse

Lors de l'acquisition des données : en radiologie tridimensionnelle, l'IA optimise le rapport signal / bruit et permet d'obtenir des images de meilleure qualité en utilisant des doses de rayonnement plus faibles (115).

Grâce à une personnalisation avancée, l'IA permet une analyse détaillée des données d'imagerie médicale. Des études montrent qu'un minimum de 100 à 200 points craniométriques sont nécessaires pour l'analyse biométrique d'une image en 3D (cone beam) (160). L'intérêt de l'IA réside dans sa capacité à analyser et à interpréter efficacement autant de paramètres à la fois (146). À partir de cela, l'IA peut créer des dispositifs parfaitement adaptés à l'anatomie unique de chaque patient.

La conception est optimisée et la résistance mécanique est améliorée : des algorithmes intelligents peuvent prévoir les zones de stress et d'application de force sur la plaque, permettant de concevoir des dispositifs qui allient résistance et légèreté, réduisant ainsi le risque de fracture ou de défaillance du matériel.

L'intégration de l'IA avec les technologies d'impression 3D peut accélérer le processus de conception et de fabrication, rendant les plaques d'ostéosynthèse sur mesure disponibles plus rapidement pour les interventions urgentes. Ainsi, l'IA permet une réduction des délais de production.

Une étude publiée en 2021 (61) discute de l'utilisation de la planification chirurgicale 3D personnalisée assistée par l'IA. Des plaques d'ostéosynthèse spécifiques au patient et des guides chirurgicaux pour le traitement de fractures acétabulaires graves ont été réalisés. Les dispositifs spécifiques au patient ont été conçus, produits, stérilisés et appliqués dans un délai de 4 jours. La reconstruction précise de la surface articulaire fracturée a présenté d'excellents résultats à un an.

Une autre étude sur la création d'une plaque d'ostéosynthèse individualisée décrit un processus impliquant la capture de données spécifiques au patient par tomographie, traitées ensuite numériquement par l'IA pour générer un fichier prêt pour la fabrication additive. La réalisation physique par fusion laser sélective en titane et le post-traitement ont abouti à une plaque personnalisée, répondant aux exigences médicales (35).

3.4.2. Amélioration des protocoles orthodontiques

L'impression en 3D et l'IA contribuent à la révolution numérique en apportant des traitements innovants et invisibles (traitements par aligneurs transparents ou techniques linguales). Ces technologies permettent la création d'appareils intégrant la biomécanique de la décompensation alvéolaire pour les phases orthodontiques pré-chirurgicales (115).

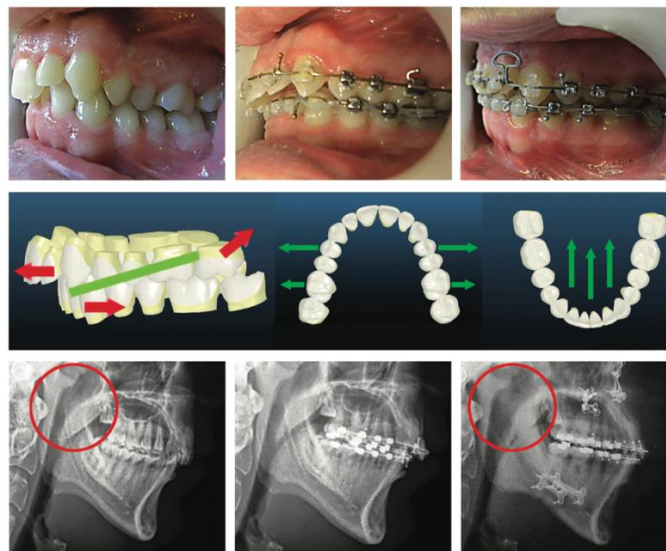


Figure 96 : Avec la technologie CAD / CAM, la biomécanique de la décompensation alvéolaire pourrait être intégrée à l'appareil Insignia (Ormco)

Le suivi des traitements assisté par IA est d'ores et déjà utilisé par de nombreux praticiens, grâce aux méthodes de « monitoring ». À l'aide de son smartphone, le patient scanne sa cavité buccale et l'IA transmet les informations utiles au praticien.

3.4.3. Amélioration des protocoles chirurgicaux

L'IA permet, en préopératoire, d'aider à la simulation de différentes stratégies chirurgicales, permettant aux chirurgiens de choisir l'approche la plus efficace et la moins invasive.

De plus, en peropératoire, l'IA peut utiliser des données en temps réel pendant la chirurgie afin de garantir un guidage précis pour le positionnement des plaques, réduisant ainsi le risque d'erreurs.

Enfin, pendant le suivi post-opératoire, l'IA permet d'évaluer les résultats chirurgicaux immédiats et à long terme, aidant à identifier les signes précoces de complications ou de cicatrisation inadéquate. Cela permet des ajustements rapides dans les soins post-opératoires.

D'autre part, en prévoyant la durée des chirurgies et en optimisant les plannings des salles opératoires, l'IA peut améliorer l'efficacité globale des établissements de soins.

En somme, l'IA permet une amélioration des résultats chirurgicaux : les plaques conçues par IA peuvent offrir un meilleur ajustement et une fixation plus précise, facilitant le protocole chirurgical et rendant les interventions plus sûres, plus rapides, voire plus efficaces.

Les logiciels auraient la capacité d'apprendre de chaque cas concret auquel ils sont exposés pour améliorer leurs performances lors de futurs cas (115).

Cependant, il est probable que les orthodontistes et chirurgiens restent, pour encore quelques temps, plus performants que les machines dans l'analyse fondamentale de la demande du patient. En effet, la planification doit également prendre en compte les nombreuses variables interdépendantes : structures osseuses, occlusion, santé parodontale, fonctions orofaciales (déglutition, ventilation, etc.) et esthétique du visage. Bien que certains de ces paramètres soient quantifiables, d'autres nécessitent une évaluation plus subjective.

4. Utilisation d'un matériau biodégradable

Si la simplicité de la dépose, qui se fait sans anesthésie, rend cette innovation moins nécessaire pour les mini-vis, la fabrication de mini-plaques en matériaux biodégradables représente une véritable évolution à étudier.

4.1. Inconvénients actuels liés aux matériaux des mini-plaques

L'inconvénient majeur des mini-plaques est le second temps chirurgical de dépose des plaques. Cette intervention impose au patient une nouvelle anesthésie, la plupart du temps générale, et l'expose aux risques associés à toute procédure chirurgicale.

L'utilisation de matériaux biodégradables pour les mini-plaques pourrait éliminer le besoin de cette réintervention.

D'autre part, les ancrages osseux en orthopédie-dento-faciale sont réalisés avec des matériaux tels que l'acier inoxydable, les alliages de titane ou encore le chrome-cobalt (Co-Cr). Ces alliages métalliques présentent un module d'élasticité bien plus élevé (190-200 GPa pour l'acier inoxydable, 90-110 pour les alliages de titane et 210-240 GPa pour les alliages de Co-Cr) que le tissu osseux (3-30 GPa) (90).

Cette différence entraîne un phénomène nommé « Stress Shielding ». Ainsi, l'ancrage absorbe une plus grande partie des charges mécaniques et la charge transmise à l'os est réduite. Ceci entraîne une atrophie osseuse autour de l'implant, due à l'absence de stimulation mécanique essentielle au maintien de sa densité. Cela conduit également à une fatigue

osseuse, qui peut entraîner des micro-fractures ou une dégradation de la qualité osseuse. Cette résorption osseuse accélérée réduit la capacité de rétention de l'ancrage au sein de l'os et augmente le risque d'échec (127).

La prévalence des allergies aux matériaux dentaires est en augmentation. Le titane, utilisé dans les dispositifs orthopédiques, considéré comme un matériau inerte, peut induire une toxicité ou des réactions allergiques de type I ou IV. Ces réactions au titane pourraient être responsables de cas d'échecs successifs inexplicables d'implants dentaires chez certains patients (appelés "cluster patients")(40).

Enfin, lors d'examens complémentaires par imagerie médicale, comme le cone beam (CBCT) ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM) de la cavité orale, la présence de mini-plaques avec des alliages métalliques crée des artefacts. Ces considérations peuvent amener à la dépose des mini-plaques en cours de traitement.

4.2. Cahier des charges

Pour une utilisation en orthopédie-dento-faciale, le matériau ou l'alliage choisi doit présenter les propriétés suivantes :

- Biocompatibilité ;
- Biodégradabilité : il doit être hypoallergénique, non inflammatoire et non toxique, sans rétention ou libération nocives de particules (151) ;
- Propriétés mécaniques (UTS, TYS et ϵ) suffisantes pour recevoir des forces orthopédiques :
 - Résistance ultime à la traction (UTS : ultimate tensile strength) > 300 MPa ;
 - Limite d'élasticité à la traction (TYS : tensile yield strength) > 230 MPa ;
 - Allongement (ϵ : elongation) > 15-18% ;
 - Module d'élasticité de Young (E) similaire à celui de l'os (10-20 GPa) (59) ;
- Comportement à la corrosion : les tests de corrosion in vitro doivent montrer un taux de dégradation/pénétration (DR) < 0,5 mm/an et le dégagement d'hydrogène doit être inférieur à 10 $\mu\text{L}/\text{cm}^2/\text{jour}$ (59) ;
- Temps de dégradation : idéalement, les mini-plaques devraient commencer à se dégrader à la fin de notre traitement orthopédique, c'est-à-dire, au minimum un an après le début traitement.

4.3. Exemples d'alliages en cours d'étude

Les polymères biorésorbables, qu'ils soient d'origine naturelle ou synthétique, peuvent être adaptés pour présenter des vitesses de dégradation diversifiées une fois dans l'organisme. Cependant, en raison de leurs propriétés mécaniques limitées, nous privilégions l'emploi d'alliages dans les applications orthopédiques. Différents alliages sont retrouvés dans la littérature, notamment les alliages à base de magnésium (Mg), de zinc (Zn) et de fer (Fe), en raison de leur bonne biocompatibilité in vivo, de leur profil de dégradation contrôlé et de leur résistance mécanique.

4.3.1. Alliages à base de magnésium (Mg)

Les alliages à base de Mg présentent des caractéristiques intéressantes pour un usage en orthodontie. Les propriétés mécaniques du Mg et de ses alliages, telles que le module d'élasticité de Young ($E = 41-45 \text{ GPa}$) et la densité ($1,74-1,84 \text{ g}/\text{cm}^3$) sont connues pour être similaires à celles de l'os ($E = 15-25 \text{ GPa}$ et densité = $1,8-2,1 \text{ g}/\text{cm}^3$).

De plus, des traitements de surface sont réalisables :

- Le « peening laser » pour améliorer la résistance à la fatigue et à la corrosion ;
- Un traitement chimique qui vise à contrôler la dégradation et la corrosion tout en maintenant la biocompatibilité (156).

Les ions Mg^{2+} libérés par les implants biodégradables à base de Mg ont des effets bénéfiques sur la régénération osseuse, ils sont ostéoconducteurs. Les ions Mg^{2+} en excès peuvent être transportés par le système circulatoire et rapidement excrétés par l'urine, sans causer d'effets indésirables (151).

En raison de leurs propriétés mécaniques, de leur biocompatibilité et de leur biodégradabilité, les métaux à base de Mg ont fait l'objet de nombreuses recherches in vitro et in vivo au cours des dernières décennies. Plusieurs implants à base de Mg (vis à os, broches, plaques) sont disponibles en clinique ou font l'objet d'essais cliniques.

Par exemple, une étude récente de Xie et al. (156) utilise des vis biorésorbables composées d'un alliage à base de Mg, néodyme (Nd), zinc (Zn) et zirconium (Zr) dans le traitement des fractures malléolaires. Cette étude montre que la vis commence à être résorbée à la 52^e semaine (ce qui correspond approximativement à la durée de nos traitements orthopédiques).



Figure 97 : Suivi radiologique d'une fracture de la malléole traitée par vis résorbable (156)
A : J0 (diagnostic de la fracture malléole) ; B : à 6 semaines ; C : à 12 semaines ; D : à 24 semaines ; E : à 52 semaines, la vis commence à être résorbée et remplacée par de l'os

Une étude de Filli et al. (2015)(44) compare les artefacts métalliques induits par des alliages de Mg biodégradables, le titane et l'acier inoxydable dans le contexte d'images tomographiques assistées par ordinateur (CT) et d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Cette étude montre que les alliages de Mg biodégradables induisent considérablement moins d'artefacts dans les scans CT par rapport au titane standard et à l'acier inoxydable, et moins d'artefacts en IRM en comparaison avec l'acier inoxydable.

Cependant, les problèmes liés à une dégradation trop rapide et à la production d'hydrogène doivent encore être résolus. La quantité exacte d'hydrogène relâché peut varier en fonction de plusieurs facteurs, dont la composition de l'alliage, la présence de revêtements protecteurs, l'environnement corporel et la surface de l'implant. Les études visent à optimiser les alliages de Mg pour contrôler leur vitesse de corrosion et, par conséquent, minimiser les risques associés à la libération d'hydrogène. Les alliages à base de Mg ont des taux de dégradation allant de 0,8 à 2,7 mm par an (151), ce qui est supérieur aux taux de dégradation souhaités pour les implants osseux.

Enfin, les alliages de Mg actuels ont une résistance mécanique relativement faible et ne sont limités qu'à des applications non ou faiblement portantes, telles que la fixation de petits os et de fragments spongieux. Pour le moment, c'est incompatible avec la mise en place de forces orthodontiques sur les plaques.

4.3.2. Alliages à base de zinc (Zn)

Les alliages à base de Zn ont des valeurs de module de Young allant de 100 à 110 GPa selon les conditions. L'ajout d'éléments d'alliage tels que Mg, Zr, Mn, Ca et Li au Zn pur améliore les propriétés mécaniques des alliages de Zn. (155)

Les alliages à base de Zn sont des systèmes multiphases et leurs propriétés mécaniques et de dégradation dépendent de la taille des grains et de la distribution de la phase secondaire dans la matrice de l'alliage. L'affinement des grains obtenu par des techniques de post-traitement améliore leur résistance à la corrosion et leurs propriétés mécaniques.

Les taux de dégradation des alliages à base de Zn se situent principalement entre 0,1 et 0,3 mm par an (131). Des taux de corrosion modérés et d'excellentes propriétés mécaniques font de ces alliages des candidats potentiels pour les biomatériaux destinés à une utilisation orthodontique recevant des charges importantes (90).

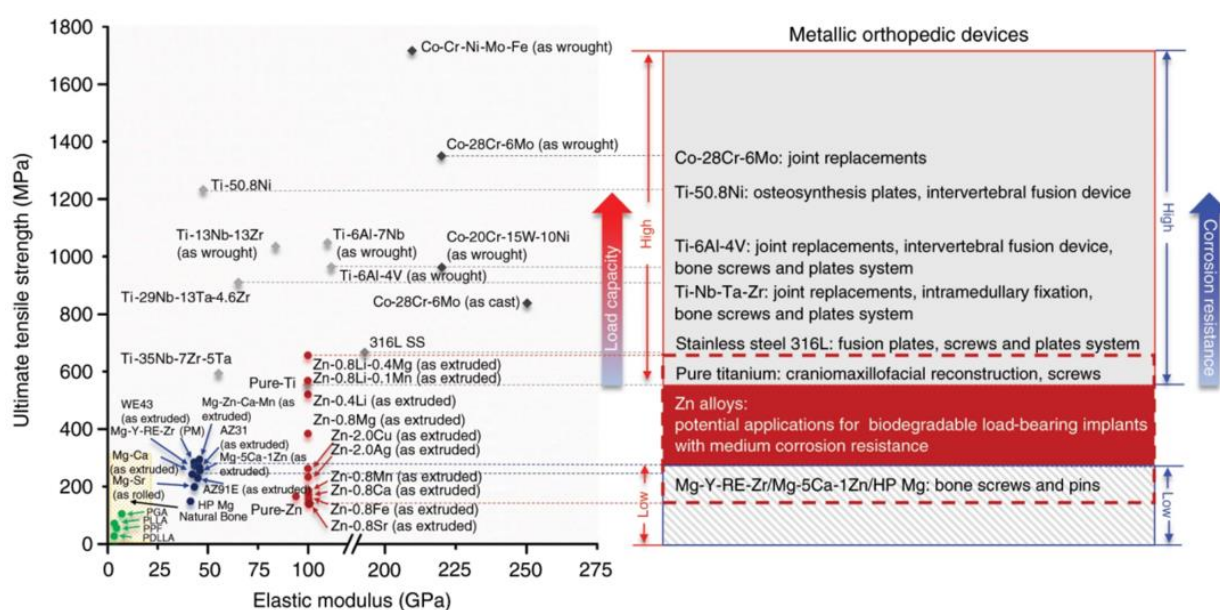


Figure 98 : Propriétés mécaniques des matériaux biodégradables et non biodégradables pour les dispositifs orthopédiques et leurs applications cliniques (157)

Cependant, de nombreuses questions doivent encore être résolues avant que les matériaux biodégradables à base de Zn puissent être utilisés :

- En termes de biodégradabilité, la vitesse de dégradation actuelle des matériaux biodégradables à base de Zn reste relativement lente et doit être ajustée pour correspondre au temps de traitement. En raison de l'existence de charges statiques et dynamiques sur le squelette au cours de nos traitements, la corrosion sous contrainte et la corrosion par fatigue des matériaux doivent être évaluées davantage.
- En ce qui concerne les propriétés mécaniques, leur module d'élasticité (94-110 GPa) est plus élevé que celui de l'os et devrait être réduit pour éviter le phénomène de « Stress Shielding ». De plus, l'effet de fluage (déformation d'un métal soumis à de très fortes pressions) des alliages à base de Zn à une température physiologique de 37°C doit également être étudié.
- En terme de biocompatibilité, étant donné qu'une teneur élevée en Zn^{2+} a des effets toxiques sur les cellules (65), il convient de réguler le taux de dégradation afin de garantir que la concentration des produits de dégradation ne dépasse pas la plage de concentration pouvant entraîner des effets indésirables. Enfin, les propriétés antibactériennes doivent être étudiées de manière plus approfondie (90).

Les études in vitro sur le développement de nouveaux matériaux biodégradables à base de Zn et les tests de biodégradabilité, de propriétés mécaniques et de biocompatibilité se sont multipliés, mais les études in vivo sur les animaux sont moins nombreuses et aucune application clinique n'a encore vu le jour.

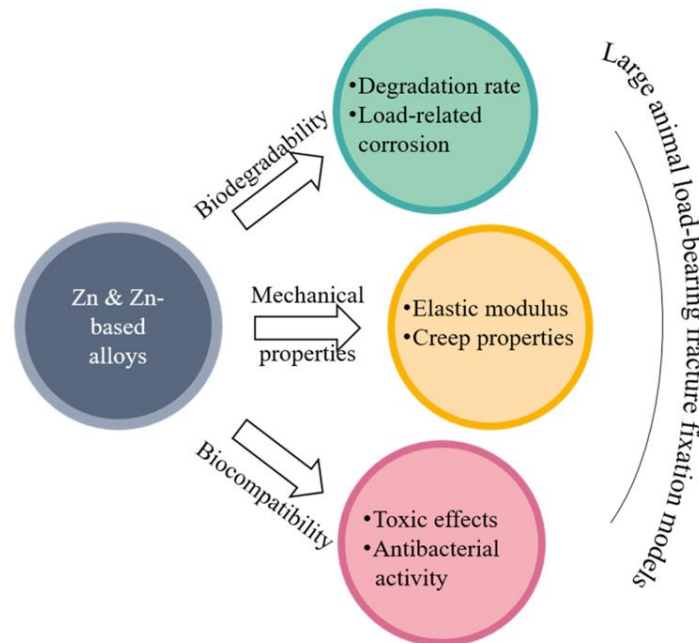


Figure 99 : Orientations futures des matériaux biodégradables à base de zinc (90)

4.3.3. Alliages à base de fer (Fe)

Au cours des cinq dernières années, de nombreuses publications sur du Fe biodégradable et du Fe poreux ont été réalisées (126).

Le Fe présente une très bonne biocompatibilité, une vitesse de dégradation très lente et une rigidité supérieure à celle de l'os.

Les alliages de Fe ont tendance à développer une couche de passivation de FeO (oxyde de Fe) instable à leur surface. Cette couche limite fortement les réactions chimiques avec les fluides corporels qui pourraient favoriser la formation osseuse lors des usages orthopédiques. En conséquence, cela mène à une diminution de la vitesse de dégradation de ces matériaux.

Une étude examine la vitesse de dégradation de trois matériaux à base de Fe sur le squelette en croissance du rat durant un an. Bien que des signes de dégradation aient été observés, le processus était lent, soulevant des questions sur leur aptitude à être utilisés pour des implants temporaires massifs comme ceux utilisés en ostéosynthèse (81).

La vitesse de dégradation est augmentée en incorporant au Fe une structure poreuse. Elle permet un transport bénéfique de l'oxygène et des nutriments liquides. Cela encourage l'ostéointégration et l'invasion vasculaire. Une corrosion contrôlée est donc permise et le matériau est progressivement remplacé par du tissu osseux. Cette structure poreuse permet également de réduire la rigidité de l'alliage afin de se rapprocher de celle de l'os ou encore d'améliorer les propriétés mécaniques.

Les structures poreuses sur du Fe ou des alliages de Fe sont fabriquées sur mesure à l'aide de nouveaux procédés de conception (par exemple, la possibilité de créer des images CT d'implants métalliques résorbables) et de fabrication (additive).

Les différentes études concluent que des pores de biomatériaux allant de 200-400 μm sont optimaux pour améliorer la migration des cellules ostéoblastes (126).

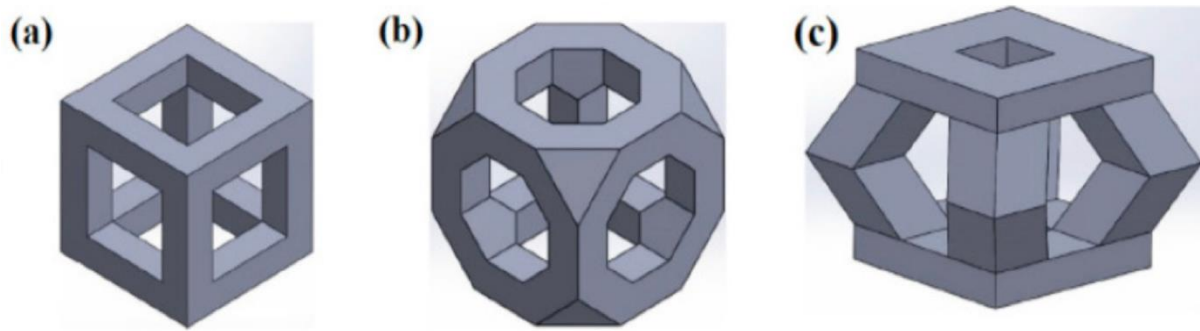


Figure 100 : Modèles CAO pour l'impression 3D de structures en fer poreux topologiquement ordonnées (126)

(a) cubiques, (b) octaèdres tronqués, (c) pyramidaux

Afin d'espérer utiliser un jour les alliages de Fe en orthopédie-dento-faciale, les recherches doivent se poursuivre. Les études in vivo sont rares. La recherche future et le développement du Fe biodégradable tendent à s'orienter vers des « capacités multifonctionnelles ». Cela signifie qu'il y aura une tendance à combiner plusieurs aspects tels que la porosité, l'alliage d'éléments sélectionnés, les composites et les revêtements pour obtenir des structures ayant une interaction directe et active avec l'hôte.

CONCLUSION

Dans cette thèse, nous avons étudié les progrès et les défis associés à l'utilisation des ancrages osseux en orthodontie et en orthopédie.

Nous avons montré l'importance des stratégies thérapeutiques et la gestion de l'ancrage, spécifique à chacune des situations cliniques. Elle souligne la nécessité d'une compréhension approfondie des principes biomécaniques pour contrer les différents effets parasites et optimiser les résultats du traitement. Les ancrages osseux ont permis un meilleur contrôle de certains mouvements en repoussant les limites qui étaient fixées par l'orthodontie conventionnelle utilisant des ancrages dentomucosux uniquement. Parmi les mouvements facilités par les ancrages osseux, on retrouve le redressement molaire, la distalisation, la traction de canines incluses et bien d'autres mouvements dentoalvéolaires. Leur utilisation en orthopédie par l'intermédiaire de différents protocoles, comme celui des bollards de De Clerck est une avancée majeure qui réduit la probabilité de traitement chirurgical à l'âge adulte.

Nous avons également montré l'évolution des techniques d'ancrage, depuis les premières poses de mini-vis et mini-plaques jusqu'aux applications les plus récentes, comme l'impression 3D ou encore les perspectives envisageables.

Nous avons évoqué plusieurs domaines prometteurs et novateurs, incluant notamment l'utilisation de l'intelligence artificielle pour la conception personnalisée d'ancrages et l'amélioration des protocoles chirurgicaux. L'exploration de nouveaux matériaux, en particulier les matériaux biodégradables, pourrait offrir la possibilité de réduire le nombre d'interventions chirurgicales ainsi que les complications post-opératoires associés à celles-ci.

En conclusion, les ancrages osseux représentent une avancée significative dans le traitement orthodontique et orthopédique, avec un potentiel considérable pour de futures innovations. La poursuite de la recherche et du développement dans ce domaine est essentielle pour surmonter les défis existants, exploiter pleinement leur potentiel, améliorer le confort de nos patients et nos résultats cliniques. L'avenir de l'orthodontie se trouve, non pas dans la standardisation des plans de traitement, mais dans la personnalisation, c'est-à-dire pour chaque patient, réaliser un traitement « sur-mesure », répondant aux exigences du patient et du praticien.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Forces d'action et de réaction égales et de sens opposé ($F_1 = F_2$) (96).....	2
Figure 2 : Principe de l'ancrage direct (96)	2
Figure 3 : Mini-vis placées en palatin et en vestibulaire et utilisées en ancrage direct pour l'ingression des secteurs postérieurs (courtoisie du Dr Brouchet, service d'orthodontie de Bordeaux).....	3
Figure 4 : Principe de l'ancrage indirect (96).....	3
Figure 5 : Ancrage indirect par un bras en acier reliant la mini-vis à la molaire d'ancrage (courtoisie du Dr Bonnaud, service d'orthodontie de Marseille).....	3
Figure 6 : Fil élastique reliant l'arc à la tête de la vis (23)	4
Figure 7 : Exemples de mini-vis sur le marché (141)	4
Figure 8 : Design d'une mini-vis (2).....	6
Figure 9 : Positionnement d'une mini vis enfouie (134)	6
Figure 10 : Classification des connectiques avec des mini-vis enfouies (14)	7
Figure 11 : Positionnement d'une mini-vis enfouie associé au système CT-8 (15).....	7
Figure 12 : Positionnement oblique des mini-vis par rapport à l'axe dentaire (37).....	9
Figure 13 : Tableau guide des longueurs et diamètres de mini-vis par site (37).....	10
Figure 14 : Caractéristiques d'une mini-plaque (illustration personnelle).....	11
Figure 15 : Plaques d'ancrage en titane Skeletal Anchorage System (A) en T, (B) en Y, (C) en I (138).....	12
Figure 16 : Mini-plaques de Bollard sans crochet (A) maxillaire à trois trous, (B) mandibulaire à deux trous (20)	13
Figure 17 : Mini-plaques de Bollard avec crochets de fixation (47).....	13
Figure 18 : Coupe transversale schématique de la mini-plaque placée sur la crête infrazygomatique (20)	13
Figure 19 : Plaque en I de la gamme Ancotek (50).....	14
Figure 20 : Plaque en T de la gamme Ancotek (50).....	14
Figure 21 : Tête des plaques en I et T de la gamme Ancotek, utilisables dans les systèmes de tractions directes (50).....	14
Figure 22 : Tube C : à gauche en croix, à droite en I (144).....	15
Figure 23 : Endoalvéolie maxillaire (image personnelle).....	17
Figure 24 : Vestibuloverision d'une molaire en endoalvéolie à l'aide d'une mini-vis placée en vestibulaire (schéma personnel)	18
Figure 25 : Schématisation biomécanique de la correction d'une exoalvéolie à l'aide de mini-vis (schéma personnel)	18
Figure 26 : Constriction de l'hémi-arcade gauche à l'aide d'une vis médio-palatine (92).....	19
Figure 27 : Constriction simultanée des deux hémi-arcades à l'aide d'une mini-vis médio-palatine (92)	19
Figure 28 : Ingression du secteur antérieur à l'aide de deux mini-vis positionnées entre les incisives centrales et latérales (collection personnelle)	20
Figure 29 : Décomposition de la force (rouge) appliquée au niveau de l'incisive latérale dans la dimension transversale, en vue occlusale (148)	20

Figure 30 : Décomposition de la force (rouge) en vue frontale : composantes ingressive (bleue) et distalante (verte) (148)	21
Figure 31 : Décomposition de la force (rouge) dans la dimension antéro-postérieure avec une force ingressive (bleu) et distalante (verte) (148).....	21
Figure 32 : Ingression par force élastomérique reliant l'un des crochets de la tête de la plaque à l'arc (50)	22
Figure 33 : Ingression molaire grâce à l'utilisation de deux mini-vis, une palatine et une vestibulaire (schéma personnel)	22
Figure 34 : Ingression d'un groupe de dents, solidarisées par un arc collé sur les faces occlusales (37)	23
Figure 35 : Trois types d'égression : en translation axiale (a) et relative à une version contrôlée (b) ou incontrôlée (c) (schéma personnel)	24
Figure 36 : Maintien du recouvrement incisif grâce à une mini-vis et un arc sectionnel lors de la phase de nivellement (71)	24
Figure 37 : Égression des incisives maxillaires par l'intermédiaire d'une mini-vis et d'un ressort en compression (71)	25
Figure 38 : Égression unitaire de 22 avec ancrage direct sur une mini-vis mandibulaire (37)	25
Figure 39 : Égression de la 17 sous l'effet des élastiques verticaux ancrés sur les têtes des mini-vis interradiculaires en distal et mésial de la 47 (34).....	26
Figure 40 : Mini-vis placées entre 14-15 et 15-16 associées à un système cantilever pour l'égression forcée de la 17	26
Figure 41 : Reconstitution 3D d'une 13 incluse en palatin (33).....	27
Figure 42 : Positionnement possible de mini-vis au maxillaire pour tracter une canine incluse (système CT-8) (12).....	28
Figure 43 : CT-8 2 brins, le bras antérieur tracte la 13 par voie palatine, le bras postérieur permet ici l'ingression de la 16 (13)	28
Figure 44 : Traction d'une canine incluse en vestibulaire par l'intermédiaire d'un cantilever en TMA fixé sur deux mini-vis vestibulaires en regard de 16 et 15 (120)	29
Figure 45 : Tube orthodontique collé sur une plaque en T avec son auxiliaire (143).....	29
Figure 46 : Traction de canines incluses par voie palatine à l'aide de mini-vis placées en mésial des premières molaires (123)	30
Figure 47 : Mini-vis mandibulaire pour traction orthodontique d'une canine incluse (96)	30
Figure 48 : Schématisation des effets parasites biomécanique de la protraction molaire sur mini-vis (84).....	31
Figure 50 : Effets biomécaniques de la mésialisation molaire dans la dimension transversale	31
Figure 49 : Arc de section rectangulaire en lingual qui sert de glissière, autorisant la mésialisation de 47 tout en empêchant sa rotation(148)	32
Figure 51 : Schéma biomécanique de l'utilisation d'un ancrage indirect avec mini-vis placée entre 4 et 5 dans une situation de mésialisation molaire avec ouverture d'un diastème en mésial de la 45 (84).....	33
Figure 52 : Zones anatomiques palatines à prendre en compte pour la pose d'ancrage osseux (93).....	34
Figure 53 : Beneslider de Wilmes avec deux mini-vis reliées par la Beneplate (55).....	35

Figure 54 : Le pendulis (32)	35
Figure 55 : L'arc transpalatin subit une force distalante par des ressorts NiTi en extension reliés aux mini-vis palatines (37).....	36
Figure 56 : Distalisation en deux temps (1 ^{re} phase de recul molaire avec un ressort en compression et utilisation de l'ancrage osseux en méthode indirecte) (148).....	36
Figure 57 : Effets parasites liés à l'utilisation du ressort en compression lors d'une distalisation en deux temps.....	37
Figure 58 : Schéma biomécanique de la distalisation mandibulaire en deux temps (37)	38
Figure 59 : Biomécanique de la distalisation en masse avec ancrage osseux entre 5 et 6 maxillaire (37).....	39
Figure 60 : Distalisation maxillaire à l'aide d'une mini-vis rétro-tubérositaire (25).....	40
Figure 61 : Distalisation mandibulaire à l'aide d'une mini-vis rétromolaire(37)	40
Figure 62 : Mini-vis antérieures (entre 2 et 3) pour contrebalancer l'effet de rotation horaire lié à la distalisation prenant appui sur la vis rétro-tubérositaire (37).....	41
Figure 63 : Biomécanique du SAS lors de la distalisation des molaires maxillaires. (137)	41
Figure 64 : Schéma des composants du ZGA (Zygoma-Gear-Appliance) (74)	42
Figure 65 : Distalisation sur vis corticale zygomatique enfouie (36)	42
Figure 66 : Rétraction du bloc incisivo-canin à l'aide d'une mini-vis placée entre la deuxième prémolaire et la première molaire (106)	43
Figure 67 : Schéma biomécanique de l'effet d'une force étendue de la mini-vis à un clip en distal de l'incisive latérale (147)	44
Figure 68 : Effets biomécaniques lors de la phase de rétraction en fonction de la hauteur des crochets antérieurs (incorporation d'une courbe de Spee accentuée) (25)	44
Figure 69 : Redressement molaire à l'aide d'une mini-vis placée au niveau du site de la dent absente (110)	45
Figure 70 : Sectionnel de redressement de la 37(110)	46
Figure 71 : Redressement molaire à l'aide d'un arc sectionnel à chaussette relié à la mini-vis placée dans le site d'édentement (92)	46
Figure 72 : Redressement molaire à l'aide d'un ressort en compression placé entre la molaire et le mini-vis dans le site édenté mésial (92)	46
Figure 73 : Redressement molaire à l'aide de mini-vis placées en rétro-molaire (62)	47
Figure 74 : Mini-vis positionnée au niveau du bord antérieur de la branche montante (24)..	47
Figure 75 : Système de redressement molaire avec ancrage direct sur mini-vis positionnée entre interradiculaire (29).....	48
Figure 76 : Mini-vis utilisée en ancrage indirect pour le redressement molaire (92)	48
Figure 77 : Intensité du moment de redressement en fonction de l'inclusion de la dent (schéma personnel)	49
Figure 78 : Dispositif de redressement molaire utilisant une mini-vis en interradiculaire (86)	50
Figure 79 : Mini-vis rétromolaire (53)	50
Figure 80 : Désinclusion grâce à un ressort en compression (86)	51
Figure 81 : Schéma des forces exercées sur la molaire à redresser grâce à l'utilisation d'un sectionnel et un ancrage indirect sur mini-vis (159).....	51
Figure 82 : Endognathie maxillaire (illustration personnelle).....	53

Figure 83 : Schéma des étapes de maturation observées dans la suture médio-palatine (stades A à E de gauche à droite) (3)	54
Figure 84 : Arbre décisionnel d'aide au diagnostic du stade de maturation suturale d'après Angelieri et al. (3)	54
Figure 85 : Disjonction maxillaire rapide assistée par appuis dentaires et osseux (25)	56
Figure 86 : Zones anatomiques préférentielles de pose des mini-vis palatines	56
Figure 87 : Disjoncteur maxillaire à ancrage osseux strict de Global-D (51)	56
Figure 88 : Chirurgie de positionnement des plaques au maxillaire et à la mandibule (20) ...	58
Figure 89 : Positionnement anatomique des mini-plaques selon le protocole de De Clerck (17)	59
Figure 90 : Mise en place de quatre plaques de Bollard modifiées pour réaliser une protraction maxillaire (27).....	60
Figure 91: Changements occlusaux après 1 an de traction orthopédique intermaxillaire (47)	60
Figure 92 : Schéma biomécanique des forces exercées lors du protocole de De Clerck dans le traitement des classes III squelettiques (schéma personnel).....	61
Figure 93 : CBCT avant (rouge) et après (transparent) un an de traction orthopédique de classe III (38).....	61
Figure 94 : Élastiques de classe II associés à quatre mini-plaques (112)	63
Figure 95 : Appareil en métal coulé avec ses quatre bagues et une mécanique télescopique bilatérale (94)	63
Figure 96 : Connexion rigide entre l'appareil de Herbst et les vis d'ancrage temporaire (94)	64
Figure 97 : Schéma biomécanique de bielles de Herbst associées aux mini-plaques : au niveau de la molaire maxillaire d'ancrage et au niveau de la mandibule (schéma personnel) ..	64
Figure 98 : Coupe transversale d'un alliage chirurgical collé sur de l'os (schéma personnel)	66
Figure 99 : Exemple d'une imprimante 3D (STRATASYS)	68
Figure 100 : Étapes de planification 3D en chirurgie orthognathique guidée (courtoisie du Dr Ketoff, chirurgien maxillo-facial)	69
Figure 101 : Étapes de planification 3D en chirurgie orthognathique guidée (courtoisie du Dr Ketoff).....	70
Figure 102 : Conception numérique et impression de guide chirurgical pour la pose de mini-vis (courtoisies du Dr Ketoff)	70
Figure 103 : Avec la technologie CAD / CAM, la biomécanique de la décompensation alvéolaire pourrait être intégrée à l'appareil Insignia (Ormco)	71
Figure 104 : Suivi radiologique d'une fracture de la malléole traitée par vis résorbable (156)	74
Figure 105 : Propriétés mécaniques des matériaux biodégradables et non biodégradables pour les dispositifs orthopédiques et leurs applications cliniques (157)	75
Figure 106 : Orientations futures des matériaux biodégradables à base de zinc (90)	76
Figure 107 : Modèles CAO pour l'impression 3D de structures en fer poreux topologiquement ordonnées (126).....	77

BIBLIOGRAPHIE

1. Al-Dumaini AA, Halboub E, Alhammadi MS, Ishaq RAR, Youssef M. A novel approach for treatment of skeletal Class II malocclusion: Miniplates-based skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* févr 2018;153(2):239-47.
2. Alkadhimi A, Al-Awadhi EA. Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. *J Orthod.* juin 2018;45(2):102-14.
3. Angelieri F, Cevidanes LHS, Franchi L, Gonçalves JR, Benavides E, McNamara Jr JA. Midpalatal suture maturation: Classification method for individual assessment before rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 nov 2013;144(5):759-69.
4. Aragon I, Rotenberg M. Traitements spécifiques du sens transversal.
5. Bassigny DC F, Chillès JG, Dumoulin B, Filippi R, Le Gall M, Matossian L, et al. *Watcher Nouvelles conceptions de l'ancrage en orthodontie* 2013. 200 p.
6. Bauer TW, Smith ST. Bioactive materials in orthopaedic surgery: overview and regulatory considerations. *Clin Orthop.* févr 2002;(395):11-22.
7. Boileau MJ. Le protocole BAMP dans les classes III. *L'Information Dentaire.* 2015.
8. Boileau MJ. *Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte.* Nouvelle éd. actualisée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2022. (Techniques dentaires).
9. Chaimanee P, Suzuki B, Suzuki EY. "Safe Zones" for miniscrew implant placement in different dentoskeletal patterns. *Angle Orthod.* 24 janv 2011;81(3):397-403.
10. Chane-Fane C, Darqué F. Disjonction maxillaire rapide assistée par mini-implants palatins chez l'adolescent – Étude préliminaire. *Int Orthod.* 1 mars 2015;13(1):96-111.
11. Chang CH, Lin JS, Roberts WE. Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *Angle Orthod.* janv 2019;89(1):40-6.
12. Chillès D, Chillès JG. Un dispositif à ancrage squelettique pour la traction et la mise en place des canines incluses. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 1 mars 2009;43.
13. Chillès JG. Le CT8-2 : deux actions simultanées ! Traction de canine incluse et ingression molaire | Innoralis.
14. Chillès JG, Riemenschneider-Chillès S. Use of short cortical mini-screws in orthodontics. *Orthod Francaise.* sept 2011;82(3):253-68.
15. Chillès JG, Riemenschneider-Chillès S, Chillès D. Utilisation du Système CT8® en orthodontie systémique pour traiter les supraclusions incisives de l'adulte. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 1 févr 2022;56(1):9-31.
16. Chung KR, Kim SH, Kang YG, Nelson G. Orthodontic miniplate with tube as an efficient tool for borderline cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 avr 2011;139(4):551-62.
17. Clerck E, Swennen G. Success rate of miniplate anchorage for bone anchored maxillary protraction. *Angle Orthod.* 30 juin 2011;81:1010-3.
18. Connor N. Stainless Steel vs Titanium Alloy - Comparison - Pros and Cons. *Material*

Properties. 2020.

19. Cornelis MA, Scheffler NR, Clerck HJD, Tulloch JFC, Behets CN. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 avr 2007;131(4):S52-8.
20. Cornelis MA, Scheffler NR, Mahy P, Siciliano S, De Clerck HJ, Tulloch JFC. Modified miniplates for temporary skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* juill 2008;66(7):1439-45.
21. Cornelis MA, Scheffler NR, Nyssen-Behets C, De Clerck HJ, Tulloch JFC. Patients' and orthodontists' perceptions of miniplates used for temporary skeletal anchorage: a prospective study. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* janv 2008;133(1):18-24.
22. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998;13(3):201-9.
23. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod JCO.* avr 1983;17(4):266-9.
24. D K Park. Australian uprighting spring for partially impacted second molars.
25. Darque F, Ellouze S. Biomécanique des mini-implants d'ancrage : illustrations cliniques. *Int Orthod.* 1 déc 2007;5(4):357-92.
26. Dassault Systèmes. Impression 3D - Procédé additif. Dassault Systèmes. 2021.
27. De Clerck EEB, Swennen GRJ. Success rate of miniplate anchorage for bone anchored maxillary protraction. *Angle Orthod.* nov 2011;81(6):1010-3.
28. De Clerck H, Cevidanes L, Baccetti T. Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: a controlled study of consecutively treated Class III patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* nov 2010;138(5):577-81.
29. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod JCO.* août 2002;36(8):455-9.
30. Debize C. L'endognathie maxillaire : quelle thérapeutique adopter en fonction de la maturation suturale ? Proposition d'un arbre décisionnel. Aix-Marseille Université; 2022.
31. Deguchi T, Murakami T, Kuroda S, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Comparison of the intrusion effects on the maxillary incisors between implant anchorage and J-hook headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 mai 2008;133(5):654-60.
32. Dekester G. Le Pendulis, un dispositif amovible de distalisation molaire sur ancrage osseux: une étude céphalométrique rétrospective des effets dentaires et squelettiques.
33. Delsol L, Orti V, Chouvin M, Canal P. Canines et incisives maxillaires incluses : diagnostic et thérapeutique. In 2007.
34. Derton N, Derton R, Perini A. Forced eruption with miniscrews; intra-arch method with vertical elastics versus intra-arch method using the Derton-Perini technique: Two case reports. *Int Orthod.* 1 juin 2011;9(2):179-95.
35. Edelmann A, Dubis M, Hellmann R. Selective Laser Melting of Patient Individualized

- Osteosynthesis Plates—Digital to Physical Process Chain. *Materials*. janv 2020;13(24):5786.
36. El-Dawlatly MM, Abou-EL-Ezz AM, El-Sharaby FA, Mostafa YA. Zygomatic mini-implant for Class II correction in growing patients. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1 mai 2014;75(3):213-25.
 37. Ellouze S, Darque F. Ellouze S, Darqué F. Mini-implants / L'orthodontie de demain: Quintessence international. 2012.
 38. Elnagar MH, Elshourbagy E, Ghobashy S, Khedr M, Kusnoto B, Evans CA. Three-dimensional assessment of soft tissue changes associated with bone-anchored maxillary protraction protocols. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. sept 2017;152(3):336-47.
 39. Ernoult C, Bouletreau P, Meyer C, Aubry S, Breton P, Bachelet JT. Reconstruction assistée par l'impression 3D en chirurgie maxillofaciale. *Rev Stomatol Chir Maxillo-Faciale Chir Orale*. 1 avr 2015;116(2):95-102.
 40. Evrard L, Waroquier D, Parent D. [Allergies to dental metals. Titanium: a new allergen]. *Rev Med Brux*. 2010;31(1):44-9.
 41. F Aelbers CM, Dermaut LR. Orthopedics in orthodontics: Part I, fiction or reality a—review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1 nov 1996;110(5):513-9.
 42. Farrar DF. Bone adhesives for trauma surgery: A review of challenges and developments. *Int J Adhes Adhes*. 1 mars 2012;33:89-97.
 43. Faure J. *Biomécanique Orthodontique*. Les Ulis : EDP Sciences, 2011, 132 p.
 44. Filli L, Luechinger R, Frauenfelder T, Beck S, Guggenberger R, Farshad-Amacker N, et al. Metal-induced artifacts in computed tomography and magnetic resonance imaging: comparison of a biodegradable magnesium alloy versus titanium and stainless steel controls. *Skeletal Radiol*. juin 2015;44(6):849-56.
 45. Fleury JE, Deboets D, Assaad-Auclair C, Maffre N, Sultan P. [The impacted canine. Review of 212 cases. General principles of treatment]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1985;86(2):122-31.
 46. Fricain JC. *Chirurgie orale*. 2e éd. revue et complétée. Paris: Espace ID; 2019. (Référentiel internat).
 47. Furquim B. An interview with Hugo De Clerck. *Dent Press J Orthod*. juin 2012;17:7-13.
 48. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*. 1 août 1945;31(8):406-17.
 49. Giancotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. juill 2004;126(1):113-7.
 50. Global D. Matériel d'Ostéosynthèse - Tekka by Global D. Global D.
 51. Global D. Le Distracteur à appuis osseux personnalisé par Global D & SLS France [Internet]. Global D. Disponible sur: <https://www.globald.com/actualites/le-distracteur-a-appuis-osseux-personnalise/>
 52. Gola R, Cheynet F, Guyot L, Sauvart J, Richard O. [Functional and esthetic rhinoplasty

- in orthognathic surgery]. *Orthod Francaise*. déc 2000;71(4):303-13.
53. Graber TM (Thomas M). *Orthodontics; principles and practice*. Philadelphia, Saunders; 1972. 978 p.
 54. Gunyuz Toklu M, Germec-Cakan D, Tozlu M. Periodontal, dentoalveolar, and skeletal effects of tooth-borne and tooth-bone-borne expansion appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. juill 2015;148(1):97-109.
 55. d'Hauthuille C. *Mini implants pour ancrage orthodontique*. Nantes Maxillo.
 56. Hino CT, Cevidanes LHS, Nguyen TT, De Clerck HJ, Franchi L, McNamara JA. Three-dimensional analysis of maxillary changes associated with facemask and rapid maxillary expansion compared with bone anchored maxillary protraction. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. nov 2013;144(5):705-14.
 57. Huang G, Pan ST, Qiu JX. The Clinical Application of Porous Tantalum and Its New Development for Bone Tissue Engineering. *Materials*. 18 mai 2021;14(10):2647.
 58. Huang YW, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. oct 2012;142(4):466-72.
 59. Hussain M, Ullah S, Raza MR, Abbas N, Ali A. Recent Developments in Zn-Based Biodegradable Materials for Biomedical Applications. *J Funct Biomater*. 1 déc 2022;14(1):1.
 60. Hyo-Sang Park, Hee-Moon Kyung, Jae-Hyun Sung. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage - PubMed.
 61. IJpma FFA, Meesters AML, Merema BBJ, ten Duis K, de Vries JPPM, Banierink H, et al. Feasibility of Imaging-Based 3-Dimensional Models to Design Patient-Specific Osteosynthesis Plates and Drilling Guides. *JAMA Netw Open*. 18 févr 2021;4(2):e2037519.
 62. Innoralis. *Système CT8 - Redressement d'une molaire inférieure enclavée ou mésioversée* | Innoralis.
 63. Jc L, Ej L, Cl Y, Ca E. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod*. Summer 2007;8(2).
 64. Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilising bone plates. *Aust Orthod J*. oct 1985;9(2):231-3.
 65. Jia B, Yang H, Zhang Z, Qu X, Jia X, Wu Q, et al. Biodegradable Zn-Sr alloy for bone regeneration in rat femoral condyle defect model: In vitro and in vivo studies. *Bioact Mater*. juin 2021;6(6):1588-604.
 66. Jin A, Wang Y, Lin K, Jiang L. Nanoparticles modified by polydopamine: Working as « drug » carriers. *Bioact Mater*. sept 2020;5(3):522-41.
 67. Jy L. Molar distalization by using vertically installed mini-screws. *Orthod Francaise*. déc 2012;83(4).
 68. Kai O. Böker, Katharina R, Katharina J. Current State of Bone Adhesives-Necessities and

- Hurdles. 2019;E3975.
69. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;
 70. Kapetanović A, Theodorou CI, Bergé SJ, Schols JGJH, Xi T. Efficacy of Miniscrew-Assisted Rapid Palatal Expansion (MARPE) in late adolescents and adults: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod.* 1 juin 2021;43(3):313-23.
 71. Katabi S, Liger F. Applications cliniques des mini-implants en orthodontie. Paris Berlin Chicago [etc.]: Quintessence international; 2007.
 72. Khonsari RH, Adam J, Benassarou M, Bertin H, Billotet B, Bouaoud J, et al. In-house 3D printing: Why, when, and how? Overview of the national French good practice guidelines for in-house 3D-printing in maxillo-facial surgery, stomatology, and oral surgery. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 1 sept 2021;122(4):458-61.
 73. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater.* 1 mars 2021;122:26-49.
 74. Kilkis D, Bayram M, Celikoglu M, Nur M. Unilateral maxillary molar distalization with zygoma-gear appliance. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* août 2012;142(2):e1-7.
 75. Kim SJ, Sung EH, Kim JW, Baik HS, Lee KJ. Mandibular molar protraction as an alternative treatment for edentulous spaces: Focus on changes in root length and alveolar bone height. *J Am Dent Assoc.* nov 2015;146(11):820-9.
 76. Kinzinger G, Wehrbein H, Byloff FK, Yildizhan F, Diedrich P. Innovative anchorage alternatives for molar distalization--an overview. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopadie Organ Official J Dtsch Ges Kieferorthopadie.* sept 2005;66(5):397-413.
 77. Kinzinger GSM, Gülden N, Yildizhan F, Diedrich PR. Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 oct 2009;136(4):578-86.
 78. Kircelli BH, Pektaş ZO, Kircelli C. Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance. *Angle Orthod.* juill 2006;76(4):650-9.
 79. Kirillova A, Kelly C, von Windheim N, Gall K. Bioinspired Mineral-Organic Bioresorbable Bone Adhesive. *Adv Healthc Mater.* sept 2018;7(17):e1800467.
 80. Korbendau JM, Patti A. Les dents incluses: traitement orthodontique et chirurgical. Paris Berlin Chicago [etc.]: QI; 2013.
 81. Kraus T, Moszner F, Fischerauer S, Fiedler M, Martinelli E, Eichler J, et al. Biodegradable Fe-based alloys for use in osteosynthesis: outcome of an in vivo study after 52 weeks. *Acta Biomater.* juill 2014;10(7):3346-53.
 82. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 avr 2007;131(4):S43-51.
 83. Le Gall M, Philip C, Bandon D. Les anomalies maxillomandibulaires du sens transversal chez l'enfant. *Arch Pédiatrie.* 1 févr 2009;16(2):209-13.
 84. Leclercq P, Ellouze S, Breton O, Bohar J. Biomécanique de la mésialisation molaire inférieure sur mini-vis en technique multi-attache vestibulaire. 2023;

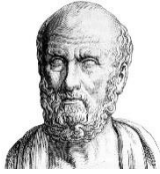
85. Lee HJ, Choi DS, Jang I, Cha BK. Comparison of facemask therapy effects using skeletal and tooth-borne anchorage: A longitudinal retrospective study. *Angle Orthod.* 29 déc 2021;92(3):307-14.
86. Lee KJ, Park YC, Hwang WS, Seong EH. Uprighting mandibular second molars with direct miniscrew anchorage. *J Clin Orthod JCO.* oct 2007;41(10):627-35.
87. Lee SJ, Lin L, Kim SH, Chung KR, Donatelli RE. Survival analysis of a miniplate and tube device designed to provide skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* sept 2013;144(3):349-56.
88. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 juill 2004;126(1):42-7.
89. Liu X, Cheng Y, Qin W, Fang S, Wang W, Ma Y, et al. Effects of upper-molar distalization using clear aligners in combination with Class II elastics: a three-dimensional finite element analysis. *BMC Oral Health.* 1 déc 2022;22(1):546.
90. Liu Y, Du T, Qiao A, Mu Y, Yang H. Zinc-Based Biodegradable Materials for Orthopaedic Internal Fixation. *J Funct Biomater.* déc 2022;13(4):164.
91. Longerich UJJ, Thureau M, Kolk A. Development of a new device for maxillary molar distalization with high pseudoelastic forces to overcome slider friction: the Longslider—a modification of the Beneslider. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 1 juill 2014;118(1):22-34.
92. Ludwig B, Baumgaertel S, Böhm B, Bowman SJ, Glasl B. Innovative anchorage concepts. Quintessence Publishing Co. Ltd; London. 2008;188.
93. Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger GSM, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *J Clin Orthod JCO.* août 2011;45(8):433-41; quiz 467.
94. Luzi C, Valeriano L. [Skeletal Class II treatment with the miniscrew-anchored Herbst]. *Orthod Fr.* 1 déc 2013;84:307-18.
95. Luzi C, Verna C, Melsen B. Guidelines for success in placement of orthodontic mini-implants. *J Clin Orthod.* 2009;
96. Masson E. Utilisation clinique des minivis en orthodontie. EM-Consulte.
97. Masson E. Signes majeurs et signes associés des anomalies orthodontiques. *Sémiologie orthodontique.* EM-Consulte.
98. Masson E. Diagnostic orthodontique. EM-Consulte.
99. Mecenas P, Espinosa DG, Cardoso PC, Normando D. Stainless steel or titanium mini-implants? *Angle Orthod.* 1 juill 2020;90(4):587-97.
100. Melki-Frèrejouand C. Endoalvéolie/Endognathie du maxillaire : comment traiter les anomalies du sens transversal ? - ROS - 2018 - Tome 47 - N°3 - Revue Odonto Stomatologique - SOP.
101. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res.* 2000;3(1):23-8.
102. Meskin LH, Brown LJ. Prevalence and patterns of tooth loss in U.S. employed adult and senior populations, 1985-86. *J Dent Educ.* déc 1988;52(12):686-91.

103. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 oct 2003;124(4):373-8.
104. Mohamed RN, Basha S, Al-Thomali Y. Maxillary molar distalization with miniscrew-supported appliances in Class II malocclusion: A systematic review. *Angle Orthod.* juill 2018;88(4):494-502.
105. Montigny M. La disjonction maxillaire assistée par mini-implants : nouvelles perspectives. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 1 juill 2017;51(3):383-98.
106. Moresca R. Class I malocclusion with severe double protrusion treated with first premolars extraction. *Dent Press J Orthod.* juin 2014;19:127-38.
107. Mosleh MI, Kaddah MA, Abd ElSayed FA, ElSayed HS. Comparison of transverse changes during maxillary expansion with 4-point bone-borne and tooth-borne maxillary expanders. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* oct 2015;148(4):599-607.
108. Nagaraj K, Upadhyay M, Yadav S. Titanium screw anchorage for protraction of mandibular second molars into first molar extraction sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 oct 2008;134(4):583-91.
109. Nappée-Miévilley M, Nappée FJ, Kerbrat JB, Goudot P. [The pendulis appliance: a palatal miniscrew supported molar distalization device]. *Orthod Francaise.* sept 2014;85(3):265-73.
110. Nienkemper M, Pauls A, Ludwig B, Wilmes B, Drescher D. Preprosthetic molar uprighting using skeletal anchorage. *J Clin Orthod JCO.* 1 juill 2013;47:433-7.
111. de Oliveira CB, Ayub P, Ledra IM, Murata WH, Suzuki SS, Ravelli DB, et al. Microimplant assisted rapid palatal expansion vs surgically assisted rapid palatal expansion for maxillary transverse discrepancy treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* juin 2021;159(6):733-42.
112. Ozbilek S, Gungor AY, Celik S. Effects of skeletally anchored Class II elastics: A pilot study and new approach for treating Class II malocclusion. *Angle Orthod.* 2017;87(4):505.
113. Papadopoulos MA. Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* nov 2008;134(5):604.e1-16; discussion 604-605.
114. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod.* 1 déc 1991;13(6):452-8.
115. PetitPas L, Weissenbach O, Makaremi M, Bouletreau P. L'intelligence artificielle au service des protocoles orthodontico-chirurgicaux: Artificial Intelligence: applications in orthognathic surgery. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* janv 2021;55(1):89-104.
116. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe Zones": A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch. *Angle Orthod.* 1 mars 2006;76(2):191-7.
117. Prabhu J, Cousley RRJ. Current Products and Practice: Bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod.* déc 2006;33(4):288-307.

118. Procter P, Hulsart-Billström G, Alves A, Pujari-Palmer M, Wenner D, Insley G, et al. Gluing Living Bone Using a Biomimetic Bioadhesive: From Initial Cut to Final Healing. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021;9:728042.
119. Pujari-Palmer M, Guo H, Wenner D, Autefage H, Spicer CD, Stevens MM, et al. A Novel Class of Injectable Bioceramics that Glue Tissues and Biomaterials. *Mater Basel Switz.* 7 déc 2018;11(12):2492.
120. Pujol P. Traction de dents incluses au moyen d'ancrages osseux et de ressorts cantilever : un rapport de cas. *Orthod Fr.* 1 déc 2021;92(4):431-41.
121. Radley-Gardner O, Beale H, Zimmermann R, Schulze R, Beale HG, éditeurs. *Fundamental texts on European private law. Second edition.* Oxford Portland, Oregon: Hart Publishing; 2016. 1640 p. (Bloomsbury).
122. Ravindra KJ, Sridhar Prem Kumar, W S Manjula. Comparison of Intrusion Effects on Maxillary Incisors Among Mini Implant Anchorage, J-Hook Headgear and Utility Arch - PMC.
123. Renger S, Lailheugue M, Gebeile-Chauty S. Mini-vis polyvalentes : désinclusion de canine combinée à la correction de différentes malocclusions. *Orthod Fr.* 1 mars 2021;92(1):129-40.
124. Richard O, Nicaud-léon MC, Facon F. Disjonction intermaxillaire sur minivis lors d'un traitement orthodontique en technique linguale. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 1 oct 2012;46(4):463-70.
125. Ricketts RM. Application de la téléradiographie de face. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 1 juin 1995;29(2):153-72.
126. Salama M, Vaz MF, Colaço R, Santos C, Carnezim M. Biodegradable Iron and Porous Iron: Mechanical Properties, Degradation Behaviour, Manufacturing Routes and Biomedical Applications. *J Funct Biomater.* 1 juin 2022;13(2):72.
127. Sanaei R, Pagel CN, Ayodele BA, Lozanovski B, Beths T, Leary M, et al. Reducing the prosthesis modulus by inclusion of an open space lattice improves osteogenic response in a sheep model of extraarticular defect. *Front Bioeng Biotechnol.* 2023;11:1301454.
128. Schlund M. In Vitro and In Vivo Evaluation of a Bio-Inspired Adhesive for Bone Fixation. 2023. p. 1233.
129. Serena Cavuoti, Giovanni Matarese, Gaetano Isola, Jamilian Abdolreza, Felice Femiano, Letizia Perillo. Combined orthodontic-surgical management of a transmigrated mandibular canine.
130. Shao H, Bachus KN, Stewart RJ. A water-borne adhesive modeled after the sandcastle glue of *P. californica*. *Macromol Biosci.* 13 mai 2009;9(5):464-71.
131. Shuai C, Li S, Peng S, Feng P, Lai Y, Gao C. Biodegradable metallic bone implants. *Mater Chem Front.* 28 mars 2019;3(4):544-62.
132. SLS France. Plaque d'ostéosynthèse. SLS France - Fabrication de dispositifs médicaux par impression 3D.
133. Société Française d'orthopédie dento-faciale. *Dictionnaire d'orthognathodontie.* 2015. (Hors collection).

134. Société française d'orthopédie-dento-faciale. Les mini-vis, ancrages osseux temporaires. SFODF.
135. Sohn BW, Choi JH, Jung SN, Lim KS. Uprighting mesially impacted second molars with miniscrew anchorage. *J Clin Orthod JCO*. févr 2007;41(2):94-7; quiz 72.
136. Sugawara J, Baik UB, Umemori M, Takahashi I, Nagasaka H, Kawamura H, et al. Treatment and posttreatment dentoalveolar changes following intrusion of mandibular molars with application of a skeletal anchorage system (SAS) for open bite correction. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 2002;17(4):243-53.
137. Sugawara J, Kanzaki R, Takahashi I, Nagasaka H, Nanda R. Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. juin 2006;129(6):723-33.
138. Sugawara J, Nishimura M. Minibone plates: The skeletal anchorage system. *Semin Orthod*. 1 mars 2005;11(1):47-56.
139. Takaki T, Tamura N, Yamamoto M, Takano N, Shibahara T, Yasumura T, et al. Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment--stability of micro/mini-screws and mini-plates: experience with 455 cases. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2010;51(3):151-63.
140. Talmant J, Deniaud J. Dépistage au cabinet dentaire des troubles de la VNO. *L'Information Dentaire*. 2009.
141. Thébault B, Bédhet N, Béhaghel M, Elamrani K. The benefits of using anchorage miniplates. Are they compatible with everyday orthodontic practice? *Int Orthod*. 1 déc 2011;9(4):353-87.
142. Thébault B, Bédhet N, Béhaghel M, Elamrani K. Intérêt de l'utilisation des plaques d'ancrage. Sont-elles compatibles avec une pratique orthodontique quotidienne ? *Int Orthod*. 1 déc 2011;9(4):353-87.
143. Thebault B, Dutertre E. Disimpaction of maxillary canines using temporary bone anchorage and cantilever springs. *Int Orthod*. mars 2015;13(1):61-80.
144. Themes UFO. C-Tube Plate: Less Hardship and More Treatment Options. *Pocket Dentistry*. 2015.
145. Trandem KC, Korach CS, Schindel RH. Comparison of deformation of 3 orthodontic miniplate lever arms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1 oct 2011;140(4):531-6.
146. Treil J, Oueiss A, Faure J. [Cranial Facial 3D Biometry: Statistical analysis of Class II disharmonies]. *Orthod Francaise*. 1 juin 2020;91(1-2):101-14.
147. Turrel B, Valran V, Gebeile-Chauty S. Biomechanics of mini-implants : analysis of the adverse effects of four clinical situations and proposed resolutions. *Orthod Fr*. juin 2021;92(2):195-214.
148. Turrel B, Valran V, Gebeile-Chauty S. [Biomechanics of mini-implants : analysis of the adverse effects of four clinical situations and proposed resolutions]. *Orthod Francaise*. 1 juin 2021;92(2):195-214.
149. Van Steenberg E, Burstone C, Prahl-Andersen B, Aartman IH. The influence of force magnitude on intrusion of the maxillary segment. *Angle Orthod*. 2005.

150. Vassar JW, Karydis A, Trojan T, Fisher J. Dentoskeletal effects of a temporary skeletal anchorage device-supported rapid maxillary expansion appliance (TSADRME): A pilot study. *Angle Orthod.* mars 2016;86(2):241-9.
151. Wang JL, Xu JK, Hopkins C, Chow DHK, Qin L. Biodegradable Magnesium-Based Implants in Orthopedics-A General Review and Perspectives. *Adv Sci Weinh Baden-Wurt Ger.* avr 2020;7(8):1902443.
152. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* avr 2007;18(2):263-7.
153. Wilmes B, Drescher D. Application and Effectiveness of the Beneslider: A Device to Move Molars Distally. *World J Orthod.* déc 2010;11(4):331-40.
154. Winsauer H, Muchitsch AP, Winsauer C, Milnes R, Vlachojannis J, Walter A. The TopJet for routine bodily molar distalization. *J Clin Orthod JCO.* févr 2013;47(2):96-107; quiz 139-40.
155. Witte F, Hort N, Vogt C, Cohen S, Kainer KU, Willumeit R, et al. Degradable biomaterials based on magnesium corrosion. *Curr Opin Solid State Mater Sci.* 1 oct 2008;12(5):63-72.
156. Xie K, Wang L, Guo Y, Zhao S, Yang Y, Dong D, et al. Effectiveness and safety of biodegradable Mg-Nd-Zn-Zr alloy screws for the treatment of medial malleolar fractures. *J Orthop Transl.* mars 2021;27:96-100.
157. Yang H, Jia B, Zhang Z, Qu X, Li G, Lin W, et al. Alloying design of biodegradable zinc as promising bone implants for load-bearing applications. *Nat Commun.* 21 janv 2020;11(1):401.
158. Yonis. Tout Ce Que Vous Devez Savoir Sur L'impression 3D Titanium | 3D GURU. 2023.
159. Yun SW, Lim WH, Chun YS. Molar control using indirect miniscrew anchorage. *J Clin Orthod JCO.* nov 2005;39(11):661-4.
160. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandía JL, Paredes V. A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis. *Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal.* 1 juill 2012;17(4):e678-688.
161. Zennifer A, Manivannan S, Sethuraman S, Kumbar SG, Sundaramurthi D. 3D bioprinting and photocrosslinking: emerging strategies & future perspectives. *Biomater Adv.* 1 mars 2022;134:112576.



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

GROSSTEPHAN Tristan – Perspectives cliniques et biomécaniques des ancrages osseux en orthopédie-dento-faciale : état des lieux et évolutions futures

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2024

Rubrique de classement : Orthopédie Dento-Faciale

Résumé :

Les ancrages osseux sont omniprésents dans la pratique orthodontique actuelle. L'objectif de ce travail est d'expliquer les grands principes biomécaniques associés à ces ancrages, ainsi que les évolutions à explorer pour améliorer les procédures cliniques, les résultats et le confort des patients. Après une revue des différents ancrages osseux disponibles sur le marché à l'heure actuelle, nous expliquons au travers des principales situations cliniques, les composantes biomécaniques à prendre en compte pour la réussite de nos traitements. Enfin nous exposons les évolutions en cours et envisageables concernant les ancrages osseux, telles que l'apport de l'intelligence artificielle, la conception numérique personnalisée, l'impression 3D, l'utilisation de matériaux biorésorbables ou encore des techniques de collage.

Mots-clés : orthodontie – orthopédie – ancrages osseux – mini-vis – mini-plaques – biomécanique – intelligence artificielle (IA) – impression 3D – matériaux biorésorbables – collage osseux.

GROSSTEPHAN Tristan – Clinical and biomechanical perspectives of bone anchors in orthodontic dentistry. Current status and future developments

Abstract:

Bone anchors are ubiquitous in orthodontic practice today. The aim of this work is to explain the main biomechanical principles associated with these anchors, as well as the developments to be explored to improve clinical procedures, results and patient comfort. Following a review of the various bone anchors currently available for treatment, we explain the biomechanical components that need to be taken into account to ensure the success of our treatments. Finally, we outline current and potential developments in bone anchorage, such as the contribution of artificial intelligence, personalized digital design, 3D printing, the use of bioresorbable materials and bonding techniques.

Keywords: orthodontics – orthopedics – bone anchorage – mini-screws – mini-plates – biomechanics – artificial intelligence (AI) – 3D printing – bioresorbable materials – bone bonding.