

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE

SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU

FACULTE DE MEDECINE

DEPARTEMENT DE CHIRURGIE DENTAIRE



*Mémoire de fin d'études en vue de l'obtention du
Diplôme Docteur en médecine dentaire
Présenté et soutenu publiquement le, 18 /06/2019*

THEME :

***Les Mini-Implants Orthodontiques :
Acier ou Titane ?***

Présenté par :

MOUZAOUI KAHINA

GHERDANE LYDIA

LOUARADI SAIDA

RABIA SIDALI

Encadré par :

Dr KACI (Maitre assistant et chef de service en
Orthopédie Dento-Faciale)

Jury composé de :

Dr MISSARA (Maitre assistant en Orthopédie
Dento- Faciale)

Dr IDINARENE (Maitre assistant en
parodontologie)

Promotion : 2018-2019

Dédicaces

Je dédie ce travail à

Mon très cher papa

Autant de phrases et d'expressions aussi éloquentes soit-elles ne sauraient exprimer ma gratitude et ma reconnaissance. Tu as su m'inculquer le sens de la responsabilité, de l'optimisme et de la confiance en soi face aux difficultés de la vie. Tes conseils ont toujours guidé mes pas vers la réussite. Ta patience sans fin, ta compréhension et ton encouragement sont pour moi le soutien indispensable que tu as toujours su m'apporter. Je te dois ce que je suis aujourd'hui et ce que je serai demain et je ferai toujours de mon mieux pour rester ta fierté et ne jamais te décevoir. Que Dieu le tout puissant te préserve, t'accorde santé, bonheur, quiétude de l'esprit et te protège de tout mal.

Ma très chère Mère

Les mots ne sauraient rendre justice à l'amour et l'affection que j'éprouve pour toi. Tu m'as comblé avec ta tendresse et affection tout au long de mon parcours. Tu n'as cessé de me soutenir et de m'encourager durant toutes les années de mes études, tu as toujours été présente à mes cotés pour me consoler quand il fallait. En ce jour mémorable, pour moi ainsi que pour toi, reçoit ce travail en signe de ma vive reconnaissance et ma profonde estime. Puisse le tout puissant te donner santé, bonheur et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour.

A mon frère et sœurs

Aissa, Kamelia , Fahima et Yasmina

Pour leur amour inconditionnel, leur soutien et leur encouragement au long de toutes ces années de partage incessant. Je vous dédie ce travail avec tous mes vœux de bonheur, de sante et de réussite.

A mes deux meilleures amies et compagne de route

Kenza et Lydia

Pour les moments inoubliables qu'on a passés ensemble.

A mes proche et mes beaux frères *Achour* et *Mustapha*

A mes amis, en particulier *Hicham* et *Sidali* pour leur bienveillance et leur écoute.

& A tout les gens qui me sont chers.

KAHINA

Dédicaces

Ce travail est le fruit de toutes mes années de travail, je le dédie spécialement :

A ma sœur ainée NASSIMA

Sans toi je serais toujours cette fille dépourvue de rêves, mais grâce à toi j'ai retrouvée un sens à ma vie.

A ma mère

Ta bienveillance, ton affection et ta présence à mes cotés ont toujours été ma source de force pour affronter les différents obstacles.

A mes sœurs SAMIA, SALIHA, et OUARDIA

Merci mes chéries pour le confort, l'amour et le soutien que vous m'avez toujours apporté.

A mon père, mes frères SMAIL et MOURAD, mes beaux frères : AHMED, KARIM et AMAR ainsi que leurs familles. Aussi à mes neveux ALICE, MOUMOUH, DARIS et ALYCIA.

A la famille MOUZAOU

Merci pour votre accueil et tout le bien que vous m'avez apporté

A mes cousins

Spécialement MOKRANE, YANIS et NACERA

A mes chers amis

KAHINA, KENZA, FAHIMA, MINA, KAMILIA, HANANE, GHANIA, YOUVA, SMAIL, BOUZID, merci pour votre compréhension et le soutien que vous m'avez approuvé tout au long de ma vie.

A M.S

Merci 



Lydia



Dédicace



Je dédie cet évènement marquant de ma vie



À ma mère : qui n'a jamais cessé de formuler des prières à mon égard ; de me soutenir ; et de m'encourager durant ces années d'études qu'elle trouve ici le témoignage de ma profonde reconnaissance .

À mon père : L'épaulé solide ; et la personne la plus digne de mon estime et de mon respect ; que dieu te préserver et te procure santé et longue vie .

À la mémoire de ma tante : Fatiha ; Puisse dieu ; le tout puissant ; s'avoir en sa sainte miséricorde . *À mes sœurs* : Souad ; Fayrouze ; Samira, Je leurs souhaite une vie pleine du bonheur et de succès. *À la mémoire de ma sœur* : Linda ; Puisse dieu ; le tout puissant ; s'accueillir dans son vaste paradis. *À mes frères* : Samir ; Amine ; et leurs familles.

À mon petit frère : Salime ; que dieu te préserve ; et te protège ; je t'espère une vie pleine de bonheur .

À ; Nabila ; Bassma et Adel . *À Ma grand-mère* . *À mes amies* : Razika ; Louiza ; Assia . *Aux petits enfants* : Assma ; Abdellah ; Meriem ; Sofiane ; Aya ; Manar ; Bochera ; Hebba ; Mohammed .

À mes sœurs : dyhia ; karima ; Sonia ; Samira ; Farida ; Lydia ; Zahia ; Syhia ; Fatiha ; thanina ; Naouel D ; Naouel N ; Nassima ; Liza ; Linda ; katia ; Siham bonadi , rachida ;

Au nom de la fraternité qui nous réunit ; Et au nom de nos souvenirs inoubliables.



Saida

18 juin 2019



Remerciement

On préambule à ce mémoire nous remercions ALLAH qui nous aide et nous donne la patience et le courage durant ces longues années d'études.

Nous tenons à remercier sincèrement Dr. KACI notre encadreur pour avoir accepté de nous soutenir dans l'aventure de ce mémoire, pour ses conseils, ses orientations et sa disponibilité tout au long de ce travail.

On tient à remercier nos examinateurs et président de jury Dr. MISSARA (Maitre assistant au service d'orthopédie dento-faciale) qui ont sacrifié un brin de leur temps pour examiner ce travail sachant leur temps précieux ainsi que les enseignants qui nous ont aidé tout au long des années d'études.

On remercie également nos familles qui nous ont soutenus tout au long de notre vie.

Enfin, on remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire.

Table des matières

Introduction.....	01
Objectif.....	02
Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques.....	03
Partie I : La structure osseuse : Histo-physiologie, anatomie et Croissance.....	03
1. La structure osseuse (L'os alvéolaire).....	03
1.1- Les cellules.....	03
1.2- La matrice extracellulaire (MEC).....	04
2. Architecture de tissu osseux.....	05
2.1- Le périoste.....	05
2.2- L'os cortical.....	07
2.3- L'endoste.....	08
2.4- L'os spongieux	08
3. Physiologie de remodelage	09
4. Capital et perte osseuse.....	11
5. Considération anatomique et neuro-vasculaire	12
5.1- Le maxillaire.....	12
5.1.1- Description anatomique	12
5.1.2- Vascularisation	12
5.1.3- Innervation	13
5.2- La mandibule	13
5.2.1- Description anatomique	13
5.2.2- Vascularisation.....	14
5.2.3- Innervation.....	14
6. La croissance maxillaire et mandibulaire	15
6.1- Le maxillaire	15
6.2- La mandibule.....	15

Table des matières

Partie 2 : Biomécanique orthodontique et concepts (notions) d’ancrage.....	16
1. Les mouvements orthodontiques	16
1.1- Définition.....	16
1.2- Biomécanique orthodontique	16
1.3- Réponse biologiques aux déplacements dentaires	17
1.4- Les différents mouvements orthodontiques	18
1.4.1- Ingression	18
1.4.2- Egression.....	18
1.4.3- Version	19
1.4.4- Rotation	19
2. Notion d’ancrage en orthodontie.....	19
2.1. Définition.....	19
2.2. Principes d’ancrage.....	20
2.2.1- La troisième loi de Newton	20
2.2.2- Le trinôme de Névrezé.....	20
2.3. Les différents types d’ancrage	21
2.3.1- L’ancrage naturel passif.....	21
2.3.1.1- Ancrage dent-parodonte.....	22
2.3.1.1.1- Ancrage dentaire	22
2.3.1.1.2- Ancrage parodontale	23
2.3.1.2- Ancrage musculaire	23
2.3.1.3- Ancrage cortical.....	24
2.3.2- Ancrage actif ou thérapeutique	24
2.3.2.1- Ancrage intra-oral.....	25
2.3.2.2- Ancrage extra-oral.....	25
3. Intérêt de contrôle d’ancrage en orthodontie	25
4. Les limites de moyens d’ancrage traditionnels et des mouvements orthodontiques..	26
5. Intérêt de l’ancrage squelettique	27
5.1. Définition.....	27

Table des matières

5.2. Impact sur le traitement	28
5.3. Impact sur le patient	29
Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane.....	31
1. Historique.....	31
2. Définition.....	33
3. Terminologie.....	33
4. Avantages et inconvénients.....	34
4.1- Avantage biomécaniques.....	34
4.2- Avantage pluridisciplinaires.....	35
4.3- Autres.....	35
4.4- Inconvénients.....	35
5. Description des mini-implants.....	35
5.1. Parties consécutives.....	35
5.1.1- La tête.....	36
5.1.2- Le col.....	38
5.1.3- Le corps.....	39
5.1.3.1- Forme.....	39
5.1.3.2- Pas de vis.....	39
5.2. Nature et état de surface.....	40
5.3. Mensuration	40
5.3.1- Longueur.....	41
5.3.2- Diamètre.....	41
5.4. Conditionnement.....	42
6. Cahier de charge.....	44
6.1- Impératif mécanique.....	44
6.2- Impératifs biologiques.....	44
6.3- Impératifs économiques.....	45

Table des matières

7. Matériaux.....	45
7.1. Composition.....	45
7.1.1. Le titane.....	45
7.1.1.1- Le titane pur.....	45
7.1.1.2- Les alliages de titane.....	46
7.1.2- L'acier inoxydable.....	47
7.2. Propriétés biologiques.....	48
7.2.1. Biocompatibilité.....	48
7.2.2. Résistance à la corrosion.....	49
7.2.2.1- Corrosion de titane et ses alliages.....	49
7.2.2.2- Corrosion de l'acier inoxydable.....	50
7.2.3. Bio intégration.....	50
7.3. Propriétés mécaniques.....	51
7.3.1. Principe physique de traction, torsion et arrachement.....	53
7.3.1.1- Essai de flexion.....	54
7.3.1.2- Essai de torsion.....	56
7.3.1.3- Essai de torque.....	58
7.3.1.4- Essai d'arrachement.....	60
8. Discussion.....	62
9. Indications et contre-indications.....	64
9.1. Les indications.....	64
9.1.1. Anomalies orthopédiques.....	64
9.1.2. Anomalies orthodontiques.....	64
9.1.2.1- Dans le sens sagittal.....	64
9.1.2.2- Déplacements verticaux et transversaux.....	67
9.2. Contre-indication.....	67
Chapitre III : Protocole chirurgicale des mini-implants.....	69
1. Bilan pré-chirurgical.....	69

Table des matières

1.1. Etablissement de plan de traitement.....	69
1.2. Déterminer le mouvement souhaité.....	71
1.3. Le choix de site d'insertion.....	71
1.3.1- Les différents sites d'insertion.....	71
1.3.2- Considération lors du choix de site.....	73
1.3.2.1- Choix de site en fonction de mouvement souhaité	73
1.3.2.2- Evaluation de a zone d'ancrage.....	74
1.3.2.3- Gencive libre ou attache ?.....	78
1.3.2.4- Densité osseuse.....	78
1.3.2.5- Structures anatomiques environnantes.....	79
1.4. Bilan radiologique.....	79
1.5. Choix de mini-implant.....	81
1.5.1. Le choix de matériau.....	81
1.5.2. Le design de mini-implant.....	82
1.5.2.1 La tête	82
1.5.2.2 Le col.....	82
1.5.2.3 Le corps.....	82
1.5.3. Choix du diamètre et de la longueur.....	82
1.6. Le positionnement de mini-implant.....	85
2. Bilan chirurgical.....	86
2.1- Radiographie.....	86
2.2- Anesthésie et désinfection.....	86
2.3- Incision.....	87
2.4- Evaluation de l'épaisseur des tissus mous.....	87
2.5- Insertion de mini-implant.....	88
2.6- Contrôle de la stabilité primaire.....	90

Table des matières

2.7- Contrôle radiographique.....	90
2.8- Soins et conseils postopératoire.....	90
2.9- Mise en charge.....	91
2.10- Cicatrisation péri-implantaire.....	91
2.11- Critères de pérennité.....	93
2.11.1- Densité de la cortical.....	93
2.11.2- Tissu mou environnant.....	93
2.11.3- Traumatisme chirurgical.....	93
2.11.4- Pression due au vissage.....	94
2.11.5- Echauffement	94
2.11.6- Désigne de mini-implant.....	94
2.11.7- Forces exercées.....	94
2.11.8- Processus de cicatrisation.....	94
2.11.9- Herméticité des tissus mous autour du mini-implant et hygiène du patient.....	95
3. Dépose du mini-implant.....	95
4. Risque chirurgicaux.....	96
4.1- Considérations anatomiques au maxillaire	96
4.1.1- Versants vestibulaire postérieurs.....	96
4.1.2- Versants vestibulaire antérieur	96
4.1.3- Versants palatins	96
4.1.4- Processus zygomatique	98
4.1.5- Tubérosité maxillaire	98
4.1.6- Suture palatine	99
4.2- Considérations anatomiques à la mandibule	99
4.2.1- Paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur.....	99
4.2.2- Pédicule mentonnier	99
4.2.3- Nerf lingual	99

Table des matières

4.2.4- Espaces inter-radiculaires	100
4.2.5- Région rétro-molaire	100
4.2.6- Versants vestibulaire postérieurs	101
4.2.7- Versant vestibulaire antérieur	101
4.2.8- Versants linguaux	102

Chapitre IV : les complications opératoires, échecs : problèmes et solutions.....103

1. LES COMPLICATION DE POSE ET DE DEPOSE DES MINI-IMPLANTS.....103

1.1. Les complications per-opératoires103

1.1.1- Dérapage de mini-implant.....103

1.1.2- Lésions desmodontale et radiculaires.....103

1.1.3- Emphysème sous cutané.....104

1.1.4- Effraction sinusienne ou nasale.....104

1.1.5- Lésion des structures nerveuses.....105

1.1.6- Lésions vasculaires.....105

1.1.7- Douleurs.....106

1.2. Complications postopératoires.....106

1.2.1- Fracture du mini-implant.....106

1.2.2- Mobilité et désinsertion du mini-implant.....107

1.2.3- Inflammation et infection péri-implantaire.....108

1.2.4- Lésion des tissus mous adjacents.....109

1.2.5- Recouvrement du mini-implant par les tissus mous.....109

2. LES ECHECS : CAUSES, CONDUITE A TENIR ET PREVENTION.....110

2.1. Mobilité et désinsertion du mini-implant (Instabilité des mini-implants).....110

2.1.1- Les facteurs liés à l'hôte

2.1.2- Les facteurs liés à l'opérateur

2.1.3- Les facteurs liés aux implants

Table des matières

2.1.4- Conduite à tenir :	114
2.1.5- Prévention :.....	114
2.2. Fracture	115
2.2.1- Causes	115
2.2.2- Conduite à tenir.....	116
2.2.3- Prévention.....	116
2.3. Lésion radiculaire.....	116
2.3.1- Causes.....	116
2.3.2- Conduite à tenir.....	117
2.3.3- Prévention.....	117
2.4. Effraction du sinus.....	118
2.4.1- Causes.....	118
2.4.2- Conduite à tenir.....	118
2.4.3- Prévention.....	118
2.5. Lésion nerveuse.....	119
2.5.1- Causes.....	119
2.5.2- Conduite à tenir.....	119
2.5.3- Prévention.....	119
2.6. Lésion vasculaire.....	118
2.6.1- Causes.....	119
2.6.2- Conduite à tenir.....	119
2.6.3- Prévention.....	119
2.7. Lésion infectieuse.....	120
2.7.1- Causes.....	120
2.7.2- Conduite à tenir.....	120
2.7.3- Prévention.....	120
2.8. Lésion inflammatoire.....	120
2.8.1- Causes.....	120
2.8.2- Conduite à tenir.....	121
2.8.3- Prévention.....	121
Conclusion.....	122
Références bibliographiques	

Table des matières

Annexe.....	131
Résumé.....	132

Liste des abréviations

- i. ANB : Angle Naso-Basal
- ii. BMP : Bone Morphogenetic Protein/ protéine osseuse morphogénétique
- iii. C : Canine
- iv. CE : Conformité Européenne
- v. DDM : Désharmonie Dento-Maxillaire
- vi. EMC: Education Medical Continue
- vii. F: force
- viii. FDA: Food and Drug Administration
- ix. Fe : Fer
- x. FGF : Facteur de croissance des fibroblastes
- xi. FM : Force Motrice
- xii. GAG : Glycos-Amino-Glycan
- xiii. GF : Insulin-like Growth Factor
- xiv. IL : Interleukine
- xv. M : Molaire
- xvi. MEB : Microscope Electronique à Balayage
- xvii. MEC : Matrice Extra Cellulaire
- xviii. PDGF : Facteur vasoactif de croissance dérivés des plaquettes
- xix. PgE : Prostaglandine
- xx. PM : Prémolaire
- xxi. PMN : Polymorphonucleaire
- xxii. RM : Résistance Motrice
- xxiii. RS : Résistance Stable
- xxiv. SAS : Skeletal Anchorage Systems ou systèmes d’ancrage squelettique
- xxv. TAD’S : Skeletal Temporary Anchorage Devices / dispositifs squelettique d’ancrage temporaire).
- xxvi. TGF : Facteur de croissance transformant
- xxvii. Ti : Titane
- xxviii. Ti₆Al₄Va : Titane 6 aluminium 4 vanadium
- xxix. Ti-Cp : Titane Commercialement Pur
- xxx. TNF : Facteur de Nécrose Tumorale

Liste des tableaux et figures

1- Liste des figures

Figures	pages
Figure 1 : Les cellules de tissu osseux	05
Figure 2 : Micrographie d'une côte de lapin trichrome de Masson (x400)	06
Figure 3 : Alvéole dentaire et os alvéolaire	07
Figure 4 : Comparaison de l'épaisseur des tables osseuses entre une incisive et une molaire mandibulaire	08
Figure 5 : Organisation du tissu osseux au sein de l'os alvéolaire (système Haversien)	09
Figure 6 : Cycle physiologique du remodelage osseux	11
Figure 7 : Vue antéro-externe du maxillaire droit	12
Figure 8 : Vue latérale droite de la mandibule	13
Figure 9 : Vascularisation et innervation maxillaires et mandibulaires	14
Figure 10 : Situation des zones d'apposition et de résorption au cours d'une version coronaire distale d'une canine supérieur	18
Figure 11 : A chaque type de force exercée correspond un mode de déplacement dentaire	19
Figure 12 : Forces d'action et de réaction égales et de sens opposé $F_1=F_2$; la troisième loi de NEWTON	20
Figure 13 : L'ancrage intra oral	25
Figure 14 : L'ancrage extra oral	25
Figure 15 : Ancrage indirect par mini-implant	28
Figure 16 : Ancrage direct par mini-implant	28
Figure 17 : Evolution du nombre d'articles sur les mini-implants et les mini-plaques selon Dammak Sahbi	32
Figure 18 : composants d'un mini-implant	36
Figure 19 : mini-implant à tête bracket (Teke-Antcotek)	37
Figure 20 : mini-implant à tête cruciforme (Teke-Antcotek)	37
Figure 21 : Mini-implant à tête écrou (Teke-Antcotek)	37
Figure 22 : Mini-implant à tête plot (Teke-Antcotek)	37
Figure 23 : Mini-implant universel (Teke-Antcotek)	38
Figure 24 : (A) : mini-implant à col court (MIS®), (B) : mini-implant à col long (MIS®), (C) : mini-implant en forme de corolle (Ancora®- Serf)	38
Figure 25 : Mini-implants de longueurs différentes (Teke-Antcotek)	41
Figure 26 : Mini-implant de diamètres différents (Teke-Antcotek)	42
Figure 27 : Trousse autoclavable contenant des mini-s sélectionnés par le praticien et l'ancillaire (MIS®)	42
Figure 28 : Mini-implant en titane	47
Figure 29 : Mini-implant en acier	48

Figure 30 : Corrosion par piqûre sur la surface du titane après polarisation potentiodynamique à ph 3 et en présence de fluor	50
Figure 31 : phénomène d'ostéo-intégration au niveau des flèches rouge (Chen, Kang et al, 2009)	51
Figure 32 : fracture de mini-implant en titane (Aarhus) sous une contrainte expérimentale de torsion	52
Figure 33 : sous une même contrainte expérimentale en torsion le mini-implant en acier de déforme (Ancora-Serf)	52
Figure 34 : courbe représentant le moment de couple de forces en fonction de l'angle de torsion	53
Figure 35 : courbe représentant les moyennes de résistance à l'extraction pour 5 essais sur des mini-implants en titane, alliage de titane et l'acier inoxydable	62
Figure 36 : rétraction incisivo-canine par mini-vis	65
Figure 37 : distalisation de la 37 par ressort ouvert avec ancrage antérieur renforcé par une ligature métallique au mini-implant	65
Figure 38 : Figure 38(a).(b) :Distalisation de toute l'arcade maxillaire par deux mini-vis controlatérales	66
Figure 39 : redressement de l'axe d'une molaire mésio-versée avec un arc sectionnel. L'effet indésirable de l'ingression des dents d'ancrage est contrecarré par un fil accessoire soudé entre l'arc continu et le mini-implant	66
Figure 40 : redressement d'une molaire enclavée	66
Figure 41 : ingression incisive par les mini-implants	67
Figure 42a/b/c/d: les sites d'implantations des mini-vis au niveau maxillaire (Melsen, 2005)	72
Figure 43a/b/c: les sites d'implantations des mini-vis au niveau mandibulaire (Melsen2005)	73
Figure 44a/b/c: les sites d'implantations au niveau des arcades dentaires	73
Figure 45 : cliché retro-alveolaire des prémolaires mandibulaire. le site d'insertion du mini-implant doit tenir compte de la marge due aux déplacements dentaires	74
Figure 46: Coupe scanner axiale passant les racines dentaires et mettant en évidence les espaces inter-radiculaires [76
Figure 47 : Scanner représentant les dimensions mesio-distale du coté vestibulaire (a)et palatin (b), avec des coupes a -2, -5, -8, -11 de la crête alvéolaire	77
Figure 48: Scanner représentant les dimensions vestibulo-palatine, avec des coupes a -2, -5, -8, -11 de la crete alvéolaire	77
Figure 49 : La déformation est concentrée dans l'os trabéculaire car le centre de rotation est situé près du cortex	78
Figure 50 : Radiographie panoramique	80
Figure 51 : Téléradiographie de profil	80
Figure 52: Tomographie longitudinale montrant un espace inter-dentaire suffisant pour l'insertion d'un mini-implant entre 5 et 6	81
Figure 53 : Image cone beam d'un mini-implant palatin dans l'espace inter-radiculaire 5/6	81
Figure 54 : Mini-vis(Tekka). Longueur 9 mm, diamètre 1,5 mm, cols de longueur 0,6 mm et 1,5 mm	83
Figure 55 : (a) et (b) angles d'insertion des mini-implants dans l'os alvéolaire	86
Figure 56 : Fiet autoforant d'un mini-implant en alliage de titane	87
Figure 57 : Mesure de l'épaisseur a l'aide d'une sonde parodontale	87
Figure 58 : Insertion de mini-implant à droite, vissage manuel; à gauche, insertion à l'aide d'un contre angle à vitesse réduite	88
Figure 59 : Manœuvre de mise en place d'une mini-vis autoforante (Lee et coll., 2008) [30]. Mini-implant non autotaraudant	89
Figure 60 : Manœuvre de mise en place d'une mini-vis non autoforante (Lee et coll., 2008)	89

Figure 61 : Radiographie du mini-implant (Ancora®) en place	90
Figure 62 : vue latéral d'un massif facial sec. La transparence de la face latérale du maxillaire en regard des molaires traduit la faible épaisseur d'os cortical et la proximité du sinus	96
Figure 63 : La configuration en réseau de l'artère palatine descendante favorise le risque de lésion artérielle lors de la mise en place d'un mini-implant si celui-ci est placé trop amicalement	97
Figure 64 : Coupe scanner axiale montrant une expansion de la cavité sinusienne au sein de processus zygomatique du maxillaire	98
Figure 65 : Dissection de l'os maxillaire après injection du réseau artériel. La transillumination met en évidence l'artère alvéolaire supéro-postérieur, plaquée sur la tubérosité maxillaire	98
Figure 66 : Dissection du secteur molaire mandibulaire après injection du réseau artériel et levée d'un volet osseux. Le paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur chemine au sein de l'os spongieux sans être protégé par un véritable canal	99
Figure 67 : Les espaces inter-radiculaires s'élargissent généralement dans les secteurs prémolaire et molaire mandibulaire	100
Figure 68 : Détail d'un cliché panoramique objectivant la position du paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur par rapport au mini-implant	100
Figure 69: Dissection anatomique montrant l'insertion des muscles mentonniers en regard des apex des incisives mandibulaires	100
Figure 70 : perforation de a racine vestibulo-médiale	102
Figure 71 : Coupe axiale d'une pièce anatomique passant par le sinus maxillaire. Effraction de sinus avec un mini-implant de 9 mm inséré à 8 mm de sommet de septum inter-radiculaire en direction apicale	103
Figure 72 : petite hémorragie due à la lésion d'une branche de l'artère palatine descendante lors de la mise en place d'un mini-implant dans le versant alvéolaire palatin. Le mini-implant a été déposé et inséré plus cervicalement	104
Figure 73 : (a) (b) (c) (d) différentes fractures	106
Figure 74 : Rejet du mini-implant (Lee e coll., 2008)	107
Figure 75 : Inflammation gingivale autour de mini-implant	108
Figure 76 : mini-implant recouvert par du composite	109
Figure 77 : Recouvrement du mini-implant par les tissus mou et enfouissement progressif	109
Figure 78 : Diagramme de densité osseuse (modifié d'après Kravitz)	110
Figure 79 : manque de contrôle lors du vissage entraînant un effet de fouettage avec risque de lésion osseuse	111
Figure 80: Ingression molaire à l'aide de 4 mini-vis : les moments de version parasite tendent à s'annuler mutuellement, que ce soit dans le sens vestibulo-palatin ou dans le sens mésio-distal	112
Figure 81: Paramètres influençant la stabilité primaire d'un mini-implant	114
Figure 82 : Les fractures surviennent le plus souvent au niveau du col pour les mini-implants de petits diamètres	115
Figure 83: lésion radiculaire. (Miyazawa K et all)	115
Figure 84: coupe axiale d'un maxillaire mettant en évidence un espace trop étroit entre les racines de la C et 1PM incompatible avec l'insertion d'un mini-implant	117

2- Liste des tableaux

Tableaux	Pages
Tableau 1: Valeurs références de remodelage osseux dans l'os cortical et spongieux selon <i>Valentin et Streffer (2002)</i>	8
Tableau 2 : surface radiculaire moyenne de Freeman, coefficient d'ancrage de Jarabak, volume radiculaire moyen déterminé par cette étude et coefficient d'ancrage proposé pour chaque type de dents	21
Tableau 3 : Les différents systèmes de mini-implants commercialisés et leur année d'édition	33
Tableau 4 : Principaux systèmes de mini-implants	43
Tableau 5 : composition chimique du titane grade 1 et 4 et de l'alliage Ti6Al4V en poids(En%).	46
Tableau 6 : Valeurs de résistance à la flexion en N.cm	55
Tableau 7 : Résultats des essais de torsion	57
Tableau 8 : Résultats des essais de torque d'insertion	60
Tableau 9: Recommandations pour la longueur et le diamètre du mini-implant en fonction des sites d'insertion.	85

INTRODUCTION

Introduction

L'orthodontie est, comme beaucoup de spécialités, en évolution permanente, profitant des progrès techniques qui permettent d'étendre ses indications à un nombre croissant de patients. C'est le cas de l'utilisation des mini-implants d'ancrage squelettique qui font aujourd'hui une partie intégrante de l'arsenal thérapeutique de l'orthodontiste. Ils répondent parfaitement au cahier de charge de l'orthodontiste et ainsi aux exigences de facilité d'usage, de fiabilité, d'innocuité et satisfont les besoins d'ancrages dans toutes les situations cliniques quelque soit la typologie du patient ou son passé dentaire.

Ils permettent ainsi, au praticien de garder le contrôle de la biomécanique déjouant enfin les affres de manque de coopération du patient, en effet, ils constituent une alternative intéressante aux ancrages conventionnels comme les élastiques intermaxillaires et les appareillages extra oraux qui sont peu confortables.

Les mini-implants en titane dérivés des implants dentaires semblaient être le matériau de prédilection pour l'usage des mini-implants en ancrage temporaire osseux. Or, ces derniers subissent un phénomène d'ostéo-intégration partielle ce qui augmente le risque de fracture lors de la dépose. Le recours à un nouveau matériau tel que l'acier chirurgical fait l'objet de plusieurs études. Mais faut-il encore qu'il réponde aux mêmes exigences mécaniques et biologiques.

Ce travail de recherche s'articule autour des mini-implants orthodontiques : Acier ou Titane, et donc il relève de la compétence du praticien de connaître les propriétés biologiques de ces matériaux constituant ces moyens d'ancrage, leurs propriétés mécaniques ainsi que leur comportement avec le tissu osseux afin de répondre à la problématique suivante : « **acier ou titane ? Lequel choisir pour une éventuelle quelconque situation clinique ?** ».

« Donnez-moi un point d'appui

et je soulèverai le monde »

Archimède.

L'objectif de recherche

Ce travail de recherche consiste à établir une étude comparative entre les trois matériaux (titane, alliage du titane et acier chirurgical pur) constituant les mini-implants, en se basant sur les propriétés biologiques et mécaniques ainsi que la réponse de l'hôte vis-à-vis de chaque matériau. En effet, la connaissance de comportement de chaque matériau va aider le praticien dans le choix de mini-implant en termes de matériau en répondant aux exigences du site d'insertion.

CHAPITRE I : NOTIONS DE BASE ET RAPPELS ANATOMIQUES

Partie I : La structure osseuse : Histo-physiologie, anatomie et croissance

1-La structure osseuse (L'os alvéolaire)

Maxillaires et mandibule présentent tous deux un os basal dense et compact. Le développement de germes dentaires s'accompagne de la formation d'os alvéolaire plus fragile appelé spongieux autour de ceux-ci qui fond sans limites très défini avec l'os basal.

Le tissu osseux représente une forme spécialisée de tissu conjonctif, il est constitué de cellules impliquées dans la physiologie osseuse et de la matrice extracellulaire (MEC). On cite [1] :

1.1- Les cellules

Il existe quatre principaux types de cellules osseuses:

- ◆ Les cellules ostéoprogénitrices.
- ◆ Les ostéoblastes.
- ◆ Les ostéocytes.
- ◆ Les ostéoclastes.

-Les cellules ostéoprogénitrices : Les cellules ostéoprogénitrices dérivent des cellules mésenchymateuses primitives et forment une population de cellules souches qui peuvent se différencier en cellules plus spécialisées formant l'os : les ostéoblastes et les ostéocytes. Dans l'os mature, où le taux de renouvellement est faible, les cellules ostéoprogénitrices apparaissent petites et fusiformes, ressemblant à des fibroblastes. Apparemment quiescentes, ces cellules recouvrent les surfaces osseuses. On les appelle également «resting osteoblast» ou «endosteal lining cells».

-Les ostéoblastes : sont des cellules ostéoformatrices situées en surface de l'os en croissance. Elles dérivent des cellules mésenchymateuses ostéoprogénitrices. Synthétisent et sécrètent les précurseurs de la matrice ostéoïde. Ce sont des cellules arrondies ; noyau excentré, riche en organites cellulaires.

-Les ostéocytes :Dérivent des ostéoblastes. Ils sont d'abord inclus dans la matrice ostéoïde puis dans le tissu osseux après minéralisation. Leur corps cellulaire est arrondi et il présente de longs prolongements cytoplasmiques avec un noyau central et volumineux, organites peu

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

développés. Les ostéocytes s'observent au sein de l'os compact, le long des lignes d'apposition.

-Les ostéoclastes : Responsables de la résorption osseuse. Issus des pro-ostéoclastes dérivant des monocytes sanguins. Ce sont des cellules volumineuses, polylobées, mobiles, poly nucléés et riches en lysosomes. Au voisinage de l'os, l'ostéoclaste présente une bordure en brosse. La destruction osseuse entraîne la formation de géodes ou lacunes de Howship.

Les populations cellulaires de l'os se distribuent en deux lieux distincts [2]:

- Les cellules ostéocytaires sont localisées dans la matrice osseuse;

-Les autres cellules sont localisées sur les surfaces cellulaires dans des enveloppes morphologiquement distinctes: l'endoste et le périoste.

1.2-La matrice extracellulaire (MEC)

La matrice extracellulaire occupe entre 92 et 95 % du volume tissulaire et peut être subdivisée en matrice organique (22%) et inorganique (69%). La teneur en eau, environ 9%, est très variable en fonction de l'âge et du degré de minéralisation.

- La matrice organique représente 22% de la masse osseuse et forme ce que l'on appelle l'ostéoïde ou substance pré-osseuse. Les principales classes de macromolécules qui la composent forment la substance fibrillaire (90%) contenant des protéines fibreuses structurales (collagène et élastine) ou adhérentes (fibronectine) ainsi que la substance interfibrillaire (10%) englobant les glycosaminoglycans (GAG) et protéoglycans, des petites protéines non collagéniques comme l'ostéopontine, l'ostéonectine, l'ostéocalcine et les sialoprotéines osseuses ainsi que des lipides en petites quantités. Dans le tissu osseux, ces molécules peuvent induire ou inhiber la minéralisation
- Matrice minéralisée représente 69% de la masse osseuse et elle est constituée de cristaux d'hydroxyapatite de calcium et de phosphate. Les sels minéraux les plus abondants sont le calcium (27%) et le phosphore (12%) dans un ratio égal à 1,66. [2]

L'une des caractéristiques les plus remarquables de la MEC osseuse est son contenu en cytokines et facteurs de croissances. Ces facteurs ont des origines multiples (cellules osseuse ou origines systémiques). Lorsque la matrice est dégradée par les ostéoclastes, ces molécules sont libérées et peuvent agir sur les cellules ostéoformatrices. Ce système de relargage explique le couplage qui existe entre résorption et apposition osseuse. [1]

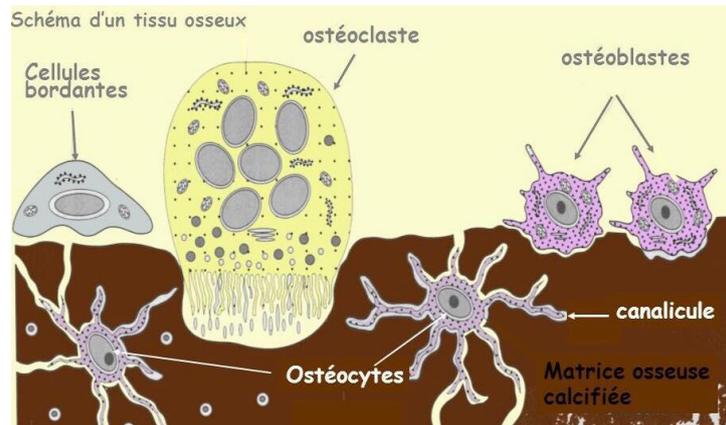


Figure 1 : Les cellules de tissu osseux. [3]

2. Architecture de tissu osseux

Sur le plan histologique, l'os adulte est constitué d'os lamellaire résultant de la disposition de différentes fibres de collagène dans deux lamelle contigüe, cette texture lamellaire confère à l'os sa résistance mécanique. La structure interne de l'os est organisée en quatre compartiments ; on distingue de l'extérieur vers l'intérieur :

- Le périoste
- L'os cortical
- L'endoste
- L'os spongieux

Spécifiquement au niveau de l'os alvéolaire on retrouve de l'extérieur à l'intérieur :

- Le périoste
- L'os cortical externe (os compact)
- L'endoste
- L'os intermédiaire ou central ou encore appelé os médullaire (os spongieux)
- L'os cortical interne (os compact)

2.1-Le périoste :

Le périoste, est une enveloppe externe fibreuse de couleur blanchâtre parfois jaunâtre qui entoure les os à l'exception des surfaces articulaires, des insertions tendineuses et ligamentaires et certaines zones comme la zone sous-capsulaire du col de fémur. (Burkitt et al. 1993). Il est très vascularisé. Son épaisseur varie selon la zone osseuse considérée ; épais au niveau des surfaces osseuses qui ne servent pas d'ancrages aux muscles, au niveau des surfaces cutanées ou sous-cutanées et fin lorsqu'il sert d'ancrage aux muscles [2, 4, 5].

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

Classiquement, on décrit au périoste deux couches:

La couche externe: ou périoste fibreux, d'encapsulation, non ostéogénique, elle recouvre les os en dehors des surface articulaires et renferme des terminaisons nerveuses nociceptives. Elle est constituée d'un réseau dense de fibres de collagène, de cellules plates de tissu conjonctif et des cellules adipeuses. Les fibres collagéniques des tendons et des ligaments se mêlent à celles du périoste et les traversent pour s'insérer sur le tissu osseux sous-jacent. [2]

La couche interne: porte le nom de périoste cellulaire. Elle adhère à l'os par l'intermédiaire des fibres de Sharpey ainsi que des vaisseaux sanguin et lymphatiques. Cette couche renferme des cellules souches progénitrices et fonctionnelles principalement les ostéoblastes et des progénitures responsable de la cicatrisation [6]. Elle est le siège d'ostéoformation et participe avec l'endoste à l'élaboration de la couche osseuse [7]. « Le potentiel **ostéogénique** du périoste est largement admis. En effet, il est une fonction ostéo-inductrice, ostéogénique et de revascularisation. La physiologie du développement le fait intervenir au premier plan dans la croissance diamétrale des os. De même, il occupe un rôle de premier ordre dans la consolidation des fractures. » [8].

Chez l'enfant : Il est épais, faiblement attaché à l'os sous-jacent, il permet l'accroissement en épaisseur de l'os par des dépôts successifs d'os lamellaire. Chez l'adulte : Il est mince et fermement attaché à l'os sous-jacent, dans ce cas son rôle est le maintien de capital osseux et son pouvoir ostéogène est réactivé en cas de traumatisme, de fracture, d'infection et de tumeur.

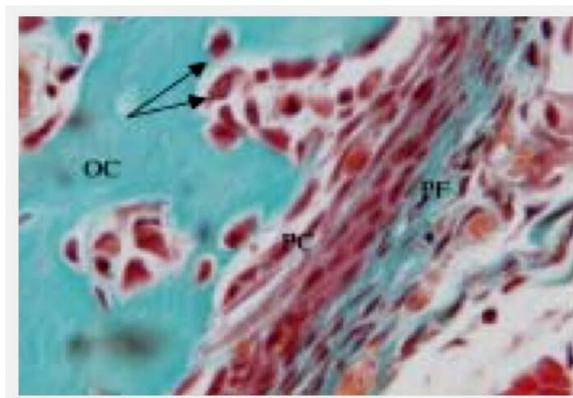


Figure2 :Micrographie d'une côte de lapin trichrome de Masson (x400). PF : périoste fibreux très vascularisé, riche en fibres de collagène et contenant des cellules petites et fusiformes. PC périoste cellulaire abritant les cellules ostéoprogénitrices. Les ostéoblastes actifs (→) sécrètent la matrice ostéoïde qui va rapidement se minéraliser. [2]

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

2.2- L'os cortical

Ou os basal, Il correspond à la partie compacte de l'os, il est minéralisé à 95 % .Il assure donc principalement un rôle mécanique et protecteur. Il est formé par la juxtaposition d'ostéons (système de Havers) qui occupent la quasi-totalité du volume osseux et de fibres de collagènes qui sont orientés formant des structures en lamelles centrés par un canal de Havers qui héberge des vaisseaux sanguins, lymphatiques et des structure nerveuses. Des canaux transversaux (canaux de Wolkman) relie les canaux de Havers au périoste et permettent le cheminement des vaisseaux sanguins. [1, 9]

Au niveau de l'os alvéolaire on trouve deux corticales :

-Une cortical interne : appelée aussi lame cribliforme ou lame criblée ; elle est essentiellement discontinue, percée de pertuis : canaux de WOLKMAN qui permettent le passage d'éléments vasculo-nerveux. Elle permet l'ancrage des fibres desmodontales appelés fibres de SHARPEY. Elle est le siège de phénomène d'apposition-résorption au cours de l'ossification périostée lors de la croissance chez l'enfant [7].

- Une cortical externe : vestibulaire, linguale ou palatine. C'est une corticale osseuse dense qui poursuit celle de l'os basal. Entre ces deux corticales, il existe un os alvéolaire de soutien, formé de travées spongieuses. Appelée également table osseuse, interne du côté lingual et palatin, externe du côté vestibulaire.

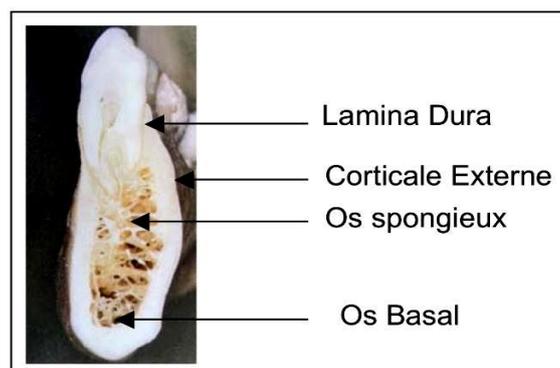


Figure3: Alvéole dentaire et os alvéolaire [10].

La table à une épaisseur très variable: plus épaisse à la mandibule qu'au maxillaire, de plusieurs millimètres au niveau molaire, elle devient parfois inexistante au niveau incisif par la réunion des corticales internes et externes. (CARRANZA, 1987).

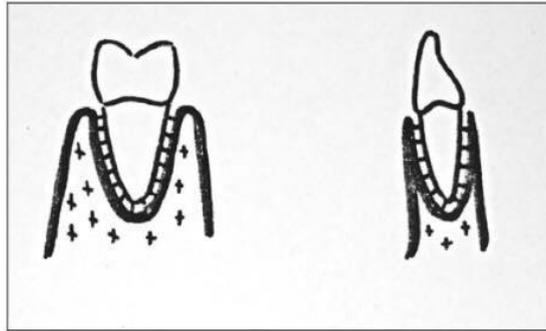


Figure 4 : Comparaison de l'épaisseur des tables osseuses entre une incisive et une molaire mandibulaire [10].

La partie du procès alvéolaire qui sépare deux dents adjacentes est appelée septum inter-dentaire. Il est constitué par un os spongieux bordé par les corticales internes et externes des dents proximales. Le sommet des procès alvéolaires forme la crête alvéolaire, arrondie ou effilée en lame de couteau, sa forme est calquée sur l'épaisseur de la table osseuse [10].

2.3- L'endoste :

Fine membrane conjonctive presque virtuelle. Tapisse l'os compact adjacent à la cavité médullaire (endossecortical), les travées osseuses d'os spongieux qui bordent la moelle osseuse (endoste trabéculaire) ainsi que les canaux de Havers (endoste ostéonien). L'endoste cortical et l'endoste trabéculaire sont en continuité et forment la limite interne de l'os. L'endoste ostéonien met en relation le périoste et l'endoste cortical via les canaux de Volkman. Ceci explique pourquoi l'endoste contient des cellules identiques à celles du périoste cellulaire. Par contre, l'endoste fibreux contient du tissu conjonctif lâche [2].

2.4- l'os spongieux

Appelé aussi os trabéculaire, sa partie minéralisée n'est que de 30%. L'os spongieux est composé de travées osseuses très fines, de forme plus ou moins aplatie formant un réseau d'interconnexion délimitant des espaces médullaires contenant de la moelle osseuse hématopoïétique ou graisseuse. Les travées forment ainsi un réseau tridimensionnel dont l'orientation est ajustée par les sollicitations mécaniques. L'unité de base est cette fois un héli-ostéon en forme de croissant ouvert sur la moelle. Etant donné le faible volume osseux, il existe une grande surface d'échange avec les espaces médullaires au niveau de l'os spongieux. Le rôle de l'os trabéculaire est donc d'avantage métabolique [1, 9].

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

Chez l'adulte le tissu osseux qu'il soit compact ou trabéculaire, a toujours une structure lamellaire. L'os réticulaire ou os immature ne s'observe qu'au cours de l'ossification primaire ; les faisceaux des fibres de collagènes y sont entrecroisés sans aucune organisation, la matrice extracellulaire est peu calcifiée. La durée de vie de ce type de tissu est courte et rapidement remplacé par un tissu osseux de type lamellaire, toutefois, dans certaines localisations (là où les tendons s'implantent), l'os réticulaire persiste [1].

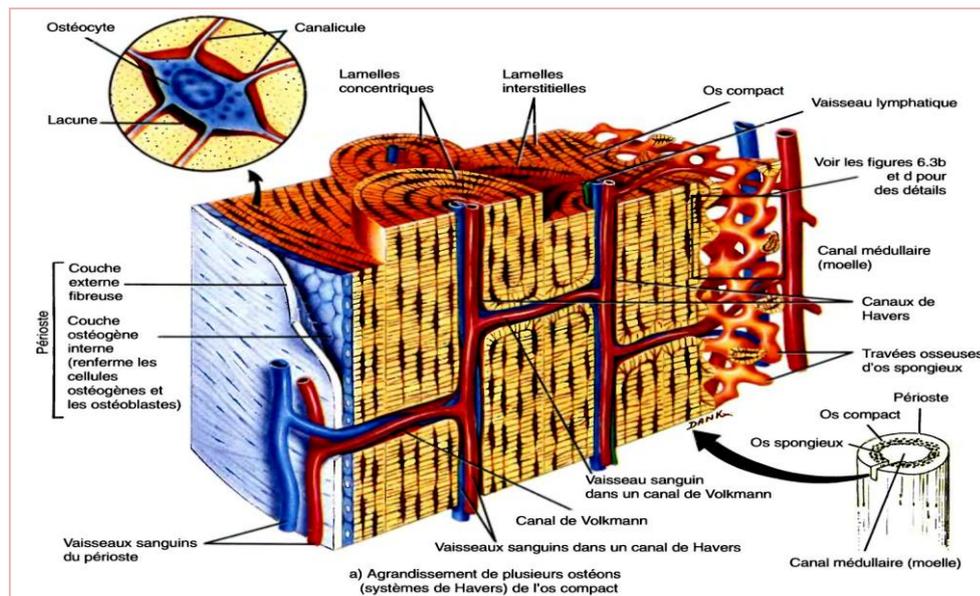


Figure 5 : Organisation du tissu osseux au sein de l'os alvéolaire (système Haversien) [11].

3. Physiologie du remodelage osseux

Que ce soit dans l'os compact ou trabéculaire, le tissu osseux est en constant renouvellement. Le remodelage osseux dans lequel s'intrique la résorption et l'apposition osseuse s'effectue grâce à des unités fonctionnelles de remodelage ou les ostéoclastes et ostéoblastes étroitement associées. Les activités métaboliques de ces deux populations cellulaires sont couplées dans l'espace et dans le temps [1]. Le mécanisme de renouvellement du tissu osseux est soumis d'une part à l'influence de facteurs endogènes dont les plus importants capables de moduler l'activité des cellules osseuses sont des facteurs hormonaux et locaux. Et d'autre part à des facteurs exogènes tels les contraintes mécaniques [12] où les ostéocytes agissent comme des cellules mécano-sensibles. En effet, ils captent les signaux mécaniques et seraient régulateur de la masse osseuse en agissant sur les cellules actrices de remodelage osseux (ostéoblastes et ostéoclastes) [13].

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

Le taux de remodelage osseux varie en fonction de l'âge et de type d'os (spongieux ou cortical) [14]. Tableau (1)

Âge	Taux de remodelage (%/an)	
	Os cortical	Os spongieux
Nouveau-né	300	300
1 an	105	105
5 ans	56	66
10 ans	33	58
15 ans	19	35
Adulte	3	18

Tableau 1: Valeurs références de remodelage osseux dans l'os cortical et spongieux [14].

L'os trabéculaire se renouvelle, chez l'homme cinq à huit fois plus que dans l'os cortical. Selon *Valentin et Streffer*, il est de six fois plus chez l'adulte (*Valentin et Streffer (2002)*). En effet, le taux de naissance des cellules actrices du remodelage osseux est plus important dans l'os trabéculaire que dans l'os cortical. Ceci explique pourquoi l'os trabéculaire se renouvelle plus que l'os cortical [12].

Un cycle de remodelage dure environs quatre mois chez l'adulte, la phase de formation étant plus longue que celle de la résorption.

Ainsi la séquence de remodelage est la suivante : Activation-Résorption-Inversion-Apposition-Quiescence.

-Phase d'activation : initie le processus de remaniement. Sous l'effet des facteurs ostéo-résorbants hormone parathyroïde, vitamine D3 et prostaglandine (PgE2), les cellules bourdantes se rétractent et libèrent l'accès aux ostéoclastes à la surface osseuse.

-Phase de résorption : à lieu grâce aux ostéoclastes devenus actifs qui se fixent à la matrice sur le lieu de résorption et la phase de résorption commence. Elle s'effectue en deux étapes successives :

- La dissolution de la phase minérale par acidification de compartiment de résorption.
- La dégradation de la matrice organique sous l'action des enzymes protéolytiques lysosomales. Ce processus laissant une chambre de digestion étanche ou lacune de Howship.

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

-Ensuite, c'est une **phase d'inversion**. Quand les ostéoclastes ont fini de creuser une lacune, ils meurent par apoptose et sont remplacés par des macrophages qui lissent le fond de la lacune.

-Puis c'est une **phase d'apposition** : elle comporte deux temps, au cours desquels les ostéoblastes jouent un rôle majeur :

- La production de la MEC par les ostéoblastes sous l'action de plusieurs hormones notamment les œstrogènes, les endogènes, la vitamine D et de nombreux facteurs de croissance tels FGF2, TGFbeta, IGF et les BMP agissant dans le sens de l'apposition.
- La minéralisation de la MEC : se fait grâce aux phosphatases alcalines, ostéoclasie et vitamine D.

-Enfin, la **phase de quiescence** qui est un état de veille qui dure jusqu'à la nouvelle phase de remodelage dont le déclenchement peut être d'origine mécanique, systémique ou locale [1].

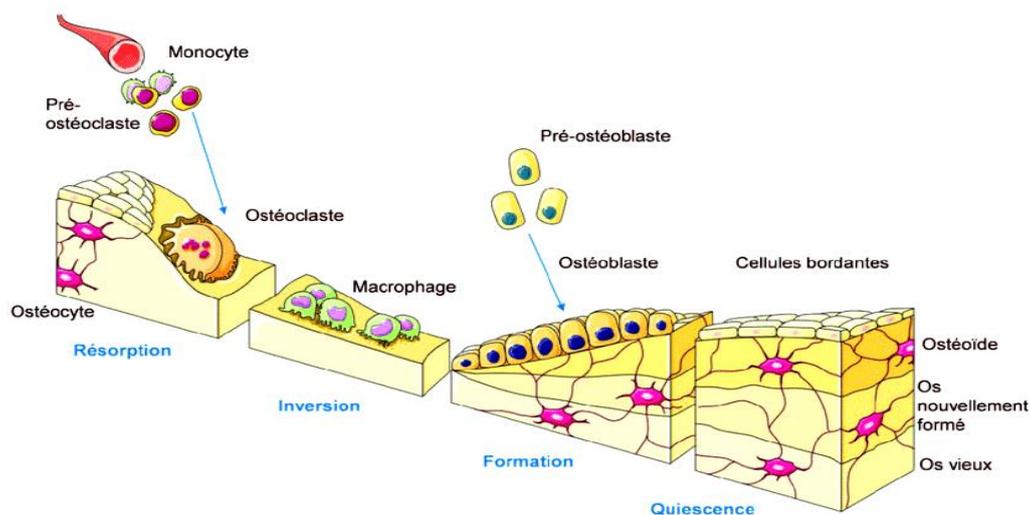


Figure 6 : Cycle physiologique du remodelage osseux [16].

4. Capital et perte osseuse

Pendant l'enfance la croissance et le remodelage coexistent alors que chez l'adulte seul le remodelage persiste. Jusqu'à l'âge de 20ans, la masse osseuse augmente progressivement, à cet âge le capital osseux est constitué ; il est stable pendant quelques années, l'ensemble de taux d'apposition-résorption reste constant permettant la conservation de la masse osseuse mais le processus de remaniement n'est pas uniforme, chaque année un homme adulte renouvelle 25% de son os trabéculaire et 4% de son os cortical puis diminue

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

lentement avec l'âge, chez la femme comme chez l'homme, le mécanisme de destruction osseuse l'emporte [10, 1, 15].

5. Considération anatomique et neuro-vasculaire [17]

5.1-Le maxillaire :

Il constitue la pièce principale du massif facial. Le maxillaire s'articule avec tous les autres os de la face. Il est creusé d'une cavité ; le sinus maxillaire, et contribue à limiter les fosses nasales en dehors, les cavités orbitaires en bas et la cavité buccale en haut, et à supporter les dents.

5.1.1- Description anatomique

Le maxillaire. Un os pair, en s'articulant avec son homologue il forme l'arcade dentaire supérieure.

En forme de pyramide triangulaire à sommet latéral tronqué, il présente :

- Trois faces : supérieur, postéro-externe ptérygo-maxillaire et antérolatérale jugale.
- Une base interne qui porte l'apophyse palatine et forme la paroi latérale des fosses nasales.
- Un sommet externe tronqué.

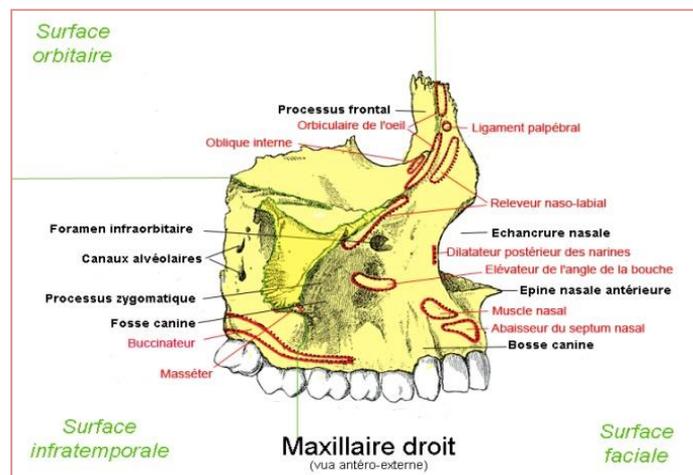


Figure 7 : Vue antéro-externe du maxillaire droit [17].

5.1.2- Vascularisation

La vascularisation du maxillaire dépend d'un apport double, externe et interne, anastomosé au niveau de la muqueuse palatine par les rameaux osseux des artères sous-orbitaire, jugale et palatine postérieure.

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

- L'apport externe est assuré par l'artère orbitaire, l'artère jugale, l'artère sphéno-palatine et l'artère palatine postérieure.
- L'apport interne est assuré par les artères sous-orbitaires, jugales, antéro-alvéolaire et sphéno-palatine.

5.1.3- Innervation

L'innervation est assurée par le système trigémino-sympathique, le nerf dentaire, le nerf sous orbitaire et le nerf maxillaire.

5.2-La mandibule

La mandibule est un os impair et symétrique qui constitue à lui seul l'étage inférieur de la face et forme l'arcade dentaire inférieure, c'est le seul os mobile de la face.

5.2.1- Description anatomique

La mandibule est composée d'un corps et de deux branches montantes latérales ;

-Le corps est incurvé ; en fer de cheval et ouvert en arrière. Il présente :

- Deux faces : latérale et antérieure
- Deux bords : un bord supérieur est creusé d'alvéoles et un bord inférieur très épais

-Les branches montantes, se détachent de chaque côté de l'extrémité postérieure du corps. Elles présentent, sur leurs faces internes, l'entrée du canal dentaire inférieur ou canal de Spix qui livre passage aux nerfs et vaisseaux inférieurs.

Le bord supérieur correspond à l'apophyse coronoïde et au condyle autour duquel s'insère la capsule articulaire temporo-mandibulaire.

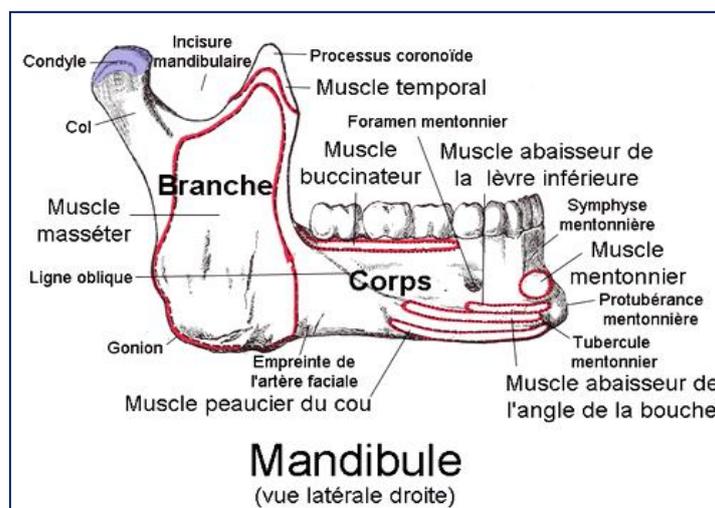


Figure 8: Vue latérale droite de la mandibule [17].

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

5.2.2- Vascularisation

Tout comme le maxillaire la vascularisation mandibulaire est assurée par un double apport externe et interne. -L'apport externe correspond au réseau périoste externe et interne formé par les artères sous-mental, massétérine, ptérygoidienne, faciale et linguale.

-L'apport interne correspond à l'artère du condyle et l'artère dentaire inférieure.

5.2.3- Innervation

L'innervation de la mandibule, est assurée par le nerf mandibulaire (3ème branche de trijumeau). Il est situé dans le canal mandibulaire, habituellement sous les apex des dents et il innerve principalement la mandibule. Le canal mandibulaire a pour point de départ le foramen mandibulaire, situé environ à 2cm en arrière et 1cm au-dessus de la couronne de la dent de sagesse inférieure. Il suit un trajet incurvé depuis le foramen mandibulaire, à égale distance des corticales de l'os compact vestibulaire et lingual. Entre la première et la deuxième prémolaire le canal s'incurve vers le rebord vestibulaire. Son émergence est appelé foramen mentonnier. A ce niveau débute le canal incisif qui est le prolongement du canal mandibulaire. Situé au centre de l'os lamellaire, il contient les nerfs et vaisseaux des canines et incisives.

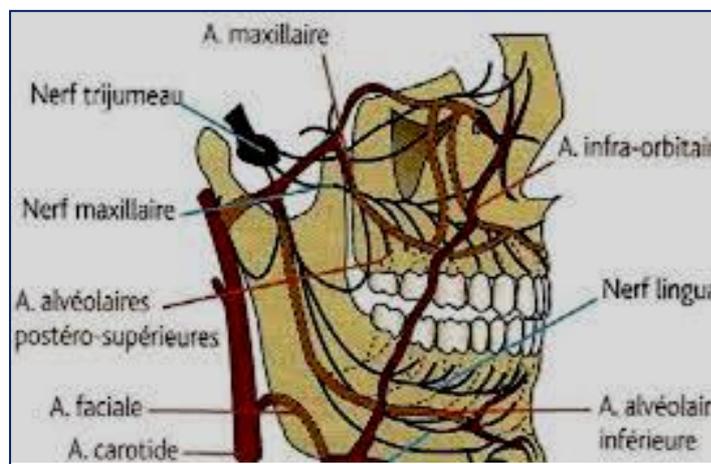


Figure 9 – Vascularisation et innervation maxillaires et mandibulaires [18].

6. La croissance maxillaire et mandibulaire

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

Les maxillaires et la mandibule résultent d'un processus de formation impliquant le premier arc branchial et le bourgeon naso-frontal. Cette formation accompagne celle d'un certain nombre de cavités destinées à alléger les structures maxillaires par des sinus cloisonnés ; L'os maxillaire se forme autour des fosses nasales, des cavités orbitaires et de la cavité stomodéale. Pour l'essentiel, il s'agit d'un processus d'ossification de membrane sauf au niveau condylien de la mandibule qui résulte d'une ossification endochondrale.

6.1-Le maxillaire

Le maxillaire est très déformable comparé à la mandibule et sa croissance dépend de son environnement. On distingue la croissance suturale, la croissance des unités squelettique et les phénomènes d'apposition/résorption.

-La croissance suturale qui découle directement des mouvements qu'il réalise au cours de son développement :

- Sens antéropostérieur : migration mésiale et une rotation antérieure de maxillaire.
- Sens vertical : allongement vers le bas
- Sens transversale : étroitement liée à la croissance transversale des fosses nasales et des arcades dentaires en bas

-La croissance des unités squelettique : prémaxillaire et les arcades dentaires

Le prémaxillaire : s'accroît sous l'influence des différentes forces qui sollicitent les sutures incisivo-canine et inter-incisives.

Les arcades dentaires : représentés par les dents, l'os alvéolaire, le parodonte ainsi que les éléments dento-formateurs. Ils subissent des modifications au cours de la mise en place de différentes dentures.

-Phénomènes d'apposition/résorption : ils se font d'une manière inhomogène. La résorption prédomine à la face antérieure du maxillaire et résulte par la pression musculaire induite par sa rotation antérieure. L'apposition prédomine au niveau des tubérosités, palatine et des procès alvéolaire ou elle est particulièrement active lors de l'éruption dentaire.

5.2-La mandibule

Au cours de la croissance mandibulaire post-natale, on distingue la croissance modelante et la croissance condylienne.

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

-La croissance modelante : assurée par les phénomènes d'apposition/résorption aboutissant à un accroissement en largeur. La croissance en longueur assurée par l'allongement du corps et recul du Ramus et la mise en place des différentes dentures.

-La croissance condylienne : seul cartilage persistant après la naissance. Il permet l'accroissement en hauteur des branches montantes libérant ainsi un espace où développent les procès alvéolaires [19].

Partie 2 : Biomécanique orthodontique et concepts (notions) d'ancrage

1. Les mouvements orthodontiques

1.1-Définition

Les mouvements orthodontiques, sont définis comme étant un déplacement à travers l'os alvéolaire d'une dent ou un groupe de dents sur une certaine distance sous l'effet d'une force appliquée. La dent se déplace avec son parodonte. Il n'y a pas création mais transfert d'os ; tout ceci sans dommage pour la dent et les tissus de soutien [19]

1.2-Biomécanique orthodontique

La biomécanique orthodontique est caractérisée par la force orthodontique ; celle-ci est définie selon quatre paramètres : l'intensité, la direction, le point d'application de la force et de rythme d'application, et par l'ensemble biologique ; c'est-à-dire la dent et son tissu de soutien en effet, « si l'on considère une dent in situ, il ne s'agit pas d'un corps libre, mais d'un solide hétérogène, anisotrope, constitué par la dent, le desmodonte et l'os alvéolaire environnant ». Lors de la biomécanique orthodontique on définit à la dent une caractéristique mécanique, c'est le centre de résistance. Par définition, **le centre de résistance** (ou centroïde) d'une dent dans son alvéole est le point à partir duquel un système de forces appliquées produit un déplacement en translation pure. La situation du centre de résistance est fonction de la longueur, forme des racines dentaires, la hauteur de l'os alvéolaire et sa densité [19].

En biomécanique orthodontique on parle aussi du **centre de rotation**, celui-ci est le point autour duquel tourne un solide si on lui applique une force qui ne passe pas par son centre de résistance : il est dépendant du système de forces. A la différence du centre de résistance, le centre de rotation n'est pas obligatoirement situé à l'intérieur de la dent et sa

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

position par rapport au centre de résistance détermine le type de mouvement obtenu. On parle de centre instantané de rotation car il varie avec le déplacement dentaire et la désactivation du système orthodontique [20].

1.3-Réponse biologique aux déplacements dentaires

Lorsque nous exerçons une force orthodontique, celle-ci transmet des pressions au niveau du desmodonte qui induit une réponse biologique au niveau du ligament desmodontale. A contrario, aucun déplacement n'est possible sans desmodonte (dent ankylosée, dent réimplantée par exemple) [19].L'adaptation progressive et le retour à une situation d'équilibre s'effectuent grâce à des remaniements osseux. Deux phénomènes se produisent :

-modification de métabolisme osseux, les contraintes subies par l'os alvéolaire génèrent des courants éclectiques (phénomènes de piézoélectricité).

-La compression/extension subie par les diverses zones de ligament engendre des compressions des vaisseaux sanguins et des fibres ligamentaires/dilatation des vaisseaux sanguins et extension des fibres ligamentaires. Au bout de quelques heures on observe une activité ostéoblastique inductrice d'apposition dans la zone d'extension et une activité ostéoclastique inductrice de résorption dans la zone de compression, le remodelage osseux commence, un néo alvéole se forme [21].

FONTENELLE montre que le déplacement dentaire peut s'effectuer selon deux modalités :

- Soit au travers de l'os de soutien en contact avec la dent : résorption directe
- Soit plus en périphérie, au niveau cortical : résorption indirecte.

Cette dernière modalité permet à la dent de se déplacer par apposition périostée dans une zone où l'os alvéolaire avait disparu [20].

La zone acellulaire ou zone hyaline :

Au niveau des zones soumises à de fortes pressions,se produit schématiquement un arrêt de la circulation sanguine et une disparition des éléments cellulaires. C'est la hyalinisation. Elle débute au bout de 36 heures et dure en moyenne 12 à 15 jours, pendant lesquelles aucun mouvement n'est perceptible [19].

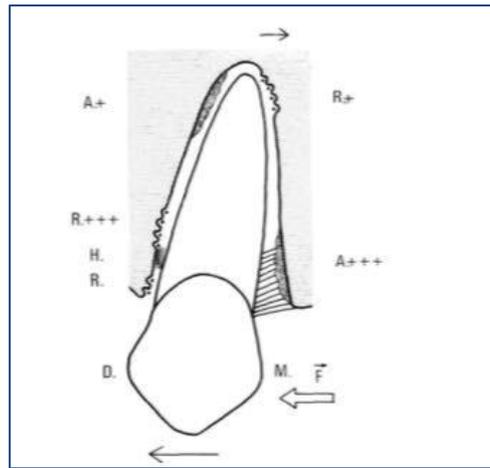


Figure 10 : Situation des zones d'apposition et de résorption au cours d'une version coronaire distale d'une canine supérieure (d'après REITAN) A= apposition R= résorption H= hyalinisation [19].

Le déplacement dentaire peut s'effectuer à tout âge, mais sans être sans risque, l'âge, l'ensemble biologique ; l'intensité et le rythme d'application de la force sont des facteurs intrinsèques et extrinsèques influençant le mouvement dentaire.

1.4-Les différents mouvements orthodontiques

A chaque type de force exercée correspond un mode de déplacement dentaire [19]. Les mouvements provoqués, concernent les trois ordres et les trois sens de l'espace [22] :

1.4.1- Ingression

Mouvement de deuxième ordre pouvant être associé à des mouvements de torque. Il consiste à enfoncer la dent dans l'alvéole. Ce mouvement vertical conduit à diminuer la hauteur de la gencive attachée et à augmenter l'épaisseur osseuse, il n'est favorable de point de vue parodontal que si la gencive attachée est de bonne qualité. C'est le mouvement de choix dans le traitement des supraclusions incisives par supra-alvéolie antérieure.

1.4.2-Egression

Mouvement de même ordre que le mouvement d'ingression mais dans le sens opposé à celle-ci, il consiste donc à ramener la dent en dehors de l'alvéole. Ce mouvement augmente la hauteur de la gencive attachée et diminue l'épaisseur osseuse par un phénomène de résorption périostée. Il peut ainsi représenter un danger dans le cas de corticale fine en

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

particulier au niveau symphysaire. C'est le mouvement utilisé pour tracter une dent incluse ectopique.

1.4.3-Version

Ces mouvements appartiennent au troisième ordre, sont des déplacements de sens sagittal dont les conséquences sur le sens vertical sont à contrôler. Ils permettent les redressements axiaux radiculaires et réclament une stratégie et un contrôle biomécanique. Ils correspondent soit à une version coronaire (la dent se déplace de côté opposé de la force) soit à une version radiculaire, ou effet de torque (seule la racine se verse).

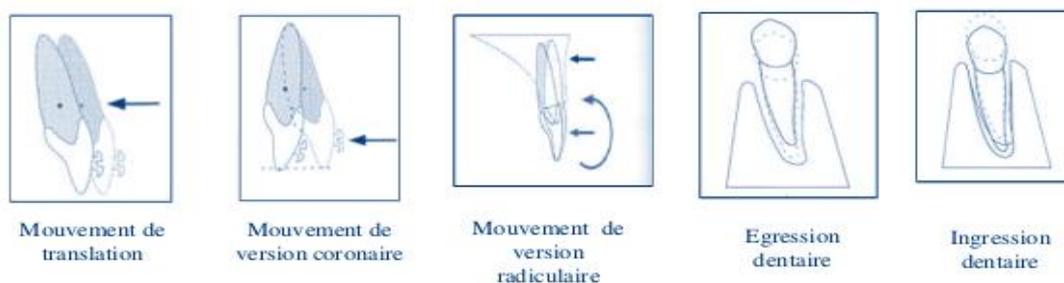


Figure 11 : A chaque type de force exercée correspond un mode de déplacement dentaire [23].

1.4.4-Rotation :

Il existe deux types de mouvements de rotation : une rotation axiale (autour de l'axe de la dent), ou une rotation marginale (autour d'un axe excentré)

2. Notions d'ancrage en orthodontie

2.1- Définition :

L'ancrage, est un dispositif de fixation d'un corps, il correspond à un point d'appui. A l'origine de terme de marine, la mise à l'ancrage rend le bateau capable de résister aux forces des courants et des marées [24]. Le Petit Robert le désigne comme « L'action d'attacher à un point fixe » [25]. Or, en biomécanique orthodontique, il n'existe pas de point fixe dentaire, toute dent se déplace physiologiquement même sans intervention thérapeutique, c'est la notion de dérive mésiale physiologique. Ainsi l'ancrage est considéré comme la résistance d'une unité dentaire au déplacement. Dougherly parle de « résistance to mouvement + distance to move » décrivant la dualité de l'ancrage : à la fois résistance et distance [20].

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

La société française d'orthopédie dento-faciale stipule que l'ancrage est considéré comme un élément stable ou fixe pouvant servir de point d'appui lors de l'application de système de forces. Cette définition permet de réunir les unités dentaires d'ancrage et les dispositifs intra et extra oraux utilisés pour renforcer l'ancrage, c'est la résistance stable de trinôme de Névrezé [26].

Ainsi pour qu'une dent, un groupe de dent ou une arcade puissent servir d'ancrage donc de point d'appuis, la pression appliquée à l'os par l'intermédiaire de leurs racines doit être inférieur au seuil de multiplication ostéoclastique pour ne pas accélérer la résorption osseuse physiologique. Si l'ancrage est suffisant, le Corp. libre se déplace en direction de l'ancrage. Le solide reste stable [9].

2.2- Principes d'ancrage

2.2.1 - La troisième loi de Newton

« A toute action correspond une réaction d'intensité égale et de sens opposé ». Quelle que soit la thérapeutique mécanique orthodontique utilisée, appliquer une force sur une dent, un groupe de dents ou une arcade engendre une force de même intensité, de même ligne d'action, mais de sens opposé sur la structure d'appui.. Cette notion fondamentale permet de définir l'ancrage orthodontique : c'est la structure biologique sur laquelle est appliquée la réaction de la force considérée.

Cette réaction entraîne rarement des effets souhaités et l'on recherche le plus souvent la fixité des dents supports qui constituent l'ancrage [9].

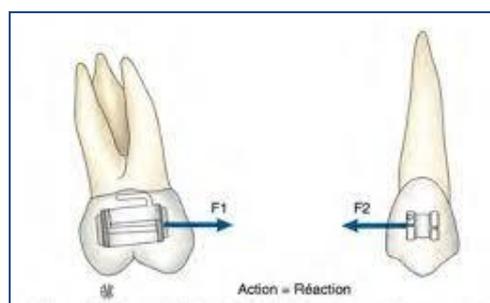


Figure 12 :Forces d'action et de réaction égales et de sens opposé $F1=F2$; la troisième loi de NEWTON [9].

2.2.2- Le trinôme de Névrezé

Dans une mécanique intra-arcade l'orthodontiste définit classiquement [21] :

-La résistance stable (RS) ou les dents d'ancrage, ce sont les éléments qu'il souhaite ne pas déplacer.

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

-La résistance mobile (RM) représente le point d'application et la résistance de la structure à déplacer.

-La force motrice FM responsable de déplacement dentaire

La règle de Névrezé dit que la force mise en œuvre par la thérapeutique doit être suffisante pour entraîner le mouvement de la résistance mobile ceci suppose à l'évidence que la résistance stable est beaucoup plus importante que la résistance mobile.

3 cas de figure possibles sont [9]:

- $RS = RM$

Si $FM < RS + RM$ - pas de déplacement

Si $FM > RS + RM$ -déplacement égale et symétrique

- $RS > RM$

Si $RS > RM > FM$ -pas de déplacement

SI $FM > RS > RM$ -déplacement double et inégale

Si $RM < FM < RS$ -déplacement désiré seul RM se déplace

- $RS < RM$

Si $FM < RM > RS$ - pas de déplacement

Si $FM > RS < RM$ -la dent d'ancrage se déplace

Si $FM > RM > RS$ - perte d'ancrage

-La dent déplacée mobilise l'unité d'ancrage, le contrôle mécanique est insuffisant, c'est le cas le moins favorable.

L'orthodontiste doit donc contrôler son système de force pour éviter les mouvements parasites et ce dans les trois sens de l'espace.

2.3- Les différents types d'ancrage

2.3.1 - L'ancrage naturel passif

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

Appelé aussi ancrage biologique ou passif, il est propre à chaque individu et il est constitué de la dent elle-même avec son tissu de soutien mais aussi de l'environnement musculaire intra et extra orale et de support osseux environnant capable de résister aux forces orthodontiques. Ce qui suppose donc des variations typologiques et morphologiques

2.3.1.1-Ancrage dent-parodonte : Il s'agit de l'unité biologique qui associe dent et parodonte.

2.3.1.1.1-Ancrage dentaire :

La valeur d'ancrage d'une dent est sa résistance aux déplacements [21]. L'estimation de cette valeur est donnée par :

- l'importance de sa racine caractérisée par sa surface et son volume. En effet, selon Freeman et Jarabak, la valeur d'ancrage augmente d'autant plus que la dent est large et courte avec des racines volumineuse qu'une dent fine et longue aux racines frêles.

Freeman a ainsi mesuré en 1965 la surface moyenne radiculaire de chaque dent pour quantifier l'ancrage. Puis Jarabak a attribué des coefficients d'ancrage à chaque dent.

L'imagerie 3D a permis d'objectiver le volume radiculaire en mm³ permettant une mécanique plus adaptée minimisant les effets iatrogènes.

	Maxillaire							Mandibule						
	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Surface Radiculaire En mm²(Freeman)	230	194	282	312	254	533	.	170	200	270	237	240	475	.
Volume radiculaire en mm³ d'après Nabbout-Faure	321	209	366	287	296	594	545	162	171	306	240	282	564	634
Coefficient d'ancrage de Jarabak	4	3	8	7	6	9	.	1	2	8	5	5	10	.
Coefficient d'ancrage d'après Nabbout-Faure	2	1.5	2.25	2	2	4	3.5	1	1	2	1.5	2	3.5	3.5

Tableau 2 : surface radiculaire moyenne de Freeman, coefficient d'ancrage de Jarabak, volume radiculaire moyen déterminé par cette étude et coefficient d'ancrage proposé pour chaque type de dents [20].

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

-Elle dépend également de sa position plus ou moins versée dans l'os alvéolaire (Théorie du piquet de tente) de TWEED.

-de rapport couronne /racine

-de type de déplacement : « il est par ailleurs évident qu'un déplacement d'égression-ingression sera plus aisé qu'une égression mesio-distale par exemple ; la prise en considération de la section radulaire perpendiculaire aux déplacements serai en toute rigueur une mesure plus adéquate » [21].

-l'occlusion : l'engrènement cuspidien s'oppose aux mouvements dentaires [20-21].

2.3.1.1.2- Ancrage parodontale :

Le tissu de soutien dentaire constitue un système d'ancrage biologique à la dent par l'intermédiaire de ligament desmodontale. Le cément aux moyens de fibres de Sharpey procure l'ancrage de la dent au chorion gingival. L'os alvéolaire par sa trame collagénique calcifiée apporte une certaine rigidité à l'ensemble, ce qui permet le calage de la dent, il assure aussi la fixation des fibres ligamentaires [27].

La valeur d'ancrage de chaque dent est, bien entendu en fonction de la dent elle-même mais aussi et surtout, de la quantité de résorption qui peut exister. « Chez les personnes atteintes de parodontopathies ou chez les adultes la réduction de volume osseux entraîne une diminution de la valeur d'ancrage » [22].

Les moyens d'ancrage conventionnels consistent donc à la solidarisation de plusieurs dents et par sommation de leurs coefficients d'ancrage on obtiendra une valeur d'ancrage de ces différentes composantes.

2.3.1.2- Ancrage musculaire

L'environnement musculaire intervient également dans cet ancrage passif. C'est la notion d'enveloppe fonctionnelle qui détermine le couloir dentaire de Château ; zone d'équilibre entre les pressions externes centripètes et internes centrifuges dans laquelle se positionnent naturellement les dents. L'ancrage musculaire est donc soumis à cet équilibre linguo-labio-jugal dans les 3 sens de l'espace [24] :

– Le rapport joues / langue régit le sens transversal, notamment le torque des secteurs latéraux.

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

- Le sens antéropostérieur dépend de l'interaction langue / lèvres : des lèvres inférieures minces et tendues s'opposent bien plus au mouvement linguo-vestibulaire des incisives inférieures que des lèvres atones.
- L'ancrage vertical, lui, est soumis aux forces masticatoires et donc aux muscles élévateurs.

Pour Langlade [26], la typologie intervient comme facteur modérateur ou renforçateur, dans la mesure où elle contrôle la densité osseuse, la puissance musculaire et donc les forces occlusales :

- Chez les sujets hypodivergents, l'os est plus dense, et les forces occlusales engendrées par les muscles assurent un ancrage naturel important dans les trois sens de l'espace.
- Chez les sujets hyperdivergents, cet ancrage naturel est faible.

2.3.1.3- Ancrage cortical

Cet ancrage est en fonction de la densité osseuse. Park, dans une étude fondée sur la densité osseuse a montré qu'une densité globale plus importante à la mandibule qu'au maxillaire, au niveau de l'os cortical qu'au niveau de l'os spongieux. A noter que la tubérosité présente des valeurs particulièrement basse tant pour l'os alvéolaire que cortical.

Au maxillaire, la région prémolaire présente la plus forte des densités et la tubérosité la plus faible.

A la mandibule, il existe une augmentation progressive de la densité osseuse de la région incisive (la plus faible) à la région retro-molaire (la plus forte) [22].

Selon Château, pour une même force on a 3 fois plus de déplacement dans l'os maxillaire que dans l'os mandibulaire. De plus, le turn-over est plus élevé dans l'os spongieux que dans la corticale osseuse [24].

2.3.2-L'Ancrage actif ou thérapeutique :

C'est l'ancrage mécanique produit par les dispositifs orthodontiques pour contrôler le déplacement des dents d'appui dans les 3 sens de l'espace. Cet ancrage a pour but de réduire au maximum la force de réaction qui s'exprime lors de l'application d'une force : c'est le contrôle de l'ancrage. Il utilise des moyens mécaniques différents mais dont le but est toujours le même : éviter le déplacement des dents d'ancrage.

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

Cet ancrage regroupe deux grands types de dispositifs :

2.3.2.1-Ancrage intra orale : il peut être intra- ou inter-arcade, on trouve des arcs avec des courbures anti-version ou anti-rotation avec des butés ou des stops, les renforts d'ancrage se font grâce à la ligature de plusieurs dents pour additionner leur valeurs d'ancrage grâce au arc palatins et linguaux, ou encore avec des élastiques.

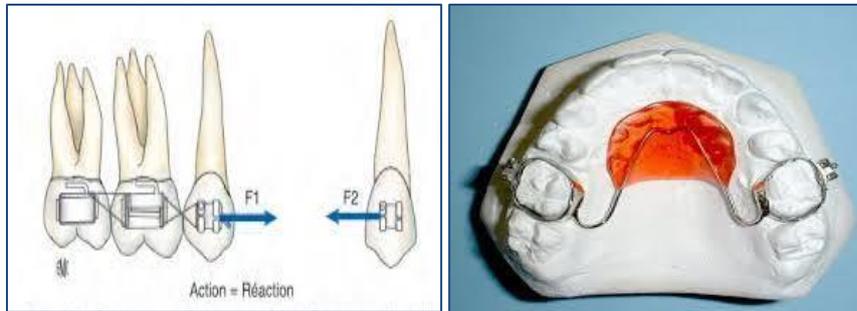


Figure 13: L'ancrage intra oral : A droite ; renfort d'ancrage, solidarisation par ligature en 8. A gauche, arc de Nance [9].

2.3.2.2- Ancrage extra orale : Ces dispositifs prenant appui en dehors de la cavité buccale, il n'existe pas de forces réciproques créées au niveau de l'arcade dentaire. La force est appliquée grâce à un casque ou une bande qui prend appui sur la nuque ou le crane. (Masque de Delaire, fronde mentonnière...)



Figure 14 : L'ancrage extra oral.

3. Intérêt de contrôle de l'ancrage en ODF:

Le contrôle de l'ancrage est une nécessité. Il joue un rôle primordial dans la thérapeutique. Il désigne la capacité à maîtriser les mouvements dentaires parasites. C'est un facteur clé de la qualité d'un traitement. Sa gestion étant indispensable pour atteindre les objectifs fixés. Il aide à éliminer les mouvements dentaires indésirables rencontrés surtout

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

chez l'adulte chez qui on souhaite des mouvements très localisés à certaines dents et où les éléments dentaires restants ne doivent en aucun cas être déplacés.

Ainsi le praticien cherchera à optimiser le contrôle de l'ancrage par :

- La solidarisation par des fils passifs, plusieurs unités d'ancrage et chaque unité pouvant être reliée par des arcs linguaux ou transpalatins ou l'association de l'arc de Nance + arc transpalatin.
- L'utilisation de bridges provisoires
- L'utilisation de plaque amovible dans des cas très particuliers
- Parfois l'utilisation des dents devant être extraites par la suite
- L'utilisation comme ancrage d'implant posé à but prothétique (implant ostéointégrés)
- L'utilisation des mini-implants d'ancrage [22].

4. Les limites des moyens d'ancrages traditionnels et des mouvements orthodontiques :

L'ancrage joue un rôle primordial dans la thérapeutique orthodontique comme nous l'avons montré dans le titre précédent. Cependant, le contrôle de l'ancrage est l'une des grandes difficultés de l'orthodontie car la maîtrise totale des effets parasites par des moyens purement orthodontiques est utopique [9].

Il existe des cas pour lesquels cette notion revêt un caractère tout particulier. L'ancrage peut être affecté lorsque les conditions locales étant parfois défavorables. C'est le cas lorsque le nombre de dents présentes est réduit suite à des extractions ou à des agénésies.

L'ancrage est également compromis lorsque les dents destinées à l'ancrage présentant un parodonte faible avec des corticales fines. Cette configuration est souvent rencontrée chez l'adulte dont l'ancrage naturel est souvent diminué en raison de nombre de dents réduit, crête alvéolaire résorbée avec une densité osseuse moindre. La maladie parodontale fréquente peut entraîner des mobilités plus ou moins importantes. Ces mobilités physiopathologiques vont avoir des répercussions importantes sur l'ancrage ainsi sur l'élaboration de système de force et risqueraient de perturber l'équilibre occlusal et fonctionnel préexistant [22].

Les techniques orthodontiques traditionnelles montrent leurs limites dans la gestion des effondrements postérieurs (ingression molaire et redressement molaire). Chez l'enfant et notamment chez l'adulte qu'il s'agisse du traitement proprement dit ou du maintien de ses résultats le contrôle d'ancrage dans les trois dimensions de l'espace est difficile notamment

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

dans le sens vertical. L'orthodontie traditionnelle montre ses limites dans l'amélioration faciale des patients présentant un excès vertical de l'étage inférieur, ceci en raison de la très grande difficulté à maintenir un ancrage vertical au niveau molaire. En effet, la plupart des mécaniques orthodontiques sont égressives et ont donc pour conséquence une augmentation irréversible de l'étage inférieur de la face [28].

Ce contrôle nécessite une mécanique compliquée, un appareillage plus encombrant. Ce qui n'est pas évident chez l'adulte chez qui les moyens mécanique de renfort d'ancrage sont difficiles à intégrer et souvent mal acceptés. En effet, un nombre croissant d'adultes souhaite un traitement orthodontique. Cependant une grande partie d'entre eux refusent le port du casque pour des raisons esthétiques et sociales [9].

5. Intérêt de l'ancrage squelettique

5.1-Définition

L'« ancrage osseux » ou « ancrage squelettique », est le support obtenu à partir de tissu osseux. Il ne sollicite donc pas les dents [29]. Cet ancrage est obtenu à l'aide de systèmes implantaires qui vont permettre de contrôler le déplacement dentaire et en assurer la fixation [9].

Parmi les dispositifs d'ancrage squelettique utilisés, on peut différencier deux catégories de dispositifs d'ancrage :

-Ceux supposés être ostéo-intégrés (implants prothétiques, implants rétro molaires, et onplants)

-Et ceux qui dépendent de la rétention mécanique ou stabilité primaire, dont les mini-plaques et les mini-implants [28].

L'objectif d'un ancrage squelettique est d'obtenir un ancrage absolu pour éliminer les mouvements dentaires parasites. Un ancrage absolu est défini par l'absence de mouvement de l'unité d'ancrage comme conséquence aux forces réactionnelles appliquées aux dents. Les systèmes implantaires sont donc considérés comme un ancrage absolu car ils procurent un ancrage stable qui ne subit pas de perte d'ancrage et n'ont donc pas de conséquences néfastes sur le traitement orthodontique [9].

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

La notion d'ancrage « absolu » avait été déjà étudiée à la fin du XXe siècle avec l'utilisation d'implants ou de dents ankylosées exploités comme ancrage orthodontique. Aujourd'hui, l'ancrage « absolu » est devenu temporaire avec l'apparition des mini-implants orthodontiques très pratiques, faciles à poser et à déposer [30]. Les nouvelles perspectives thérapeutiques qu'offrent l'alliance entre orthodontie et implantologie apparaissent donc très vastes et plus que jamais d'actualité.

Ces derniers constituent une véritable révolution en biomécanique orthodontique. Conçu spécialement pour des buts orthodontiques. Contrairement, aux implants, leur ostéointégration n'est pas nécessaire, il s'agit principalement d'une rétention mécanique, ce qui permet une mise en charge immédiate ainsi qu'une grande facilité de dépose [29]. *Liou et wang*, ont observé que sous la contrainte orthodontique les mini-implants non ostéointégrés pouvaient se déplacer légèrement contrairement aux implants ostéointégrés. Ils procurent donc un ancrage cliniquement stable mais pas immobile, mais cela n'affecte en rien leurs performance en tant qu'ancrage squelettique. Selon cette étude, aucune mobilité clinique, ni perte d'ancrage ou de mini-implants ne sont à déplorer [9].

L'ancrage squelettique peut être classifié en 2 types :

- L'ancrage direct : qui utilise exclusivement des implants pour obtenir les mouvements souhaités sans solliciter de dents ;
- L'ancrage indirect : qui utilise des implants pour renforcer l'ancrage dentaire préexistant

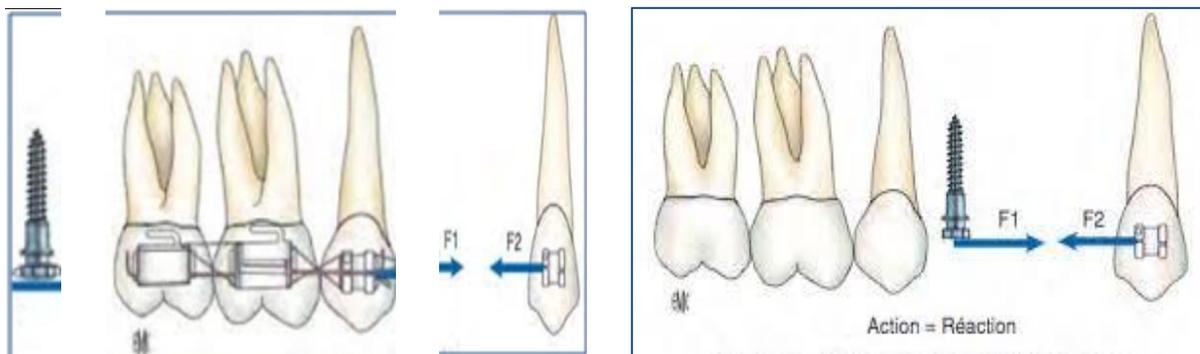


Figure15: Ancre indirect par mini-implant Figure16 : Ancre direct par mini-implant [9]

5.2-Impact sur le traitement :

Pour l'orthodontiste, l'ancrage orthodontique a toujours représenté un défi de taille à cause du déplacement des dents sous l'action des forces qui leurs sont appliquées.

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

Cependant, l'ancrage squelettique fourni par les mini-implants permet de contourner les difficultés posées par l'ancrage traditionnel, les dispositifs thérapeutiques ne prennent plus appui uniquement sur les dents. Les mouvements parasites sont donc moins nombreux, moins importants voir même inexistant. L'orthodontiste n'a plus besoin d'inclure dans son plan de traitement la préparation de l'ancrage dentaire et la correction des effets secondaires qui en découlent. Une diminution globale de temps de traitement est observée [31-32].

L'introduction des implants comme ancrage squelettique en orthodontie a changé l'amplitude des mouvements réalisables, mais aussi leurs approches pour gérer les différentes dysmorphies faciales, malocclusion ou les problèmes d'espace. En assurant un ancrage fixe, l'ancrage squelettique autorise la mise en œuvre de mouvements complexes difficilement envisageables avec un ancrage conventionnel, tel que l'ingression des dents postérieurs ou le déplacement simultané de toute une arcade. L'utilisation optimale des forces orthodontiques dans les différents plans de l'espace permet de réaliser tous les mouvements orthodontiques voulus, tout en réduisant la complexité de traitement et en simplifiant la biomécanique [33, 31, 32].

L'utilisation de l'ancrage squelettique ne change pas seulement la distance à laquelle les dents peuvent être déplacées, mais offre également plus d'options thérapeutiques pour le patient. Il permet en effet de masquer orthodontiquement une malocclusion, qui aurait normalement nécessité une correction chirurgical. Les mini-implants ont donc permis de déplacer les limites de techniques orthodontiques traditionnelle en rendant possible le traitement de certains cas qui étaient considérés comme impossibles autrement que par une procédure chirurgical. *De Vincenzo* a ainsi évité pour des patients dolychofaciaux une chirurgie d'impaction par la combinaison des mini-implants et de mécaniques d'ingression. En effet, par l'ingression des dents postérieurs ou de l'ensemble de la denture, la mécano thérapie peut changer indirectement la position de menton comme le ferait un repositionnement chirurgical du maxillaire [33, 34, 9].

5.3- Impact sur le patient :

La motivation des patients lors d'un traitement orthodontique peut-être altérée quand celui-ci est contraint à porter des dispositifs inconfortables et disgracieux tels que les forces extra orales, les barres palatines ou encore des élastiques inter- maxillaires. Ceci est d'autant plus vrai chez les adultes car ces auxiliaires orthodontiques sont contraignants, peu

Chapitre I : Notions fondamentales et rappels anatomiques

esthétiques et peuvent parfois constituer un obstacle à la vie social. Les forces extra-orales sont particulièrement mal acceptées par les patients car ces systèmes doivent être portés 12 à 18 heures par jour pour une période de 6 à 24 mois, nécessitant une coopération totale de leurs parts. Or, une faible coopération peut provoquer des effets indiscernables ou compromettre le résultat final de traitement [9].

Les mini-implants apportent une nouvelle alternative à ces systèmes. Leur position intra-buccale les rend invisibles, plus confortables et leurs efficacités est totalement indépendante de la coopération de patient. L'objectif final est atteint très rapidement et le traitement est bien mieux vécu par le patient.

**CHAPITRE II : DESCRIPTION DES MINI-
IMPLANTS ET ETUDE DE MATERIAUX : ACIER
ET TITANE**

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

Durant ces dernières années, les mini-implants ont connu une évolution pertinente sur le marché afin de satisfaire toutes les situations cliniques, on y trouve plusieurs choix de mini-implant chacun est caractérisé par son matériau, son design et ses dimensions.

Pour chaque cas, le praticien doit porter son choix en respectant ces caractéristiques, à titre d'exemple :

-Pour une durée d'utilisation longue, le choix se porte vers les mini-implants en acier car ils ne s'ostéointègrent pas contrairement au titane.

-Le design de la tête est guidé par les mouvements orthodontiques recherchés.

-Les dimensions (longueur, diamètre...) sont choisies en fonction des exigences anatomiques.

Pour cette raison, le praticien doit disposer d'une formation de qualité en titre des mini-implants afin de pouvoir poser son indication.

1. Historique

Avec les limites et les inconvénients qu'à représenter l'ancrage orthodontique conventionnel, les cliniciens ont donc recherché un autre type d'ancrage permettant de s'affranchir de ces facteurs et se sont tournés vers l'ancrage squelettique.

Historiquement, les mini-implants dérivent des vis d'ostéosynthèse utilisées en chirurgie maxillo-faciale. C'est en 1945 que Gainsfoth et Higley [35] lancent le concept de composants en métal vissés pour augmenter l'ancrage orthodontique. Ce sont les premiers mini-implants intra-oraux en Vitallium qui ont été testés chez le chien. Les auteurs ont alors obtenu un déplacement dentaire en utilisant l'os basal. Plus tard, en 1983 Creekmore et al [36] ont présentés un premier cas d'ingression d'incisives maxillaires réalisé à l'aide de vis chirurgicales. Ils obtiennent un mouvement de 6 mm et un torque de -25.

Parallèlement à ce concept d'ancrage en acier, Bränemark introduit en 1969, la notion d'ostéo-intégration, de là, s'est développée l'utilisation des implants ostéo-intégrés dans le cadre de traitement ortho-prothétiques. Chez les patients partiellement édentés, ces implants servent à la fois d'ancrage orthodontique et de piliers prothétiques [37]. Ils présentent cependant deux inconvénients majeurs ; la nécessité de disposer d'une crête édentée compatible et le respect de délai d'attente indispensable à l'obtention de l'ostéo-intégration.

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

Au milieu des années 1990, sont apparus de nouveaux dispositifs d'ancrage palatin placés sur la suture (Onplant®, orthosystem®). Ces systèmes, décrits par block et al [38] et Wehrbein et al [39] comportent un protocole chirurgical relativement complexe et nécessitant une interface ostéo-intégrée.

Par la suite, les travaux de recherches sont orientés vers des systèmes moins invasifs, moins coûteux, temporaires et donc ne nécessitant pas d'ostéo-intégration. Ainsi, Kanomi [40] en 1997 est l'un des premiers auteurs à avoir utilisé les mini-implants comme ancrage orthodontique exclusif pour obtenir un mouvement d'ingression. Moins d'une année après, Costa présente une étude préliminaire sur l'intérêt de l'utilisation des mini-implant titane en orthodontie de 8 mm de long et 2 mm de diamètre avec une tête simulant une attache de .022 x .028. L'étude réalisée sur des crânes secs de singes à l'aide de la méthode des éléments finis [41].

Depuis, de nombreuses études ont été effectuées afin d'élargir les indications et d'améliorer ce système d'ancrage. L'intérêt des praticiens pour l'ancrage osseux est alors exponentiel comme en témoignent le nombre d'articles le nombre de nouveaux auteurs ou encore l'amélioration du niveau de preuve [24]. (fig.17)

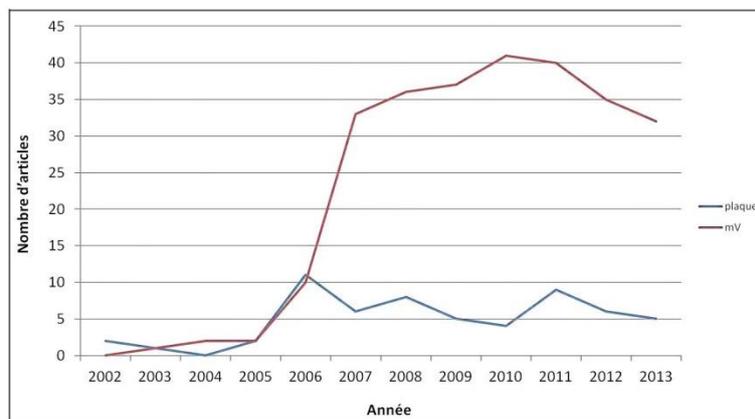


Figure 17: Evolution du nombre d'articles sur les mini-implants et les mini-plaques [24].

Durant toutes les années 2000, on assiste donc à la sortie de multiples systèmes tels que celui de Gray et Smith (MTI®) en 2000, celui de Melsen (Aarhus®) en 2001, les Spider Screws® de Maino en 2003, le MIA® de Park en 2002 suivi de L'Omas® de Cheng en 2003. Il faut attendre 2002 pour qu'un système en acier chirurgical voie le jour, il s'agit du mini-implant Léone®(Léone), puis c'est le mini-implant Ancora® (Serf) en 2004. Aujourd'hui,

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

elle est rejointe sur le marché par le mini implant Ortho bone screw depuis 2015 (Tableau 3) [42] :

Nom commercial du système	Matériau	Dimensions (en mm)	Année
« Spider screw » (Giuliano, Mura et Bednen 2005)	Titane pur	Longueurs 6/8/10 et 7/9/11 Diamètres 1,5 à 2	1999
«Aarhus» (Melsen et Verna 2005)	Alliage titane	Longueurs 9 à 12 Diamètres 1,5 à 2	1999
« Imtec » (Herman et Cope 2005)	Alliage titane	Longueurs 6/8/10 Diamètres 1,6 ou 1,8	2005
« AbsoAnchor » (Darqué EtElouze 2007)	Alliage titane	Longueurs 6 à 12 Diamètres 1,3 à 1,8	2005
«Leone» (Darquet Elouze2007)	Acier chirurgicale	Longueurs6/8/10/12 Diamètres 1,5 à 2	2002
«Ancora» (Matossian, Filippi et Le Gall 2008)	Acier chirurgical	Longueurs 8/ 10/ 12 Diamètre 2	2004
« Ortho Bone Screw » (Chris Chang)	Acier chirurgical	Longueur Diamètre 2	2015

Tableau 3 :Les différents systèmes de mini-implants commercialisés et leur année d'édition [42].

2. Définition

Les mini-implants sont des dispositifs d'ancrage squelettique temporaire (de 4 à 12 mois) au maxillaire ou à la mandibule, permettant des mouvements orthodontiques de type mésialisation, distalisation, ingression, égression, et inclinaison [29].

3. Terminologie

De nombreux termes sont rencontrés dans la littérature : mini-vis, mini-implant, micro-vis, micro-implants, mini-implants orthodontiques, vis d'ancrage, etc.

Implants-vis, sont définis comme tout dispositif à l'intérieur d'un organisme.

Le terme « implant » peut se justifier également par la similitude avec les implants prothétiques vu les critères en commun : biocompatibilité, utilisation du titane et un certain degré d'ostéo-intégration.

Certains auteurs considèrent le terme « implant » inadapté, car traduisant mal le caractère temporaire du dispositif.

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

Dans la littérature anglo-saxonne, le terme le plus utilisé est « mini-screw implants » (mini-vis implantaire).

-Micro-mini : le terme « mini » est généralement retenu pour les diamètres de 1,5 à 2mm. En dessous de 1,5 mm, on parle de « micro-implant ».

-Enfoui-non enfoui : les mini-implants sont enfouis (avec ou sans tête, placés sus la muqueuse alvéolaire) ou non enfouis (la tête est exposé dans la cavité buccale)

-TAD'S-SAS : les américains ont pour leur part préféré désigner l'ensemble des ancrages orthodontiques par le terme « TAD'S » (Skeletal Temporary Anchorage Devices ou dispositifs squelettique d'ancrage temporaire).

-Le terme « SAS » (Skeletal Anchorage Systems ou systèmes d'ancrage squelettique) utilisé au Japon désigne les systèmes plus complexes de mini-plaques.

En réalité, la nature de l'interface os/implant (présence d'un certain taux d'ostéo-intégration pour les vis en alliage du titane) permet de retenir le terme « implant », le caractère temporaire étant évoqué par le préfixe « mini » ou « micro », ou par le qualificatif orthodontique [43].

4. Avantages et inconvénients de la technique d'ancrage avec les mini-implants

4.1. Avantages biomécaniques :

Sont multiples, on cite :

- Appareillage plus simple, système sectoriel
- Facilité de la pose et la dépose sous anesthésie local
- Insertion facilitée grâce à sa taille réduite, en de multiples sites de la cavité buccale pour répondre aux besoins thérapeutique et aux différents mouvements désirés
- Possibilité de mise en charge immédiate
- Meilleur contrôle dans les trois dimensions de l'espace, surtout dans le sens vertical qui est difficile à contrôler dans les techniques traditionnelles
- Meilleur contrôle de l'orientation du plan d'occlusion par l'élimination des effets parasites des tractions intermaxillaires par les élastiques ;
- Application de forces continues permettant d'obtenir des résultats plus rapides qu'avec un traitement d'orthodontie classique
- Simultanéité des phases thérapeutiques (par exemple : redressement molaire immédiat et nivellement des dents antérieures...)

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

- Traitement possible des cas difficiles[les malocclusions sévères (ANB sévère, hyperdivergence, DDM...)].

4.2. Avantages pluridisciplinaire

Les mini-implants d'ancrage permettront de dépasser les limites traditionnelles, en particulier chez l'adulte, en présence d'endements étendus, d'un support parodontal affaibli, ou pour réaliser des ré-ingressions molaires.

4.3. Autres

- Biocompatibles
- Confort du patient, efficace sans nécessité de coopération
- Temps de traitement plus court
- Prédicibilité et reproductibilité des résultats
- Coûts réduits par rapport aux traitements alternatifs
- Traitement plus esthétique et plus conservateur
- Ne nécessite pas d'étape laboratoire [28, 9].

4.4. Les inconvénients :

Sont peu nombreux mais ils prennent une marge non négligeable dans la thérapeutique orthodontique.

- Atteinte d'éléments anatomiques adjacents : sinus maxillaire, artère palatine descendante, nerf grand palatin, trou mentonnier...
- Blessure de racines dentaires
- Inflammation des tissus mous péri-implantaires
- Fracture du mini-implant [30].

5. Description des mini-implants

5.1 Parties constitutives :

Il existe actuellement de nombreux systèmes de mini-implants sur le marché. Quel que soit le fabricant, les mini-implants à usage orthodontique présentent tous la même conception macro-géométrique. Ils peuvent être de tailles et de formes différentes selon la marque. Ils sont coniques ou cylindriques et essentiellement cylindro-conique. Ils sont mis à disposition sous forme de kit d'utilisation avec tout le matériel nécessaire à sa pose et son retrait dans le

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

but de faciliter le travail du praticien. Les mini-implants présentent une géométrie comparable en quatre parties :

- La tête
- Le col ou chanfrein
- Le corps fileté
- La pointe

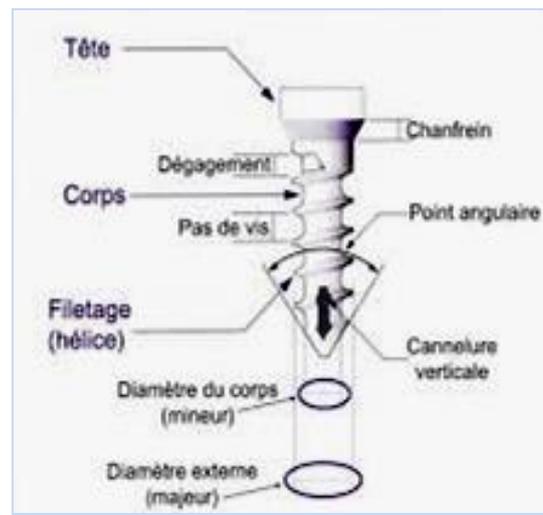


Figure 18 : composants d'un mini-implant [42].

La conception de ces parties doit répondre à des critères [29] :

- Mécaniques : obtention d'une stabilité primaire suffisante pour assurer l'ancrage
- Physiologiques : forme atraumatique pour les tissus mous et évitant l'accumulation de plaque bactérienne.
- Pratiques : protocole de mise en place chirurgicale simple, accessibilité de la connexion avec le système de traction.

5.1.1. La tête de mini-implant :

La tête est la portion de l'implant qui émerge de la cavité buccale. Elle sert de point d'application et de transmission de la force, ainsi à établir la connexion avec des dispositifs de traction tels que des ressorts, des ligatures ou des chainettes.

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

En fonction de sa confection, le système d'ancrage est direct ou indirect. Direct utilise exclusivement l'implant sans solliciter les dents [40]. Indirect consiste à employer l'implant pour stabiliser les unités dentaires d'ancrage [39]. Ainsi, elle conditionne la manière dont l'implant va pouvoir être utilisé comme ancrage. Deux grands types de têtes existent sur le marché [22] :

-Les mini-implants avec tête à contrôle tridimensionnel : la partie supéro-externe de la tête présente deux gorges comme une attache orthodontique et permet ainsi l'insertion d'un arc de section maximal. (fig 19 et 20)

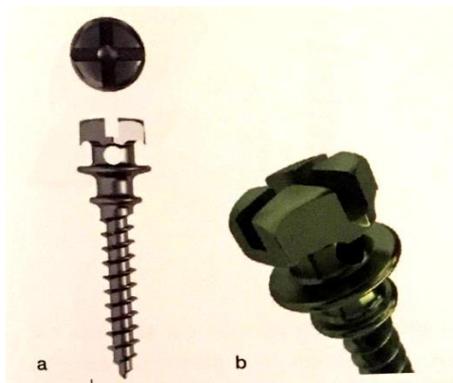


Figure19 :Mini-implant à tête bracket
(Teke-Ancotek) (Teke-Ancotek)

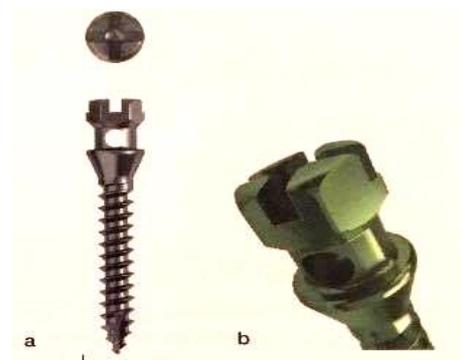


Figure20 :Mini-implant à tête cruciforme

-Les mini-implants à un seul point d'ancrage comme un trou, un bouton ou une gorge peuvent être utilisés avec une ligature pour empêcher des déplacements dentaires en maintenant la distance entre l'implant et la dent. (fig.21 à 23)

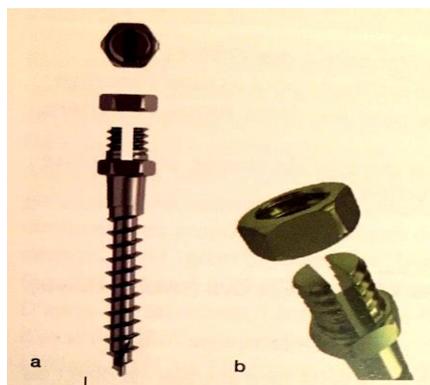


Figure21 :Mini-implant à tête écrou
(Teke-Ancotek)

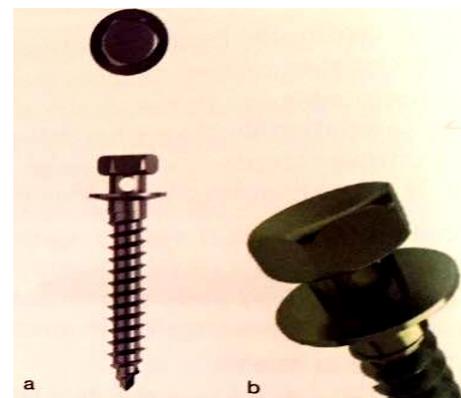


Figure22 :Mini-implant à tête plot
(Teke-Ancotek)

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

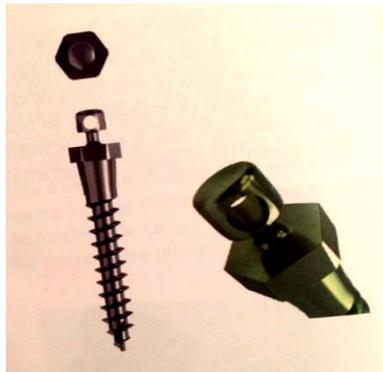


Figure23 : Mini-implant universel
(Teke-Ancotek) [29].

5.1.2. Le col

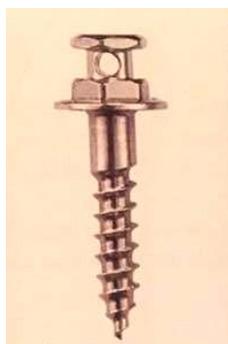
Le col correspond à la partie trans-muqueuse du mini-implant. Ce segment est parfaitement lisse afin de réduire le risque de rétention de la plaque dentaire. La longueur du col est variable en fonction de l'épaisseur de la muqueuse et du site d'insertion (fig.24(a)(b)).

L'herméticité de cette interface est indispensable pour éviter une colonisation bactérienne et une prolifération des tissus mous. Chez certains fabricants, le col peut présenter une forme de corolle ou une butée d'enfoncement pour réduire le risque de compression muqueuse lors de la mise en place (fig.25(c)).

Le taux d'échec des mini-implants d'ancrage est souvent dû à l'inflammation gingivale au niveau du col. De plus, lors de la dépose, la contrainte maximale se situe également à cet endroit. Le col de mini-implant donc est véritablement la partie la plus importante de ce système, il doit donc être extrêmement résistant [29, 22]



(A)



(B)



(C)

Figure 24: (A) : Mini-implant à col court (MIS®), (B) : mini-implant à col long (MIS®), (C) : mini-implant en forme de corolle (Ancora®- Serf) [29].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

5.1.3. Corps et pointe

5.1.3.1. Forme

La forme générale du corps est cylindrique, afin de réduire les risques de lésions osseuses lors du vissage il devient tronconique vers la pointe. Il est formé par un noyau entouré d'un filetage hélicoïdal. Sa section transversale détermine la résistance de mini-implant à la torsion. Cette résistance étant proportionnelle au cube du diamètre du noyau, une très petite augmentation de celui-ci peut augmenter énormément la solidité de mini-implant. Donc plus le diamètre du noyau est important, plus est faible le risque d'échec du à la fracture mini-implant pendant son insertion.

5.1.3.2. Pas de vis

Il est défini par l'espace compris entre deux spires adjacentes. Ces dernières constituent une partie très importante du corps de mini-implant car non seulement elles participent à la stabilité primaire de l'implant par la compression osseuse entre les spires mais aussi elles constituent un lieu de dispersion des forces en répartissant mieux les contraintes dans l'os quand les mini-implants sont mis en fonction (d'après Branmark). La forme de la coupe transversale, est tout aussi importante car elle influence les méthodes d'insertion et de répartition des contraintes. Le filetage dit asymétrique est le plus facile à insérer mais la répartition des contraintes est moins favorables, tandis qu'une forme trapézoïdale ou rectangulaire est d'insertion plus difficile mais assure une meilleure répartition des contraintes.

Les mini-implants peuvent être non taraudants, auto-taraudants ou encore auto-foraux en fonction du pas de vis et du mode d'insertion recherché :

- Les mini-implants **non taraudants** sont utilisés dans le cas où l'os cortical très dense, et ils conviennent dans l'os fin, comme le maxillaire. Leur mise en place nécessite au préalable la réalisation d'un pré-forage et un taraudage complet du site afin de créer le filetage.
- La forme **auto-taraudante**, possède un bord d'attaque cannelé associé à un pas de vis qui crée lui-même le filetage dans l'os au fur et à mesure que le mini-implant pénètre. Ce type de mini-implants ne requiert au préalable que la réalisation d'un avant-trou mais il provoque un traumatisme osseux plus important en raison de l'élévation de la température lors du forage.

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

-La forme **auto-foreuse** présente une pointe en tire-bouchon. Elle ne nécessite ni avant-trou ni taraudage du site préalable.

Une étude de Kim et Coll., montre que les mini-implants auto-taraudants provoquent un traumatisme plus important que ceux qui sont auto-foraux à cause de l'élévation de la température et les débris osseux produits lors de forage. La stabilité initiale est donc meilleure avec les mini-implants auto-foraux grâce à ces dommages osseux moins importants. Pour Chen et Coll., le taux du succès est plus importante dans le groupe de chiens avec des mini-implants auto-foraux (93%) que celui avec des auto-taraudants (86%), après la même mise en charge orthodontique. Ils ont mit en évidence un meilleur contact entre le tissu osseux et les mini-implants auto-foraux grâce à une formation osseuse de meilleure qualité et en plus grande quantité [29].

5.2. Nature et état de surface

Les matériaux constituant les mini-implants doivent être biocompatibles, non toxiques, aussi avoir des propriétés et une stabilité suffisante pour une utilisation orthodontique tout en étant facile à retirer. Ils sont donc soit en titane pur, soit en alliage de titane Ti_6Al_4V , soit en acier inoxydable chirurgical poli [29]. Depuis quelques années, l'utilisation des mini-implants en acier inoxydable se répand de plus en plus afin de faciliter la dépose de mini-implant. En effet, il semblerait que l'acier soit plus résistant aux tests de rupture que le titane [32].

En raison du caractère temporaire des mini-implants, l'ostéo-intégration n'est pas souhaité car elle complique la procédure de leur dépose donc on recherche uniquement une stabilité mécanique lors de l'implantation grâce au contact avec l'os qui entoure le mini-implant, on parle alors de fibro-intégration [22]. C'est pour cela, l'état de surface des mini-implants doit être lisse et donc pas la même que celui d'un implant. Cependant, certains auteurs ont mit en évidence la présence d'os néoformé à la surface de mini-implants après leur dépose.

La partie trans-muqueuse doit aussi avoir une surface lisse pour éviter l'accumulation de la plaque et favoriser l'accès à l'hygiène, ainsi éviter l'inflammation des tissus péri-implantaires pouvant conduire l'échec de ces ancrages squelettiques [29]

5.3. Mensuration

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

5.3.1. Longueur

La longueur de filetage est variable et généralement comprise entre 6 et 12 mm (fig.25). Une vis longue est indiquée en présence d'une corticale fine afin d'améliorer la stabilité primaire. A l'inverse, si la corticale est épaisse (2mm), un mini-implant court peut être utilisé.

Un ancrage intra-osseux de 10 mm est généralement recommandé. Cette longueur peut cependant être réduite en cas de proximité d'un obstacle anatomique ou en présence d'une corticale épaisse. Une analyse par éléments finis non linéaires a été réalisée sur des modèles bidimensionnels qui reflètent les conditions de l'interface os-implant immédiatement après implantation pour rechercher quels paramètres influencent la stabilité primaire (J.-S. Lee 2005). Il a été montré que la longueur des vis n'a que peu d'effet sur la répartition des contraintes, contrairement au filetage et au diamètre.



Figure 25: Mini-implants de longueurs différentes
(Teke-Ancotek) [29]

5.3.2 -Diamètre :

Aujourd'hui, l'ensemble des mini-implants ont un diamètre compris entre 1,2 et 2 mm. Un diamètre de 1,6 mm est recommandé (fig.26). Plus le diamètre est grand, plus la répartition des contraintes dans l'os cortical est favorable. Le faible diamètre a pour seul avantage une insertion plus aisée entre les racines, mais présente une moindre résistance à la fracture. Plusieurs auteurs recommandent l'utilisation de mini-implant de 1,8 ou 2 mm (Jolley et Chung 2007) (Darque et Elouze 2007) de diamètre et déconseillent l'utilisation de mini-implant en dessous de 1,3mm de diamètre. (J.-S. Lee, J. Kim, et al. 2008) [29].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane



Figure 26 : Mini-implant de diamètres différents

(Teke-Ancotek) [29].

5.4. Conditionnement

Les mini-implants sont proposés sous emballage stérile individuel conforme aux normes CE ou sous emballage individuel non stérile. Dans ce dernier cas, le praticien devra stériliser lui-même le mini-implant.

Les fabricants proposent des trousse auto-clavables comportent l'ancillaire auxquelles le praticien peut adjoindre un panachage de mini-implant configuré selon ses besoins (fig.27) [29].



Figure 27: Trousse autoclavable contenant des mini-implants
Sélectionnés par le praticien et l'ancillaire (MIS®)[29].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

Tableau récapitulatif des différents systèmes de mini-implants présent sur le marché.

	ANCORA ® SOF-GAC	THOMAS® Dentaurum	ORTHO IMPLANT 3MUnitek	DUALTOP Rocky Moutain	SPIDERSCRE W® Orthotech	ABSOANCHOR ® Dentos	ANCOTEC Teke	VECTORTAS ® Ormco
Matériau	AcierM25	Alliage titane	Alliage titane	Alliage titane	Titane pur	Alliage titane	Alliage titane	Alliage titane
Diamètre (mm)	2	1,6	1,8	1,4/1,6/2	1,5/2	1,3/1,5/1,6/1,8 /2,2	1,3/1,5/1,8/2 /2,2	1,4/1,5
Longueur (mm)	8/10 /12	6/8/10	6/8/10	6/8/10	7/9/11	5/6/8/10/12	6/7/9/11	6/8/10/12
Tête du mini- implant	Hexagonale	Hexagonale .022 Rainure Cruciforme Universelle	Hexagonale 0-CAP .030 Trou	Hexagonale .022 Rainure Cruciforme	Octogonale .022 Rainure Cruciforme .022 x .025 en tube	Hexagonale Petite, longue, Ronde, crochet, tête bracket ou Sans tête	Universelle tête bracket	Hexagonale
Conditio nnement	Stérilisé	Stérilisé	Stérilisé	Non stérilisé	Non stérilisé	Non stérilisé	Non stérilisé / Stérilisé	Stérilisé

Tableau4 :Principaux systèmes de mini-implants [43].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

6. Cahier de charge

Pour que les objectifs du traitement orthodontique soient atteints, il existe des impératifs auxquels les mini-implants doivent répondre qui sont au nombre de trois : mécanique, biologique, et économique.

6.1. Les impératifs mécaniques

Le mini-implant doit être conçu d'une manière à permettre :

- Une pose et une dépose aisée
- Une résistance mécanique suffisante en torsion pour éviter toute déformation et fracture du mini-implant
- Une résistance au cisaillement et à la flexion pour permettre d'éviter le phénomène de fatigue cyclique du matériau, notamment sous l'effet de forces lourdes
- Une stabilité primaire satisfaisante pour contrer les forces et couples de résistance et assurer ainsi l'ancrage
- Aussi, le col de mini-implant doit être d'une hauteur adaptée à l'épaisseur gingival, et d'une morphologie qui permet le sertissage de celle-ci
- La morphologie de la tête doit être compatible avec le système de connexion
- Les dimensions, diamètre et longueur, doivent permettre de s'adapter à l'anatomie du site implantaire, celui-ci étant imposé par les impératifs mécaniques du traitement

6.2. Les impératifs biologiques

Le mini-implant doit aussi :

- Biocompatible évitant les corrosions et réactions allergiques
- Morphologie non traumatique et état de surface lisse de la tête pour respecter les tissus mous et éviter : irritation, inflammation et rétention alimentaire et de plaque dentaire
- Conditionnement stérile individuel aux normes CE
- Concernant l'ostéo-intégration est une propriété non recherchée dans la thérapeutique orthodontique mais observée selon le type de matériau utilisé, et ce d'autant plus pour des durées importantes. Le phénomène peut contrarier la dépose. Ellouze et Darqué parlent de « fibrointégration » avec une faible proportion d'interface osseuse (25 à 40%).

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

6.3. Impératif économique

- Cout réduit [42, 45].

7. Matériaux

De longue expérience ont été faite concernant les matériaux constitutifs des mini-implants pour aboutir aux différentes exigences auxquelles ces matériaux doivent répondre, on cite à titre d'exemple :

- La non toxicité ;
- La biocompatibilité ;
- Présente des propriétés mécaniques pour un usage orthodontique.

La plupart des mini- implants sont en titane (matériau biocompatible) sous forme d'alliage pour augmenter les propriétés mécaniques insuffisantes du titane pur. D'autres mini-implants ont récemment été proposés, il s'agit des mini implants en acier inoxydable.

7.1. Composition

7.1.1. Le titane

7.1.1.1. Le titane pur ou titane commerciale pur (Ti-Cp)

Le titane (symbole Ti, numéro atomique 22) est un métal de transition léger, qui résiste à la corrosion. Dans l'industrie est retrouvé sous différentes formes pouvant aller du grade 0 au grade 5. La forme la plus pure est caractérisée par le grade 0 tandis que les alliages correspondent aux grades 5 et 5-ELI.

Le titane se présente sous deux formes allotropiques qui dépendent de la température :

-Au-dessous de 882,5° C le titane se présente sous sa forme α , de structure hexagonale stable. La phase α pure est dite résistante.

-Au-dessus de 882,5° C le titane se présente sous une forme β , de structure cubique centrée stable. La phase β pure est dite plastique et sensible aux traitements thermiques.

Les atomes solides d'insertions sont communs au Ti-Cp et au TA6V. On retrouve :

- l'oxygène, le carbone et l'azote, éléments alphas, rendant le métal moins ductile à la température ambiante

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

- L'hydrogène, élément bétagène, qui lors du refroidissement provoque la formation d'hydrure qui peut conduire à des fragilités importantes. Il faut donc une faible teneur en hydrogène [46].

7.1.1.2. Les alliages de titane

Les alliages de titane sont obtenus en ajoutant des éléments qui, suivant leur nature, modifient la stabilité relative des phases α et β . Les différents constituants de l'alliage ont donc un rôle très important car ils vont modifier les propriétés mécaniques, physiques et corrosives de l'ensemble.

La plupart des mini-implants actuellement sur le marché sont en alliage de titane (grade 4) afin de compenser les propriétés mécaniques insuffisante de titane pur. Ensuite c'est l'avènement de titane grade 5 (Ti6Al4V). On retrouve les différentes marques sur le marché « Aarhus » (Melsen et Verna 2005) « Imtec » (Herman et Cope 2005), « Abso Anchor » (Darqué et Elouze 2007).

Les atomes solides de substitutions ne sont pas présents sur du Ti-Cp. C'est ce qui différencie l'alliage TA6V de TiCp. Ainsi le TA6V est l'alliage le plus répandu pour la fabrication des mini-implants (Abso Anchor, Tekka, Aarhus). Il est composé de 90% de titane, 6% d'Aluminium et 4% de Vanadium. L'aluminium contribue à améliorer les propriétés mécaniques et à diminuer la densité. On limite le poids de sa concentration à 7% ; et le vanadium, élément bétagène, renforce la résistance à la corrosion, améliore la ductilité mais qui baisse la tenue de l'oxydation.

Tableau 5 : composition chimique du titane grade 1 et 4 et de l'alliage Ti6Al4V en poids (En%).

	Al	Va	C	Fe	O2	N	H2	Ti
Titane grade 1	0	0	0,06	0,15	0,12	0,05	0,01	<99
Titane grade 4	0	0	0,06	0,3	0,35	0,05	0,01	<99
Titane Ti6Al4V	5,5-6,5	3,5-4,5	0,08	0,25	0,13	0,05	0,012	Base

Source : Auteur, d'après association titane, la mise en œuvre du titane, 1995 et association dentaire française, les alliages dentaires, 2004

L'alliage Ti6 Al4 Va Eli, le grade Eli (Extra Low Interstitials = faible teneur en Fe et en O) a été développé pour améliorer la ténacité et la ductilité cryogénique de l'alliage. Ce

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

faible niveau d'interstice (espaces entre les grains composant l'alliage) garantit une présence faible d'impuretés et d'inclusion comme l'oxygène. En effet l'oxygène, en combinaison avec les composants de Ti6Al4VA génère des oxydes qui diminuent les propriétés mécaniques de l'alliage. L'alliage Ti6Al4VaEli allie faible densité (4.3g/cm^3), excellente biocompatibilité, faible module d'élasticité 11500kg/mm^2 à 20°C) et résistance mécanique élevée [29, 46].



Figure28 : Mini-implant en titane [29].

7.1.1.3. L'acier chirurgical inoxydable

Les aciers inoxydables comprennent un ensemble de famille à base de fer dont la principale propriété est la résistance à la corrosion. Le chrome (Ils contiennent au moins 10,5 % de chrome et moins de 1,2 % de carbone) est l'élément essentiel qui, à des teneurs supérieures à 12%, provoque la formation d'une couche protectrice d'oxyde de chrome qui lui confère son inoxydabilité. D'autres éléments peuvent être ajoutés, notamment le nickel qui améliore les propriétés mécaniques en général et la ductilité en particulier, ou encore le molybdène ou le titane qui améliorent la stabilité de l'alliage pour des températures autres qu'ambiante, ou encore des éléments à haut point de fusion comme le vanadium. Ils sont classés en quatre grande familles : ferritique, austénitique, martensitique et austénoferritique. Les aciers inoxydables utilisés pour les mini-implants en orthodontie sont des aciers austénitiques de type AISI 319 LVM): ils sont chauffés à haute température avec adjonction de carbone. Ils sont d'une très grande pureté chimique. On trouve sur le marché le mini-implant «Leone» (Darqueet Elouze2007), «Ancora» (Matossian, Filippi et Le Gall 2008), et plus recement « Ortho BoneScrew » (Chris Chang) [29, 46].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane



Figure 29: Mini-implant en acier (Leone®-Odontec) [29].

7.2. Propriétés biologiques :

7.2.1. Biocompatibilité :

Conformément à la revue actuelle de la littérature, le titane commercialement pur et l'alliage de titane présentent une excellente biocompatibilité supérieure à celle de l'acier [29]. Le titane (Ti) et ses alliages sont de plus en plus utilisés pour des applications en orthodontie, endodontie, orthodontie et implantologie en raison de leur faible densité, de leur excellente résistance à la corrosion et de leur biocompatibilité unique. La chimie du titane est un facteur clé dans la détermination des interactions mini-implant-tissu. Lorsque le titane et ses alliages sont présents dans l'environnement buccal, ils sont soumis à une biodégradation par dissolution dans la salive, destruction chimique / physique, usure et érosion causées par la nourriture, activité bactérienne et le pH buccal. Les ions métalliques libérés dans la cavité buccale entreront en contact avec les tissus adjacents, ce qui peut entraîner des réactions indésirables telles que la toxicité, l'allergie et la mutagénicité [47].

A l'heure actuelle, aucune réaction allergique en rapport avec un mini-implant en titane n'a été décrite. A l'inverse, des réactions allergiques peuvent être rencontrées avec des mini-implants en acier contenant du nickel dans 1% à 2% des cas [29]. Cependant, des réactions cytotoxiques tissulaires ont été reportées dans le titane et ses alliages avec une cytotoxicité légèrement plus importante dans les alliages de titane par rapport au titane pur sur une période donnée. Cela peut être attribué à la présence d'aluminium et de vanadium. Cependant, il a été constaté que l'effet de la toxicité se stabilisait et diminuait avec le temps. Il semble que l'augmentation de la couche de passivation de TiO_2 sur une période de temps qui s'est formée au contact des cellules tissulaires a modéré la toxicité en réduisant la libération d'ions Ti, Al et V dans les cellules tissulaires [47].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

7.2.2. Résistance à la corrosion

Le corps humain est un milieu agressif et corrosif du fait des concentrations en ions chlorure (113 mEq/l dans le plasma sanguin et 117 mEq/l dans le liquide interstitiel, ce qui est suffisant pour corroder les matériaux métalliques) et en oxygène dissous. Pour les implants dentaires et les mini-implants, les conditions sont encore plus sévères puisque le milieu salivaire contient plus de produits soufrés qui le rendent plus corrosif [42].

7.2.2.1. Corrosion du titane et ses alliages

Le titane et ses alliages sont chimiquement inertes. Il se produit une oxydation de surface entraînant l'apparition d'un film qui rend le titane et les alliages de titane beaucoup plus résistant à la corrosion et plus stable sur le plan thermodynamique que l'oxyde de chrome qui se forme au contact de l'acier inoxydable [29]. Toutefois, la présence de fluorures en milieu acide diminue cette résistance.

Le titane étant plus biocompatible que les alliages de titane suivi de l'acier inoxydable. Dans une étude comparative sur la résistance à la corrosion entre le titane pur et les alliages de titane, il se trouve que le Ti-Cp a un taux moyen de corrosion de 0,012 MPY et que le TA6V a un taux moyen de corrosion six fois supérieur, soit 0,065 MPY. Autrement dit, le Ti-Cp perd environ 0.0025 μm de matière par an alors que le TA6V perd environ 0.016 μm de matière par an. Le Ti-Cp est plus résistant à la corrosion que le TA6V et cette différence est significative avec $\alpha = 0,05$. (α , valeur significative de différence de corrosion entre le Ti-Cp et le TA6V) Cette infériorité du TA6V s'explique par sa structure biphasée avec un biofilm hétérogène entre les phases β et α [46]. L'étude de Chandar et al [47]. Confirment la supériorité in vitro du Ti-Cp en comparant le Ti-Cp et le TA6V trempés à des concentrations différentes, au contact de cellules fibroblastiques, dans des solutions aqueuses de chlorure de sodium à 0,1 N, de chlorure de potassium à 0,1 N et de salive artificielle avec ou sans fluor. Ils observent moins de piqûres de surface sur du Ti-Cp par rapport au TA6V.

D'après la littérature, le taux de corrosion acceptable pour un implant est d'environ 0,13 mm / an soit 130 nm par an. Le TiCp et le TA6V sont donc des matériaux validés par des agences de veille sanitaire comme la Food and Drug Administration (FDA).

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

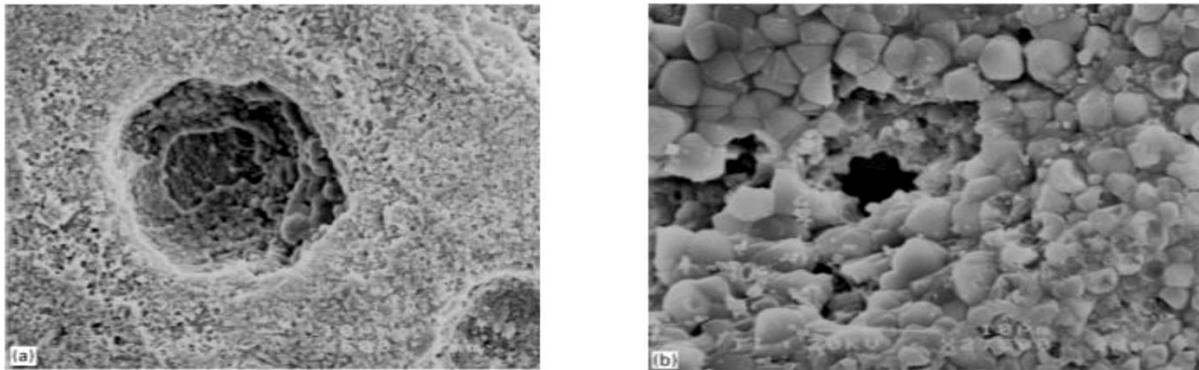


Figure 30 : Corrosion par piqûre sur la surface du titane après polarisation potentiodynamique à pH 3 et en présence de fluor: (a) grossissement original; (b) fort grossissement [48].

7.2.2.2. Corrosion de l'acier

Bien qu'il soit moins biocompatible que le titane et les alliages de titane, les mini-implants en acier chirurgicale récemment proposés sur le marché type (Leone, Anchora) sont tout à fait biocompatible. La résistance à la corrosion élevée de l'acier est principalement due à la couche protectrice d'oxyde de chrome sur la surface du métal [29].

7.2.3. Bio-intégration

Après la pose d'un mini-implant, la cicatrisation osseuse se met en place : des protéines d'adsorption apparaissent en quelques secondes, suivies de cellules qui viennent adhérer à la surface du matériau. Le mini-implant est bio-intégré dans le tissu osseux. En raison du caractère temporaire de l'utilisation d'un mini-implant, et contrairement aux implants classiques, l'ostéointégration doit être minimisée par l'utilisation de surfaces lisses réduisant les forces nécessaires à la dépose de mini-implant [29]. Dans le cas des mini-implants, certains auteurs parlent donc de fibro-intégration (Canal et Salvadori 2008) [22]. Bränemark définit l'ostéointégration comme étant une liaison biochimique entre l'os alvéolaire et l'implant (sans tissu fibreux ni mobilité). En résumé, comme le décrit Dumoulin, l'essentiel de l'ancrage d'un mini-implant est mécanique et non dû à une ostéointégration qui ne se vérifie pas cliniquement, la dépose se faisant sous anesthésie locale. Or, les mini-implants en titane subissent un phénomène d'ostéo-intégration partielle dans le temps même si celle-ci est limitée (environ 25%) par l'absence de préparation de la surface du titane contrairement aux implants à visée prothétique (Büchter et al. 2006). Chen, dans une étude obtient des valeurs de 37,51% d'ostéointégration pour des mini-implants plus petits en alliage

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

de titane placés au maxillaire et 38, 56% pour des mini-implants mandibulaires (Chen, Kang, et al. 2009). Un risque majeur d'échec découle donc directement de cette constatation : lors de la dépose, suite à ce début d'ostéointégration, le mini-implant peut se fracturer. Même si les forces orthodontiques (50 à 250 g) ne sont pas assez importantes pour entraîner la rupture des mini-implants, les forces d'insertion ou de retrait associées au placement du mini-implant pourraient la provoquer [42].

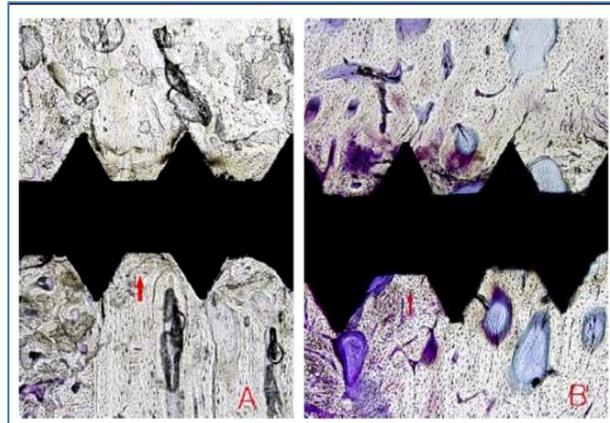


Figure 31 : Phénomènes d'ostéo-intégration au niveau des flèches rouges (Chen, Kang, et al. 2009) [42].

Le titane, pourtant largement utilisé, ne semble pas donc être le matériau de prédilection pour l'usage des mini-implants en ancrage temporaire osseux notamment pour des traitements de longue durée. Le choix d'un autre matériau n'entraînant pas d'ostéointégration, comme l'acier, pourrait être une solution, à condition que ce matériau résiste aussi bien que le titane aux contraintes mécaniques cliniques :

- Les propriétés biomécaniques en flexion et en torsion doivent être équivalentes, voire supérieures au titane.
- L'acier doit garantir une stabilité primaire à travers le torque d'insertion et la résistance à l'arrachement équivalente à celle du titane.

7.3. Les propriétés mécaniques

Par comparaison à l'acier chirurgical, le titane présente un module d'élasticité inférieur et donc une plus grande élasticité mécanique. (100 000 MPa à 110 000 MPa), plus proche de celui des structures osseuses (20 000 MPa) que l'acier inoxydable (210 000 MPa).

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

Cette élasticité qui favorise le remodelage osseux en obligeant l'os à travailler (prévention du stress, shielding ou ostéoporose péri-implantaire) fait du titane un biomatériau particulièrement intéressant. Cependant, les limites élastiques de ces deux matériaux sont similaires. En revanche, le titane montre une plus haute résistance à la fatigue lorsqu'il est soumis à un nombre élevé de cycle. La densité de titane est de 4.5 g/cm³ contre 7.9a 8.3g/cm³ pour l'acier inoxydable .Le principale inconvénient de mini-implant titane est de présenter un risque de fracture à la dépose.

L'alliage de titane présente une excellente biocompatibilité comme le titane pur, résistance élevée : 860 N/mm² (supérieure à celle du titane pur), module d'élasticité en N/mm² : 11500kg/mm² à 20°C (faible), densité : 4,43 g/cm³ (faible)

L'acier présente une capacité de déformation avant la rupture plus importante que celle de titane, ce qui en fait un matériau plus malléable. Ainsi, des tests de résistance mécanique effectués sur les mini-implants en acier chirurgicale de 1,5 mm de diamètre (Léone®) montrent que l'on peut appliquer une force de traction supérieure à 1000 g avant d'arriver au pliage de mini-implant (données du fabricant). La résistance mécanique de ces mini-implants est augmentée par rapport à celle des mini-implants en alliage de titane.



Figure 32 : Fracture de mini-implant
En titane (Aarhus®) sous une contrainte
Expérimentale de torsion en acier se deforme (Ancora®-Serf) [29].



Figure 33 : Sous une même contrainte
expérimentale en torsion, un mini-implant
Expérimentale de torsion en acier se deforme (Ancora®-Serf) [29].

Par ailleurs, l'acier a une plus haute résistance à la fatigue oligocyclique (nombre de cycles limités).Le seul inconvénient réside dans la complexité de l'usinage de l'acier chirurgical qui augmente le temps de fabrication et, par conséquent, son cout [29, 42].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

7.3.1. Principes physiques de traction, flexion, torsion et arrachement

Lorsqu'une structure est soumise à une contrainte, celle-ci se déforme avant de se rompre. La courbe du moment du couple de forces en fonction de l'angle de torsion permet de définir le seuil de rupture.

- La première partie de la courbe est linéaire. Elle correspond à la phase de déformation élastique: quand l'action de la force cesse, la structure retrouve sa forme initiale, la déformation est réversible.
- La deuxième partie de la courbe n'est plus linéaire, elle correspond à la phase de déformation plastique: quand l'action de la force cesse, la structure ne peut plus retrouver sa forme initiale, la déformation est alors irréversible.
- Le point de passage d'une phase à l'autre correspond à la limite élastique.
- Le point de rupture est le pic de la courbe : pour toute force d'intensité supérieure à celle de ce point, la structure se rompt.

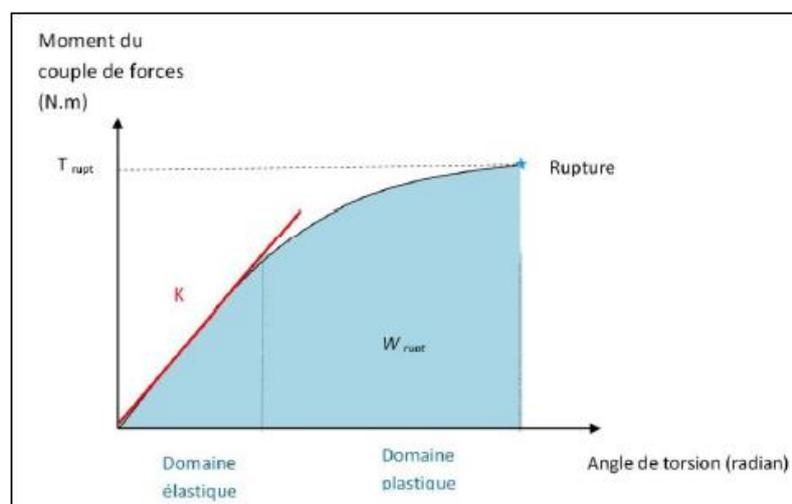


Figure 34 : Courbe représentant le moment de couple de forces en fonction de l'angle de torsion. Avec

- T_{rupt} : moment de couple de forces à la rupture
- W_{rupt} : travail nécessaire à la rupture
- K : raideur en torsion de la structure [42].

En orthodontie, les principaux mouvements réalisés par un mini-implant d'ancrage sont de trois types :

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

- Vissage/dévisage dans l'os assimilé à la torsion ;
- Application de forces orthodontiques sur la tête du mini-implant à l'aide de chaînette, arc ou ligatures assimilées à la traction.
- Quand la traction est dans l'axe du mini-implant, il s'agit d'un arrachement.
- Quand elle est angulée par rapport au grand axe de la vis, il s'agit d'une flexion.

Nous nous attarderons à détailler ici les différents principes physiques des mouvements de traction, torsion et arrachement [42].

7.3.1.1. Essai de Flexion

Peu d'articles ont testé les propriétés biomécaniques des mini-implants en flexion dans la littérature. Carano [44]. En 2004 publie des valeurs de résistance à la flexion pour des mini-implants en alliage de titane : Il obtient 120,4 N.cm pour les mini-implants MAS® de 1,5 mm de diamètre. (Carano, Vélo, et al. 2004). Ces valeurs ont été reprises dans l'EMC. Reichedener[49] compare plusieurs systèmes de mini-implant en alliage de titane et obtient les meilleurs résultats en flexion avec le mini-implant(Tomas pin ®) qui présente une déformation plastique deux fois supérieure à celle des autres mini-implants testés (Reicheneder, et al. 2008). Petrey obtient des valeurs de résistance à la flexion plus faibles (de 5 à 9 N.cm) qui s'expliquent par la faible densité du bloc d'os utilisé pour l'étude, ainsi que le petit diamètre des mini-implants (Petrey, et al. 2010). Pour cet auteur, la force de rupture en flexion est plus importante quand le mini-implant est inséré à 90° que lorsqu'elle est angulée à 45 ou 135° [50].

En 2005, Carano [51] a effectué le même test de flexion avec trois mini-implants différents : MAS ® et Dentos® en alliage de titane et Léone ® en acier inoxydable (Carano, Lonardo, et al. 2005). Les valeurs de résistance à la flexion pour les deux mini-implants en alliage de titane sont de 120 N.cm, tandis que, celle de l'acier inoxydable est au moins deux fois supérieure. L'auteur conclue qu'il faut appliquer une force supérieure à 120 N.cm (12kg) pour obtenir la rupture des mini-implants en alliage de titane, tandis que, le mini-implant en acier inoxydable se déforme mais ne se casse pas jusqu'à un niveau de force deux fois plus élevé.

Gour réalise une étude biomécanique comparative sur des mini-implants en titane et alliage de titane et acier inoxydable. Il choisi pour son étude un mini-implant de 2 mm de

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

diamètre, car plusieurs études ont montré que le risque de fracture était moins élevé sur des mini-implants de plus de 1,3 mm de diamètre, voire réduit si on dépassait 1,8mm.

Les résultats de l'étude montrent des valeurs de résistance à la flexion très importantes pour l'acier et le titane, avec une différence significative avec la valeur de résistance à la flexion de l'alliage de titane (plus de 200 N.cm contre 115 N.cm) (tableau 6)

Matériaux	Titane pur	Alliage de titane(TA6V)	Acier inoxydable
Contrainte en flexion (moyenne)	237.46 +/- 31.63	114.67+/- 22.0	216.01 +/- 22.78

Tableau6 : Valeurs de résistance à la flexion en N.cm [42].

En ce qui concerne l'acier inoxydable, ces résultats sont semblables à ceux décrits par Carano (Carano, Lonardo, et al. 2005) où il mentionne une résistance à la flexion supérieure à 200 N.cm (plus de 20 kg). Compte tenu de la valeur des forces orthodontiques (de 100 à 250 g). Tandis que, pour l'alliage de titane, Gour obtient des valeurs un peu supérieures à celles de l'étude de Carano (115N.cm contre 80 N.cm), avec un profil de courbe restant identique. Cette différence s'explique surtout par le diamètre des mini-implants testés (2 mm dans notre étude contre 1.5 mm pour celle de Carano).

Il faut noter aussi que lorsque des niveaux de forces supérieurs à 100 N.cm sont dépassés, il faut s'attendre à des fractures sur les mini-implants en alliage de titane, dans une corticale osseuse dense, tandis que, les mini-implants en titane pur ou en acier se déforment jusqu'à des niveaux de forces supérieures (au-delà de 200 N.cm) sans se rompre. Dans son étude de 2005, Carano estime que même si l'acier peut aller à des niveaux de forces deux fois plus importants que le TA6V, il commence à se déformer avant (pour une contrainte plus faible). La comparaison des courbes de moyennes des trois matériaux en flexion de l'étude de Gour met en évidence le fait que l'acier et le titane de grade 4 peuvent se déformer deux fois plus que le TA6V. Mais il est aussi intéressant de s'attarder sur le début de la courbe : le titane de grade 4 se déforme de façon irréversible pour des contraintes plus faibles que pour les autres matériaux (autour de 30 N contre 40 N pour les autres matériaux). Cette différence, même si elle existe entre l'acier et le TA6V, est beaucoup moins marquée entre ces deux matériaux dans cette étude. Il conclue que l'acier se situe entre le titane de grade 4 et l'alliage de titane pour la flexion : il commence sa déformation plastique bien après le titane de grade 4

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

mais un peu avant le TA6V, et continue à se déformer au-delà de 100N alors que l'alliage de titane casse. Cette constatation est importante pour son utilisation clinique : en effet, le fait que le titane pur se déforme pour de faibles niveaux de contraintes influence les propriétés de la pointe de mini-implant : dans une corticale rigide, si la pointe se déforme pour de faible niveau de contrainte, elle perd ses propriétés auto-forantes et n'arrive pas à perforer la corticale [42].

Le choix du matériau influence donc les propriétés du mini-implant en flexion.

7.3.1.2. Essai de torsion

Comme pour la flexion, peu d'études s'intéressent véritablement aux propriétés de torsion des mini-implants, puisque les industriels réalisent des essais de torsion avant de commercialiser leur produit. Néanmoins, quelques auteurs s'intéressent à la résistance à la torsion des mini-implants en orthodontie lorsqu'ils obtiennent des fractures au cours de leurs essais de vissage.

Dans son étude de 2004, Carano[44] met en évidence des valeurs de résistance à la torsion pour des mini-implants en alliage de titane de 48,7N.cm pour des mini-implants de 1,5 mm de diamètre (Carano, Velo, et al. 2004). Ces valeurs sont reprises dans l'EMC.

En 2005, Carano [51] publie à nouveau sur la résistance à la torsion de deux(2) mini-implants en alliage de titane et un mini-implant en acier inoxydable. Il faut des valeurs de couple supérieures à 40N.cm pour obtenir la rupture en torsion des mini-implants en alliage de titane, tandis que, l'acier est capable de supporter des valeurs plus importantes (Carano, Lonardo, et al. 2005).

Lijima [52]. Compare les valeurs de résistance à la torsion de mini-implant en titane pur et alliage de titane (Lijima, et al. 2008). Il obtient des valeurs en torsion plus faibles pour le titane pur (16N.cm) que pour l'alliage de titane (26N.cm), avec un angle de torsion plus fort pour l'alliage de titane que pour le titane pur (138° contre 154. D'autres auteurs s'intéressent également à la torsion des mini-implants : au cours de leurs études ciblées sur le torque d'insertion (obtenue lors du vissage des mini-implants dans de l'os animal ou synthétique), ils recueillent les valeurs de résistance à la torsion pour le mini-implant qui se sont fracturées

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

(Mischkowski, et al.2008) (Florvaag, et al. 2010) (Wilmes, Rademacher, et al. 2006) (Jolley et Chung 2007). Ils obtiennent tous des valeurs avoisinant les 45N.cm pour les mini-implants en alliage titane de 2mm, et 35 N.cm pour les mini-implants de 1,8 mm de diamètre.

Gour obtient des valeurs d'angles de torsion de $234,52^\circ$ pour l'acier. Celle obtenu pour l'alliage de titane semble s'accorder avec celles de Lijima ($169,05^\circ$ pour l'alliage de contre 154° pour Lijima). En revanche, il obtient presque le double quand il s'agit du titane pur : $369,76^\circ$ contre 138° . Cette différence s'explique par le petit diamètre des mini-implants testés par l'auteur (1,6 mm) et le design du filetage : s'il est strictement identique dans cette étude, il ne s'agit pas du même filetage pour le mini-implant de l'étude de Lijima.

Les résultats de l'étude de Gour montrent que le design du filetage (pas de vis asymétrique, longueur du pas de vis) et surtout le diamètre de la vis, la largeur de son noyau priment sur le matériau quant à la résistance à la torsion.

Malgré ces résultats obtenus pour l'angle de torsion, il n'existe pas de différence significative pour la contrainte maximale en torsion sur les trois matériaux avec des mini-implants de même design, avec une contrainte en torsion égale à 41,016 N.cm pour le titane, 41,88 N.cm pour l'acier et 42,94 N.cm pour l'alliage de titane. (Tableau 7) Ces valeurs similaires s'expliquent par le design des mini-implants identique : même diamètre, même filetage, même noyau.

Matériaux	Titane	Alliage titane(TA6V)	Acier inoxydable
Contrainte max en torsion N.cm	41.02 +/- 3.82	42.94 +/- 6.61	41.88+/- 3.98
Angle de torsion pour contrainte max (°)	342.76+/-84.76	148.27 +/- 58.02	168.80 +/- 68.35
Angle de torsion à la rupture (°)	369.76 +/- 59.74	169.05 +/- 66.97	234.52 +/- 27.17

Tableau 7 : Résultats des essais de torsion [42].

L'observation au MEB de l'étude de gour vient relativiser ces constatations puisque même si le titane de grade 4 est le seul matériau à ne pas céder sous l'effort de torsion imposé aux mini-implants et à supporter l'angle de torsion le plus fort, c'est le matériau qui est le plus déformé sur toute la longueur du filetage et au niveau des spires, tandis que l'alliage de titane

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

se rompt et présente des déformations uniquement sur les spires, et que l'acier n'est pas du tout déformé (noyau + spires intactes) en dehors de la zone de rupture. Ces propriétés sont intéressantes, cela laisse présager que l'acier est plus performant pour l'insertion au vissage dans une corticale osseuse dense (à contrainte égale, la déformation en torsion est la moins rapide, et la rupture ne survient qu'après celle de l'alliage de titane) [42].

7.3.1.3. Essai de torque (le Torque d'insertion et de retrait)

De nombreuses études ont étudiés la valeur du couple de vissage nécessaire à l'insertion (torque d'insertion) du mini-implant en orthodontie. Ces études font souvent varier des paramètres tels que la densité osseuse, l'épaisseur de l'os cortical, le filetage du mini-implant (conique ou cylindrique), l'insertion avec ou sans préforages, le diamètre et la longueur de préforages :

- Densité osseuse : le torque d'insertion augmente avec la densité osseuse. En dessous de 1,3 mm de diamètre, on ne peut pas insérer un mini-implant sans préforage dans un os de densité supérieure à 0,64g.cm³ [53]
- Epaisseur de l'os cortical : le torque d'insertion, ainsi que le temps pour perforer la corticale osseuse augmentent avec l'épaisseur de l'os cortical [54]
- Filetage du mini-implant : les mini-implants coniques ont une valeur de torque d'insertion supérieure aux mini-implants cylindriques lorsque l'on pratique un préforage (environ 30 N.cm). En revanche, les mini-implants cylindriques obtiennent de meilleurs résultats sans préforage (35 à 40 N.cm) [55].
- Préforage : l'absence de préforage augmente le torque d'insertion et donc la stabilité primaire (Florvaag, et al. 2010). Plus le diamètre de préforage est grand, plus le torque d'insertion est faible, et plus la longueur du préforage est importante (jusqu'à 2mm), plus le torque d'insertion est faible [56].

Carano teste le torque d'insertion de deux mini-implants en alliage de titane et d'un mini-implant en acier inoxydable avec préforage. Il obtient 10,3 N.cm pour l'alliage de titane contre 4 N.cm pour l'acier [51]. Ces valeurs sont relativement faibles en raison du faible diamètre des mini-implants, du préforage important et de la densité du support (bloc de

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

polyuréthane qualifié par l'auteur de « densité moyenne »), sans autres renseignements son étude indique clairement qu'un préforage trop important diminue le torque d'insertion d'implant et donc sa stabilité primaire.

Les résultats de l'étude de Gour résument que l'utilisation du titane de grade 4 pour le vissage des mini-implants dans l'os cortical ne semble pas être une bonne alternative, avec 4 échecs sur 5 au cours du vissage. En effet, la pointe auto-forante en forme de tire-bouchon du titane de grade 4 (matériau ductile) se déforme, se plie et ne parvient pas à perforer la corticale. Elle perd petit à petit toutes ses propriétés auto-forantes. Le temps de perforation du cortical est donc estimé à 113 secondes pour le seul essai concluant. En revanche, l'alliage de titane TA6V et l'acier semblent être deux matériaux qui conviennent pour l'utilisation clinique des mini-implants en vissage, avec un torque d'insertion maximal estimé en moyenne à 27,25 N.cm pour l'alliage de titane et 30,27 pour l'acier inoxydable. En ce qui concerne la stabilité primaire, c'est-à-dire l'ancrage du mini-implant dans l'os cortical, l'acier obtient de meilleurs résultats que l'alliage de titane avec un torque d'insertion maximal évalué à 30,87 N/cm, tandis, que l'alliage de titane est à 27,25 N/cm et le titane de grade 4 à 10,85N/cm. Cette stabilité primaire est obtenue plus rapidement pour l'acier (à 80,8 secondes) que pour l'alliage de titane (96 secondes)

Concernant les propriétés de la pointe des mini-implants, en s'affranchissant du design puisque toutes les pointes ont été usinées sur le même modèle par le même fabricant, il semble que la pointe en acier chirurgical soit la plus performante, puisque le temps de perforation de la corticale pour l'acier chirurgical est de 39,2 secondes contre 74 secondes pour l'alliage de titane (quasiment deux fois moins longtemps).

Les valeurs obtenues (valeurs de torque d'insertion au vissage en N.cm, le temps de perforation de la corticale osseuse et le temps total de vissage) sont présentées dans le tableau (8) pour les trois matériaux testés.

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

Matériaux	Titane pur	Alliage de titane(TA6V)	Acier inoxydable
Torque d'insertion (moyenne)	10.85 +/- 6.83	27.25 +/- 4.05	30.86 +/- 2.43
Temps de perforation corticale/temps total de vissage (en %) (moyenne)	95.80 +/- 9.38	72.04 +/- 18.49	40.43 +/- 33.26

Tableau 8 : Résultats des essais de torque d'insertion [42].

On conclue donc que le choix du matériau influence sur le torque d'insertion et donc sur les propriétés de vissage du mini-implant : le titane de grade 4 à un torque d'insertion presque deux fois plus faible que celui de l'acier inoxydable et de l'alliage de titane. Le temps de perforation de la corticale est rapide pour l'acier, moyen pour l'alliage de titane et très long pour le titane de grade4 [42].

Compte tenu des résultats de torque d'insertion et temps de perforation de la corticale, on peut donc classer les trois matériaux comme tel :

Acier inoxydable > Alliage de titane > Titane.

7.3.1.4. Essai d'arrachement

De nombreuses études étudient la stabilité primaire des mini-implants à l'aide d'un pull-out test (résistance à l'arrachement). Là encore, les auteurs font varier des critères tels que le préforage, la zone d'insertion du mini-implant, la mise en charge, l'âge ou encore l'angulation de la vis.

La résistance à l'arrachement, et donc la stabilité primaire, est plus importante sans préforage (Florvaag, et al. 2010).Meilleure quand le mini-implant est inséré à 90° qu'à 45° (Pickard, et al. 2010) (Florvaag, et al. 2010).Elle est plus importante dans les zones postérieures qu'antérieures sur les mandibules de chiens (Huja, Litski et Beck 2005). Et elle n'est pas modifiée après six mois de mise en charge (Huja, et al. 2006). Et enfin, elle est statistiquement meilleure chez le beagle adulte que chez l'adolescent (268N contre 142N)

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

(Wang, et al. 2010). En revanche, les études comparent presque toujours des mini-implants de marques différentes, avec des diamètres, filetages, longueurs ou encore designs différents. Toutes ces études comparent la stabilité primaire de mini-implant en alliage de titane. Seul Carano, dans son étude en 2005 compare des mini-implants en titane et en acier inoxydable de marques différentes. Il rapporte des valeurs plus importantes pour le mini-implant Léone® en acier inoxydable (au-delà de 350N), suivie par le mini-implant MAS® à 350N, et enfin le mini-implant Dentos ® à 300N, mais n'obtient pas de différence significative (Carano, Lonardo, et al. 2005).

Gour obtient des profils de courbes identiques à ceux de Carano mais à des valeurs supérieures (800N contre 350N), cela en raison que Carano teste deux mini-implants en alliage de titane et un mini-implant en acier inoxydable de design différents, de diamètre inférieur (1,5 mm), et avec une longueur de filetage moindre (8 mm) avec préforage dans un substitut osseux moins dense (polyester thermoplastique résine, idroplast, Micerium SPA Avegno Italy), plus faibles que celles de l'étude de Gour (autour de 350N), puisqu'il réalise un préforage et que le diamètre et la longueur de filetage sont moins importants. Il est intéressant de noter que comme pour l'étude de Gour, les valeurs de résistance à l'extraction sont obtenues avec l'acier inoxydable. La résistance à l'arrachement dépend donc essentiellement de trois paramètres :

- La longueur du filetage insérée dans l'os
- Le diamètre de la vis
- Le design du filetage (pas de vis asymétrique, longueur du pas de vis)

Ces trois paramètres sont strictement identiques dans son étude, seul le matériau diffère. Même s'ils ne sont pas significatifs (fig.39), les valeurs moyennes de résistance à l'arrachement de 824,704 +/- 60.72 pour le titane, 896,37 +/- 55.57 pour l'acier inoxydable et 821.27 +/- 6 pour l'alliage de titane c'est l'acier inoxydable qui obtient la meilleure moyenne. Cette légère différence uniquement due au choix du matériau pourrait s'expliquer par la déformation moins rapide des spires du filetage, entraînant un frottement à l'extraction plus important que pour le titane ou l'alliage de titane. Cette légère différence mériterait d'autres investigations, notamment via un pério-test de résonance pour comparer la stabilité primaire, et un pull out test avec des échantillons plus importants

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

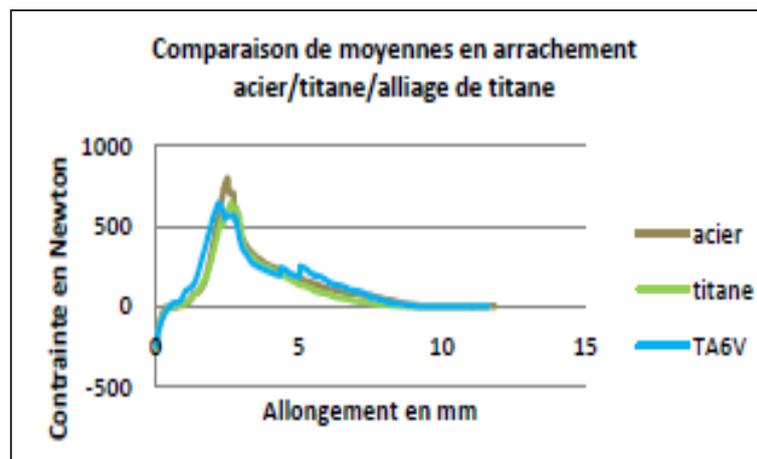


Figure 35 : Courbe représentant les moyennes de résistance à l'extraction pour 5 essais sur des mini-implants en titane, alliage de titane et acier inoxydable [42]

8. Discussion

Les propriétés biologiques et mécaniques influencent le choix du matériau. En termes de biocompatibilité le titane présente une meilleure biocompatibilité dans le milieu buccal par rapport aux alliages de titane suivi de l'acier inoxydable. La couche de passivation de TiO_2 qui se forme sur la surface des mini-implants en titane et les alliages de titane leurs confèrent une meilleure résistance à la corrosion que celle de l'oxyde de chrome qui se forme sur la surface de l'acier inoxydable. La viabilité cellulaire dans le tissu osseux est plus élevée pour le titane pur que pour l'alliage de titane. Cette toxicité est attribuée aux ions vanadium et aluminium libérés par les alliages de titane. Aucune allergie reportée avec les mini-implants en titane contrairement à l'acier.

L'usage des mini-implants dans la thérapeutique orthodontique comme ancrage temporaire requiert une rétention mécanique de celui-ci afin de garantir une stabilité primaire lors des mouvements orthodontiques. Or, que le titane subit une ostéo-intégration partielle dans le tissu osseux ce qui présente un risque de fracture lors de la dépose. Contrairement, à celui-ci, l'acier ne s'ostéo-intègre pas. De plus, les propriétés mécaniques comparées des trois matériaux ont révélé de meilleures résistances pour l'acier inoxydable que pour le titane et ses alliages. A noter :

Le titane et l'acier présentent des valeurs de résistance à la flexion statiquement plus importantes que l'alliage de titane. L'acier présente une plus grande capacité de déformation avant la rupture que l'alliage de titane, il commence à se déformer bien après le titane et un

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

peu avant le T6Al4V et continue à se déformer au-delà de 100N, alors que, l'alliage de titane se casse. Il n'existe pas de différence significative pour la contrainte en torsion. En revanche, l'angle de torsion avant rupture est statiquement plus important pour le titane que pour l'acier inoxydable et les alliages de titane. Le titane montre une déformation sur toute la longueur de filetage et au niveau des spires. De même, l'alliage de titane se rompt et se déforme au niveau des spires uniquement. Seul l'acier ne se déforme pas en dehors des zones de rupture. Cela, laisse présager que l'acier inoxydable est plus performant pour l'insertion au vissage dans une corticale osseuse dense et/ou épaisse. De plus, le torque d'insertion pour l'acier est supérieur à celui des alliages de titane dans un temps quasiment deux fois moindre que l'alliage de titane. Quant au titane, il ne semble pas être une bonne alternative pour le vissage dans une corticale dense en raison de la déformation de sa pointe et par conséquent la perte de sa capacité à perforer l'os.

L'acier inoxydable semble donc être le matériau de choix. Il sera indiqué :

- Dans des zones de forte densité osseuse : nécessitant un torque d'insertion élevé, une plus grande capacité de perforation dans un temps minime ce qui réduit l'échauffement des tissus et par conséquent ne compromet pas la stabilité primaire (critère de pérennité).
- Pour des durées de traitement longue : car ne s'ostéo-intègre pas.
- Lors de l'application de forces importantes dépassant les 100 N : au-delà de cette valeur, l'acier continue à se déformer, tandis que, l'alliage de titane se casse. Même si les forces orthodontiques (50 à 250 g) ne sont pas assez importantes pour entraîner la rupture des mini-implants, les forces d'insertion ou de retrait associées au placement de mini-implant pourraient la provoquer, surtout si une ostéo-intégration partielle a eu lieu.

Or, dans certains cas où une ostéo-intégration est recherchée pour augmenter la stabilité primaire, le titane sera donc privilégié. On cite :

- Les zones de remaniement osseux : la stabilité est moindre
- Faible densité osseuse : en particulier chez les adolescents. En effet, ceci présente un terrain en pleine croissance, le tissu osseux est en perpétuel remaniement, il présente une densité moindre que celle de l'adulte. L'ostéo-intégration de titane augmentera la stabilité de ces mini-implants sans pour autant présenter un problème de fracture, en effet, les forces de

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

traction appliquées lors de traitement sont moindres chez un adolescent et n'atteignent pas le seuil de rupture de ces mini-implants. De plus, la durée de traitement est plus courte.

9. Indications et contre indications des mini-implants (Aciers et Titane)

9.1. Les indications des mini-implants

Depuis quelques années, les mini-implants prennent une part de plus en plus intéressante dans la thérapeutique orthodontique. Les avantages de ces mini-implants incitent les orthodontistes à y recourir, ils permettent de corriger principalement les dysmorphies dento-alvéolaires et différentes anomalies orthopédiques.

9.1.1. Anomalies orthopédiques

Les différents systèmes implantaires peuvent être utilisés dans le traitement de diverses dysmorphoses :

- Le traitement de la rétrognathie maxillaire dans certaines classes III pour lesquelles Hong se sert de l'Onplant comme ancrage dans la mise en œuvre d'un masque facial.
- La disjonction squelettique qui peut être accomplie en posant deux implants de part et d'autre de la suture palatine et connectés à un dispositif susceptible de produire les forces nécessaires à la rupture de la suture.
- Le traitement de l'hyperdivergence en plaçant des implants postérieurement afin d'appliquer des forces ingressives au niveau de la molaire [22].

9.1.2. Anomalies orthodontiques [30]

9.1.2.1. Dans le sens sagittal

Comprend les mouvements de rétraction de bloc antérieur, distalisation et mésialisation postérieur ainsi le redressement molaire. Pour leurs réalisations, le choix du site d'insertion des mini-implants doit impérativement prendre en considération la proximité des racines afin d'éviter, au cours des déplacements dentaires, un contact entre le mini-implant et la racine.

-Rétraction de bloc incisivo-canine :

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

Le mini-implant est inséré en fonction de la direction de traction et de la biomécanique orthodontique. Dans la majorité des cas la supraclusion incisive est associée à la phase de rétraction incisivo-canine. Des mini-implants placés apicalement, vont permettre en plus de la fermeture d'espace d'extraction, un contrôle du plan d'occlusion et une ingression incisivo-canine pour corriger la supraclusion. (Fig.36)

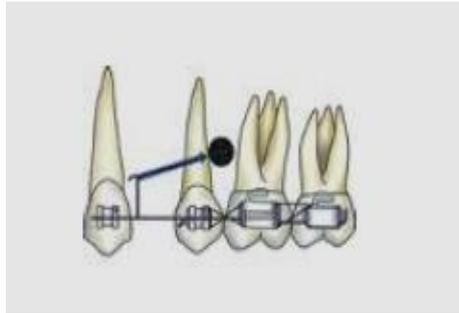


Figure 36: Rétraction incisivo-canine par les mini-vis [30].

-Distalisation ou mésialisation postérieure: le mini-implant peut être placé au niveau du palais comme en inter-dentaire vestibulaire et/ou palatin.

Aussi, ils peuvent être comme ancrage indirect dans le but de renforcer l'ancrage antérieur



Figure 37 : distalisation de la 37 par ressort ouvert avec ancrage antérieur renforcé par une ligature métallique au mini-implant [30].

-Distalisation en masse

En cas de classe II dentaire légère à modéré. (Fig.38)

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

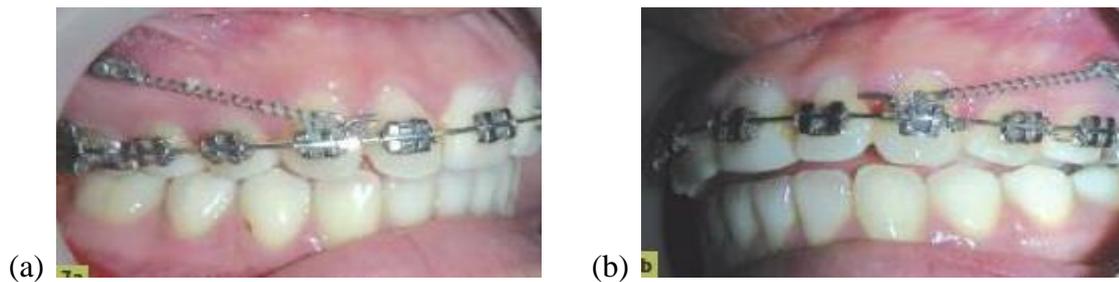


Figure 38(a), (b) : distalisation de toute l'arcade maxillaire par deux mini-vis controlatérales [30]

Le mini-implant est généralement situé en inter-radicaire entre la deuxième prémolaire et la première molaire. La direction de traction doit être horizontale ou haute, en fonction du plan d'occlusion, béance antérieure ou supraclusion.

-Redressement de l'axe des molaires versées :

- Redressement d'une molaire mésio-versée (fig.39) :



Figure 39: redressement de l'axe d'une molaire mésio-versée avec un arc sectionnel. L'effet indésirable de l'ingression des dents d'ancrage est contrecarré par un fil accessoire soudé entre l'arc continu et le mini-implant [30].

- Redressement d'une molaire enclavée (fig.40): la molaire peut être facilement redressée en plaçant un mini-implant dans la zone rétro-molaire et en appliquant une force simple.

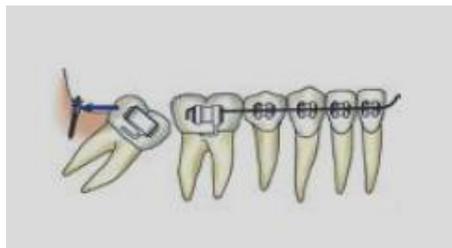


Figure 40 : redressement d'une molaire enclavée [30].

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

9.1.2.2. Déplacements dentaires verticaux et transversaux

Ingression incisive par les mini-implants(fig.41):



Figure 41 : ingression incisive par les mini-implants [30].

9.2. Contre indications des mini-implants

Avant de procéder à toute intervention chirurgicale le praticien doit connaître les contre-indications liées à celle-ci afin d'éviter d'aggraver l'anomalie et l'état général du malade.

Ces contre-indications peuvent être d'ordre général ou local.

Il existe des contre-indications générales absolues à la pose de mini-implant :

Patients à risque hémorragique :

- Cirrhose hépatique
- Troubles de la coagulation
- Médicaments anti-agrégants ou anti-coagulant

Patients à risque infectieux :

- Diabète
- Traitement immunosuppresseur
- Pathologies osseuses métaboliques
- Patients sous biphosphonates
- Un déficit immunitaire grave, congénital ou acquis
- Une infection nécessitant une greffe d'organe
- Une hémodialyse constante

Chapitre II : Description des mini-implants et étude de matériaux : Acier et Titane

- Un VIH évolué

D'autres contre-indications sont plus relatives:

- Grossesse
- Une syphilis secondaire ou tertiaire
- Une insuffisance rénale chronique
- Un traitement antimétabolique
- Un diabète non équilibré
- Une psychopathie grave
- Une toxicomanie
- Un abus d'alcool, de tabac ou de médicaments
- Une ostéoporose
- Une polyarthrite rhumatoïdale
- Une séropositivité au VIH

Contre-indications locales définitives :

- Une radiothérapie de la région maxillo-faciale
- Une tumeur évolutive de la muqueuse buccale
- Une quantité ou qualité d'os insuffisante
- Une proximité des éléments anatomiques

Contre-indications locales temporaires :

- Une hygiène bucco-dentaire insuffisante
- Une pathologie de la muqueuse buccale au site implantaire
- Une parodontopathie non stabilisée
- Une infection péri-dentaire voisine (poche, kyste...) [29].

CHAPITRE III : PROTOCOL CHIRURGICAL DES MINI-IMPLANTS

1. Bilan pré-chirurgical

1.1- Etablissement de plan de traitement

Ces dernières années, le traitement orthodontique à l'aide de mini-implant est venu s'ajouter aux techniques thérapeutiques déjà existantes. Le choix d'utiliser ce type d'ancrage est fait lorsque les autres méthodes conventionnelles ne permettent pas d'atteindre les objectifs de traitement initialement recherchés, lorsque le rapport bénéfice/risque est favorable, les contre-indications et le cout compatible pour le patient. Lors de l'établissement du plan de traitement, l'ancrage que fournit la denture déterminé les limites cliniques du mouvement dentaire, limites dans lesquelles doivent s'inscrire les objectifs de traitement. Les mini-implants permettent ainsi de déplacer les dents au-delà des limites des mouvements classiques, de le faire de façon plus précise et plus rapide, mais peuvent également être utilisés dans le but de renforcer un ancrage dentaire existant. [29]

Avant toute thérapeutique orthodontique, il faut prendre en compte les sept harmonies de base décrites par Lejoyeux [57], qui sont :

—> L'harmonie faciale, fonctionnelle, dentaire et occlusale, squelettique, nutritionnelle temporelle.

Le plan de traitement est essentiel au succès de la thérapeutique. Il nécessite donc un entretien approfondi avec le patient et ses parents, au cour duquel une anamnèse ainsi qu'un examen clinique complet seront réalisés. La planification de traitement orthodontique a l'aide mini-implants s'établi en adéquation avec les objectifs thérapeutiques et les doléances du patient permettant de lui offrir un résultat optimal. Il est donc indispensable, avant la prise de décision finale de la thérapeutique à adopter, de bien évaluer le degré d'ancrage nécessaire. Celui-ci sera fonction de divers paramètres [29]:

- la profondeur de la courbe de spee
- la position des incisives mandibulaire
- L'encombrement de l'arcade mandibulaire par défaut ou excès de places
- Le degré de décalage des bases osseuses
- Les espaces éventuels à fermer
- La valeur de l'angle mandibulaire.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

Lorsque l'utilisation des mini-implants est jugée nécessaire. L'orthodontiste doit obtenir le consentement éclairé de patient recueilli de point de vue médico-légal après l'avoir informé le plus objectivement possible des différents effets secondaires envisageables, de la douleur, de la gêne qu'ils peuvent engendrer. L'introduction des mini-implants dans la thérapeutique doit être admise par le patient, qui accepte alors le risque que des événements non désirés surviennent au cours de traitement, comme la perte ou la fracture de mini-implant. Le plan sera ensuite finalisé en déterminant où les mini-implants seront mis en fonction des mouvements souhaités, de la qualité et de la quantité osseuse, quel mini-implant sera utilisé et combien et comment ils seront inclus dans la thérapeutique orthodontique [29].

Le succès d'une thérapeutique orthodontique à l'aide d'un ancrage par mini-implant réside dans la conception, la préparation minutieuse de plan de traitement. Il paraît alors logique que sans un diagnostic complet et précis, et sans objectifs de traitement bien définis, une thérapeutique efficace ne peut être obtenue [32].

1.2- Déterminer le mouvement souhaité

Lors de la mise en place d'un mini-implant orthodontique, les futurs mouvements dentaires doivent être anticipés pour éviter toute interférence avec le mini-implant ainsi que l'incidence de déplacement dentaire sur les structures anatomiques environnantes. Il est donc primordial avant de mettre en place un ancrage squelettique, de définir les mouvements dentaires recherchés, et donc de déterminer la direction et le type de force nécessaire [22].

1.3- Le choix de site d'insertion

Le choix de site dépend de l'indication et de l'objectif que l'orthodontiste souhaite atteindre. Son choix doit être considéré comme l'élément important dans le succès de l'approche thérapeutique. L'utilisation d'un schéma précis ou de modèle d'étude permet une bonne information [22]. Il doit tenir compte de la proximité des éléments anatomique et du mouvement orthodontique souhaité et ne pas engendrer une gêne ou une blessure. Le site doit être facilement accessible pour le praticien lors de la mise en place et pour le patient lors de brossage [29].

1.3.1- Les différents sites d'insertion

Les sites d'insertion possibles ont été établis après analyse d'une série de crânes secs (Melsen).

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

➤ Au maxillaire, les zones recommandées sont :

- La crête infrazygommatique ;
- L'épine nasale antérieure ;
- Le palais ;
- La zone rétro molaire ;
- Les procès alvéolaires [30] :
 - ✓ entre la première et la deuxième molaire à distance de la crête de 2 à 5 mm de la cote palatine et vestibulaire
 - ✓ Entre la 1M et 2PM à distance de la crête alvéolaire de 2 à 8 mm de cote palatin et de 5 à 8 mm de cote vestibulaire.
 - ✓ Entre la 1PM et 2PM de cote palatin et vestibulaire.
 - ✓ Entre la canine et la 1PM a distance de la crête alvéolaire de 5 à 10 mm de cote vestibulaire et palatin.
 - ✓ Entre les incisives.

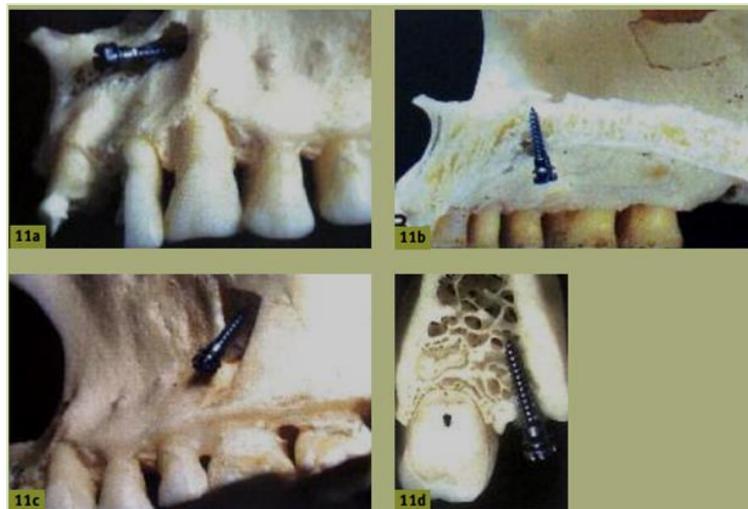


Figure 42 a/b/c/d: les sites d'implantations des mini-implants au niveau maxillaire (Melsen, 2005) [34].

➤ A la mandibule, il est concevable de mettre en place les mini-implants dans :

- La zone retromolaire ;
- Les procès alvéolaires ;
- La symphyse mentonnière.

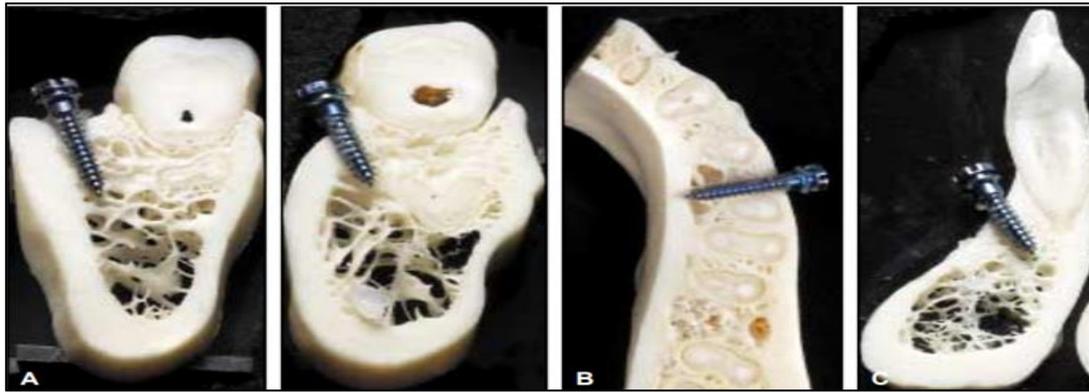


Figure 43 a/b/c: les sites d'implantations des mini-implants au niveau mandibulaire (Melsen2005) [34].

- La face linguale est un site à éviter car elle provoque une gêne pour le patient, les techniques opératoires sont plus compliquées et le taux de perte des mini-implants à cet endroit est plus important [29].
- Les zones édentées peuvent être également de bons sites pour l'implantation des mini-implants que ce soit à la mandibule ou au maxillaire. En revanche cette zone ne doit pas être un lieu d'extraction trop récente car l'os en formation est de moins bonne qualité, et ne permet pas la rétention mécanique du mini-implant [31].



Figure 44 a/b/c: les sites d'implantations au niveau des arcades dentaires [30].

1.3.2- Considération lors du choix de site

Cinq facteurs sont à prendre en considération dans le choix de site adéquat pour la mise en place.

1.3.2.1 Choix de site en fonction de mouvement souhaité

Le choix des sites par type de mouvement est le suivant [30]:

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

– rétraction de l'arcade et secteur molaire et (ou) ingression molaire : crête infrazygomatique, site inter-radicaire vestibulaire ou palatin entre 2PM et 1M, site palatin paramédian au maxillaire, et site inter-radicaire entre 1M et 2M à la mandibule.

Les espaces inter-radicaire mesurés sur des tomodensitométries numérisées montrent respectivement des espaces moyens de 3,18 mm, 5,47 mm, 2,38 mm, 3,75 mm entre les 2PM et 1M vestibulaire palatin et 1M et 2M vestibulaire et palatin.

– recul molaire : site tubérositaire et rétromolaire mandibulaire ;

– mésialisation des secteurs postérieurs : site inter-radicaire entre canine et première molaire;

– ingression antérieure : site inter-radicaire entre les incisives centrales, entre 1 et 2, entre 2 et 3 ;

– ingression et contraction molaire : site palatin médian et paramédian

1.3.2.2- Evaluation de la zone d'ancrage

Une fois le site choisi par l'orthodontiste, un examen minutieux de site sélectionné doit précéder la pose. Nous devons apprécier visuellement, par palpation et sondage le volume osseux et radicaire ainsi que la qualité et la hauteur de la gencive kératinisée à hauteur de point d'insertion. Nous devons aussi repérer les éléments anatomiques qui peuvent interférer avec le mini-implant, être source d'inflammation des tissus mous, voir d'instabilité et de perte de l'implant.

Ces éléments anatomiques peuvent être une faible hauteur vestibulaire, des brides musculaires ou un frein, sinus et nous amener à changer de site.

La distance inter-radicaire est souvent un facteur limitant la pose de vis entre les dents. Une importante proximité entre le mini-implant et une racine augmente le risque d'échec du traitement. Par ailleurs, le positionnement du mini-implant doit impérativement inclure une marge de sécurité en raison des déplacements antéro-postérieurs dentaires qui amèneraient une racine à entrer en contact avec l'implant au cours du traitement (fig.45) [58-59, 29].



Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

Figure 45 : cliché retro-alvéolaire des prémolaires mandibulaire. Le site d'insertion du mini-implant doit tenir compte de la marge due aux déplacements dentaires [29].

L'ordre des sites les plus sûrs concernant l'espace inter-radicaire disponible s'établi comme suit [22] :

➤ Au maxillaire :

-de cote palatin l'espace inter-radicaire entre la première molaire maxillaire et la deuxième prémolaire de 2 a 8 mm de la crête alvéolaire ;

-de cote palatin, l'espace inter-radicaire entre la première et la deuxième molaire maxillaire de 2 à 5 mm de la crête alvéolaire (excellent site en thérapeutique lingual) ;

-de cote vestibulaire, entre la première molaire et la deuxième prémolaire de 5 à 8 mm de la crête alvéolaire ;

-de cote vestibulaire et palatine entre la première et la deuxième prémolaire entre 5 à 11 mm de la crête alvéolaire ;

-de cote vestibulaire entre les canines et la première prémolaire entre 5 à 11 mm de la crête alvéolaire. L'espace inter-radicaire entre la deuxième et la première molaire

Nous pouvons considérer que la zone est d'autant plus sûre que la mise en place de mini-implant est antérieure.

➤ A la mandibule :

-l'espace inter-radicaire entre la deuxième et la première molaire ;

- l'espace inter-radicaire entre la deuxième et première prémolaire

- l'espace inter-radicaire entre première molaire et deuxième prémolaire à 11 mm de la crête alvéolaire ;

- l'espace inter-radicaire entre la première prémolaire et la canine a 11 mm de la crête alvéolaire.



Figure 46 : coupe scanner axiale passant les racines dentaires et mettant en évidence les espaces inter-radiculaires [29].

Kuroda a montré que le risque d'échec augmenté avec la proximité mini-implant /racine, risque plus évident a la mandibule [59]. Dans son étude le plus grand succès a été obtenu avec des mini-implants situés entre deuxième prémolaire et première molaire maxillaire.

Concernant le volume osseux, au maxillaire, du cote palatin, la plus grande épaisseur d'os mésio-distal se situe entre la première molaire et la deuxième prémolaire (5.5 a 5 mm de profondeur), le moins d'os étant a la tubérosité (1.2a 1mm de profondeur). La présence des sinus ou de dents de sagesse peut expliquer le peu d'os disponible à ce niveau.

Du cote vestibulaire, la plus grande quantité d'os mésio-distal se trouve entre la première et la deuxième prémolaire (3.5mm), et entre les canines et la première prémolaire (4.3mm).

La place mesio-distal disponible la plus faible se trouve entre la première et la deuxième molaire maxillaire (2.3 a 2.5mm).

De façon globale, les sites sécuritaires de mise en place des mini-implants sont plus fréquent de cote palatin que de cote vestibulaire.

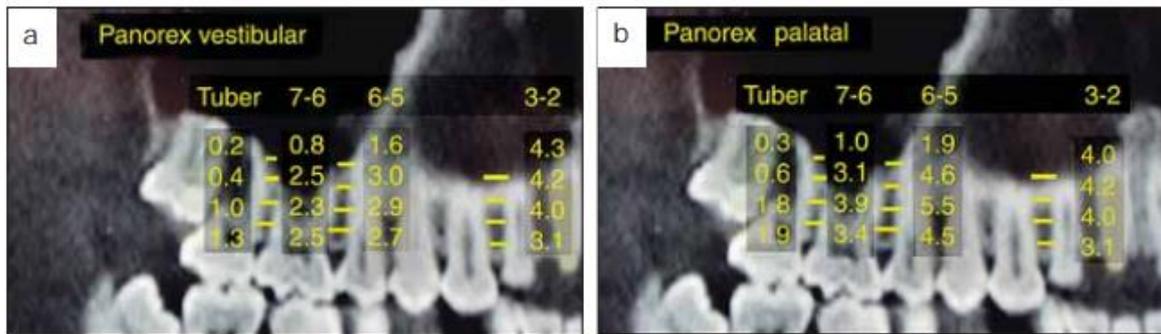


Figure 47 : scanner representant les dimensions mesio-distale du coté vestibulaire (a) et palatin (b), avec des coupes a -2, -5, -8, -11 de la crête alvéolaire [34].

Dans le sens vestibulo-lingual, le plus grand espace se situe entre la première et la deuxième molaire (14.3 a 5 mm de la crête alvéolaire).

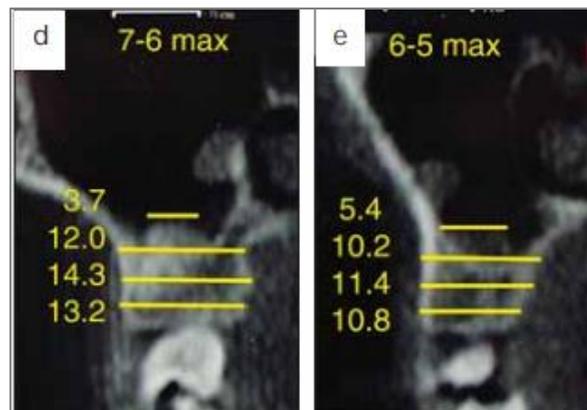


Figure 48: scanner representant les dimensions vestibulo-palatine, avec des coupes a -2, -5, -8, -11 de la crete alvéolaire [34].

Au maxillaire a 11mm de profondeur, à la fois en vestibule-palatin et en mésio-distal, les valeurs sont faible en raison de la présence fréquente du sinus maxillaire. On en conclue donc que les zones, entre les dents postérieur maxillaire, situées à plus de 8mm au-dessus de la crête alvéolaire sont hors limites pour tout type d'implantation.

➤ A la mandibule, la plus grande quantité d'os se situe :

-En mesio-distal entre la première et la deuxième prémolaire (1.0 a 11 mm de profondeur) ; le moins entre la première prémolaire et la canine (0.7 a 2mm de profondeur) ;

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

-en vestibulo-linguale, entre la première et la deuxième molaire (1.5 a 8 et 11 mm de profondeur) ; le moins entre la première prémolaire et canine (6.8 a 2 mm de profondeur).

1.3.2.3- Gencive libre ou attache ?

Il est recommandé d'insérer au niveau de la gencive attachée pour une meilleure cicatrisation. L'insertion au niveau de la gencive libre est envisageable mais il y a risque de cicatrisation inflammatoire douloureuse ainsi qu'un enfouissement de la tête de la vis sous la gencive, ce qui rendrait difficile son utilisation [30]. Pour Cheng, le taux d'échec est augmente si le mini-implant est placé au niveau de la gencive libre. Mais la conclusion de l'étude de Schenelle montre que le clinicien devrait être conscient du fait qu'il n'est pas possible de placer des mini-implants dans la gencive attachée en raison d'un manque de largeur d'os inter-radicaire au niveau des sites potentiellement intéressants [60]. Il faut aussi tenir compte de l'épaisseur de la gencive qui est plus importante à 4 mm de la crête gingival dans la région antérieure et a 8 mm de la crête gingivale dans la région postérieure [22].

1.3.2.4- Densité osseuse

La stabilité primaire de l'ancrage est assurée mécaniquement par le contact osseux étroit entre la surface de mini-implant et la surface osseuse corticale voisine. Le mini-implant est ancré grâce à la corticale osseuse externe, l'os spongieux n'offrant que très peu de rétention mécanique. Cette stabilité primaire (stabilisation mécanique initiale) est non seulement le facteur de le plus important d'une stabilité à long terme mais aussi d'une condition préalable a la cicatrisation avec une interface osseuse stable.

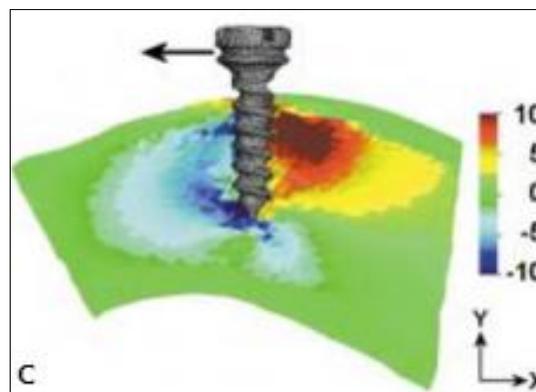


Figure 49 : La déformation est concentrée dans l'os trabéculaire car le centre de rotation est situé près du cortex [34].

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

Park dans une étude fondée sur la densité osseuse mesure en unité Hounsfield [58] , a montré une densité global plus importante a la mandibule (de 810 a 1580 HU pour l'os alvéolaire et de 1320 a 1560 HU pour l'os basal) qu'au maxillaire (de 810 a 940 HU pour l'os alvéolaire et de 835 a 1113 HU pour l'os cortical) ; a noter que la tubérosité présente des valeurs particulièrement basse tant pour l'os alvéolaire (443HU) que cortical(542 HU) ;

-Au maxillaire, la région prémolaire présente la plus forte des densités et la tubérosité la plus faible ;

-A la mandibule, il existe une augmentation progressive de la densité osseuse de la région incisive (la plus faible) à la région retromolaire (la plus forte).

Miyawaki a trouvé qu'une corticale osseuse fine diminue de façon significative le taux de succès [22]. Au contrario, Cheng montre que pour de fortes densités osseuses, notamment à la mandibule, les procédures de forage peuvent induire un échauffement et donc augmenter les risques d'échec [61].

1.3.2.5 Structures anatomiques environnantes

Certaines entités anatomiques présentes au niveau de l'éventuelle zone d'insertion sont à respecter : zone d'émergence du nerf dentaire inferieur, artère palatine antérieures et postérieurs, sinus maxillaire et cavité nasale. Une connaissance anatomique accrue complétée par des examens radiologiques moins conventionnels (scanner, scanora) permettra d'évaluer les rapports anatomiques de la zone choisie [22].

1.4- Bilan radiologique

Le succès des mini-vis réside dans la simplicité de la phase chirurgicale, et le peu de suites opératoires. Une fois le site choisi, nous devons valider la pose chirurgicale par une étude radiographique. Nous devons procéder au repérage des éléments anatomiques suivants [43] :

- hauteur d'os disponible ;
- espace inter-radiculaire ;
- morphologie radiculaire ;
- position du sinus ;
- repérage des points d'émergences des éléments vasculo-nerveux.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

Divers repères radio opaques (fil laiton, grilles graduées) ont été proposés pour sécuriser la pose de l'implant, permettre au praticien de mesurer la distance inter-radicaire a différentes hauteurs.

La radiographie panoramique dentaire est un examen nécessaire mais non suffisant. Elle donne une vision globale, en deux dimensions et déformée de volume osseux, des obstacles anatomique et des espace inter-radicaire.



Figure 50: radiographie panoramique [22].

La téléradiographie de profil est utile dans l'analyse des zones perpendiculaires aux rayons incidents ou il n'existe pas de superposition de structure (zone tuberositaire et palais dur).



Figure 51 : téléradiographie de profil [43].

La radio retro-alvéolaire est une méthode de repérage simple, peu couteuse et faiblement irradiante mais peu fiable. Seul le long cône peut garantir une précision suffisante.

La tomographie longitudinale remplace avantageusement la radiographie retro-alvéolaire grâce a une faible distorsion : l'échelle 1/1, l'orthogonalité du cliché, permettant souvent un repérage précis du site, une mesure millimétrée de l'espace inter-radicaire

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

possible et la reproductibilité du positionnement du patient pour des tomographies pré, per et post opératoire.

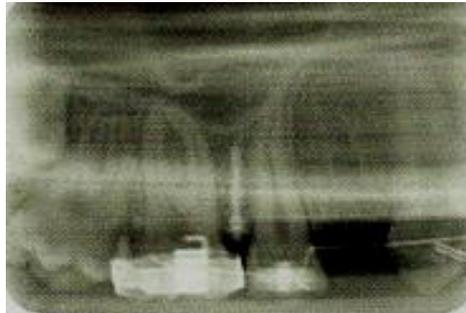


Figure 52: tomographie longitudinale montrant un espace inter-dentaire suffisant pour l'insertion d'un mini-implant entre 5 et 6 [43].

La tomographie transversale permet de sélectionner la longueur appropriée de mini-implant, ainsi que l'angle d'insertion dans certaine situation de proximités radicaire ou de procidence de sinus.

L'imagerie 3D (cône beam) fournit des images de grande précision et peut être utile dans certaines situations.



Figure 53 : image cone beam d'un mini-implant palatin dans l'espace inter-radicaire 5/6 [43].

1.5- Choix de mini-implant

Diamètre et longueur / design / matériaux

1.5.1- Le choix de matériau

Comme nous l'avons décrit dans le chapitre précédent il semble que les mini-implants en acier sont les plus privilégiés en raison de leurs résistances mécaniques augmentées et de la stabilité primaire meilleure que celles des alliages de titane. Pour une durée d'utilisation longue, l'orthodontiste optera pour les mini-implants en acier car ils ne s'ostéointègrent pas

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

contrairement au titane ce qui pose un problème de fracture lors de la pose de celui-ci. Cependant dans certain cas où l'ostéointégration est recherchée le choix sera amené vers les mini-implants en alliage de titane.

1.5.2- Le design de mini-implant [43]

1.5.2.1- La tête

Le volume de la tête doit favoriser le confort de patient. Le design est en fonction de type d'ancrage [22] et permet une connexion facile au dispositif d'activation orthodontique voir à deux dispositifs simultanés.

Certains systèmes (vis universel Tekka ou Imtec 3M® lorsqu'on leur ajoute le TAD O-Cap) proposent une capsule destinée à être emboîtée sur la tête afin d'améliorer le confort et la rétention.

Des mini-implants à tête amovible peuvent présenter un intérêt clinique dans certaines indications. La tête est alors vissée ou divisée pour permettre la fixation ou le remplacement aisé d'un auxiliaire orthodontique

1.5.2.2- Le col

La hauteur de col, court ou long doit correspondre à l'épaisseur de tissu mou pour assurer une transition douce entre la tête et le Corp. de mini-implant propice à l'hygiène et la cicatrisation.

1.5.2.3- Le corps

Le praticien doit choisir un diamètre et une longueur de la partie fileté la plus appropriée aux facteurs individuels (épaisseur de la corticale, densité osseuse, espace inter-radicaire, sinus).

1.5.3. Choix du diamètre et de la longueur

Nous devons respecter trois principes fondamentaux lors du choix des diamètres et longueurs :

– comme en implantologie la contrainte maximale s'exerce au niveau du col de mini-implant, la rétention s'améliorera en augmentant le diamètre plutôt que la longueur ;

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

- même si l'augmentation de la longueur de mini-implant n'a que peu d'effet sur la répartition des contraintes, l'ancrage intra-osseux devra être de 5 mm au minimum ;
- suivant l'épaisseur de la muqueuse nous choisirons un col court de 0,6 mm ou un col long de 1,5 mm.



Figure 54 : Mini-implant (Tekka). Longueur 9 mm, diamètre 1,5 mm, cols de longueur 0,6 mm et 1,5 mm [28].

- Quatre références de diamètre sont disponibles (1,3 mm, 1,5 mm, 1,8 mm, 2,2 mm).

Les diamètres les plus faibles (1,3 mm et 1,5 mm) sont utilisés :

- dans les situations de proximité radiculaire ;
- en présence de tissus durs de qualité, face à un os cortical très dense, il est préférable de choisir le diamètre 1,5 mm afin de minimiser les risques de fractures de mini-implant.

Les diamètres les plus élevés (1,8 mm et 2,2 mm) sont utilisés :

- dans les situations d'os médiocre afin d'augmenter l'interface corticale/partie cervicale de mini-implant ;
- dans les sites à fort taux d'échecs comme les zones molaires et rétromolaires mandibulaires où les contraintes de l'environnement buccal sur le mini-implant favorisent son instabilité ;
- dans les sites sans obstacles anatomiques, tubérosité maxillaire, zone palatine médiane et paramédiane, zone édentée.

- Quatre références de longueur sont disponibles 6 mm, 7 mm, 9 mm, 11 mm, 12 mm

Les longueurs les plus faibles, 6 mm, 7 mm, sont utilisées :

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

– dans les zones vestibulaires, de longueur dégressive du secteur postérieur vers le secteur antérieur ;

– dans les zones palatines médianes et paramédianes (6 mm, 7 mm).

Les longueurs les plus élevées, 9 mm, 11 mm, 12 mm sont utilisés :

– dans les sites palatins inter-radiculaires ;

– dans les sites tubérositaires, rétromolaires, mandibulaires [28].

Le choix de diamètre et de la longueur adapté de mini-implant selon le site anatomique est l'un des facteurs de succès de la stabilité du mini-implant. (Tableau 9)

La plupart des systèmes s'orientent aujourd'hui à la simplification de leurs gammes : une seule forme de tête convenant à la plupart des applications et un nombre de références limitées, un ou deux diamètres avec deux à trois longueurs. Cette simplification limite toutefois la possibilité d'adapter parfaitement le choix du mini-implant le plus approprié.

La tête bracket moins utilisée peut être d'une aide précieuse dans certaines situations, le faible espace inter-radiculaire peut nécessiter un diamètre plus petit (1.3mm) que certains systèmes ont supprimé, ainsi dans certaines applications orthopédiques (disjonction maxillaire, traction intermaxillaire) de même que dans certains sites (palatin médians et paramédians, crêtes édentées), il peut être nécessaire de recourir à des diamètres plus importants (2 mm à 2.2mm).

Ces besoins spécifiques doivent inciter à la connaissance de plusieurs systèmes afin d'effectuer le choix de mini-implant le plus approprié [43].

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

	Site d'insertion	Auteur	Qualité os	Qualité tissus mous	Longueur de mini-implant (mm)	Diamètre de mini-implant (mm)
M A X I L L A I R E	Versant vestibulaire antérieur		++	++		
		Lazaroo et coll.			8-10	1,6-2
		Peuch-Lestrade et coll.			6-7	1,4-1,6
	Versant vestibulaire postérieur		+	+		
		Lazaroo et coll.			8-10	1,6-2
		Peuch-Lestrade et coll.			6-8	1,4-1,8
		Park H-S			8	1,2
		Lee J-S et coll.			moyenne	moyen ou gros
	Versant palatin		+++	+/-		
		Lazaroo et coll.			7-10	1,8-2
		Peuch-Lestrade et coll.			8-10	2
		Park H-S				1,2
		Lee J-S et coll.			Col long de 2mm	
		Tilotta et coll.			7	
	Suture palatine médiane		+	+		
		Lazaroo et coll.			8-10	1,8-2
Tubérosité maxillaire		-	-			
	Lazaroo et coll.			10-12	1,8-2	
Processus zygomatique		+++	-			
	Lazaroo et coll.			8-10	1,8-2	
M A N D I B U L E	Versant vestibulaire antérieur		+++	+		
		Lazaroo et coll.			8-10	1,8-2
		Peuch-Lestrade et coll.			5-6	1,2-1,4
	Versant vestibulaire postérieur		+++	+		
		Lazaroo et coll.			8-10	1,8-2
		Peuch-Lestrade et coll.			8-10	1,4-1,6
		Park H-S			6	1,2
	Triangle rétromolaire		+++	-		
	Lazaroo et coll.			10-12	1,8-2	

Tableau 9: Recommandations pour la longueur et le diamètre du mini-implant en fonction des sites d'insertion.

1.5- Le positionnement de mini-implant

Lorsque Le mini-implant est placé dans un espace inter dentaire, son angulation par rapport au grand axe des dents est d'environ 30° à 40° au maxillaire et de 10° à 20° à la mandibule. Cela permet une meilleure fixation et minimise le risque des lésions des racines

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

(fig.55a/b) (Davarpanath et coll., 2007) [31]. Dans le secteur maxillaire postérieur, le mini-implant doit être perpendiculaire à l'os pour ne pas léser le sinus maxillaire (Carano, 2005) [32]. Au niveau palatin, pour éviter les lésions de l'artère palatine descendante et du nerf grand palatin, des mini-vis de 7 mm sont préconisées à 5 mm du sommet du septum alvéolaire et perpendiculairement au grand axe de la dent (fig. ©) (Tilotta et coll., 2008) [30].

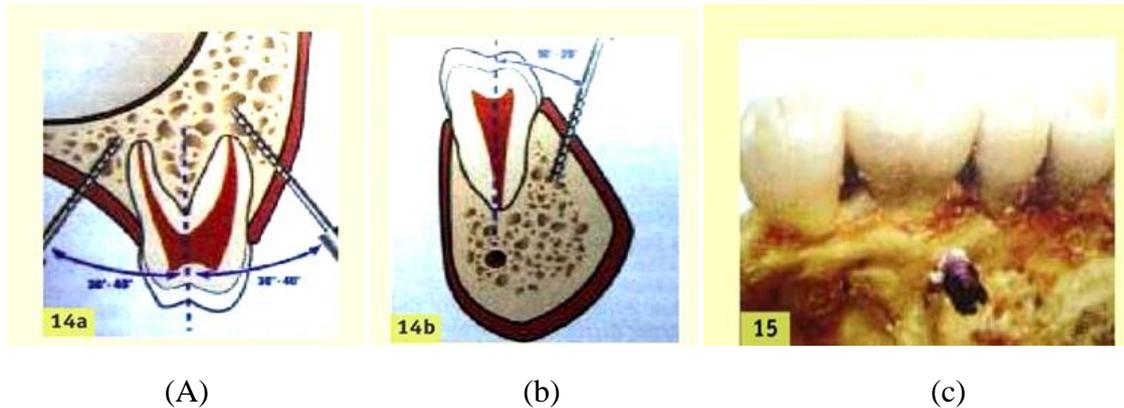


Figure 55 : (a) et (b) angles d'insertion des mini-implants dans l'os alvéolaire [30] :

(a): insertion au maxillaire. Noter l'angle d'insertion de 30° à 40°

(b): insertion à la mandibule. Noter l'angle d'insertion de 10° à 20° (Davarpanath et coll., 2007).

(c) Le mini-implant insérée perpendiculairement au grand axe des dents, à 5 mm du sommet du septum alvéolaire, sur une longueur de 7mm (Tilotta et coll., 2008).

2. Bilan chirurgical

Le protocole opératoire comporte plusieurs étapes qui doivent se dérouler dans les conditions d'asepsie identiques à celle décrites en implantologie classique.

2.1- Radiographie

En premier lieu, le site d'insertion est repéré radiologiquement par une radiographie orthogonale et un panoramique [30]

2.2- Analgésie et désinfection

-Analgésie généralement locale, par infiltration. Elle doit être légère afin de maintenir une certaine sensibilité desmodentale qui alertera le praticien en cas de proximité radiculaire. Certains auteurs préconisent uniquement une analgésie topique.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

-pose de champ opératoire et désinfection du site d'insertion a la chlorhexidine 0.2% ou a l'alcool iodé [29].

2.3- incision

Une incision n'est nécessaire qu'au niveau des sites d'insertion dépourvus de gencive kératinisée. Dans les autres cas, l'insertion sera généralement transmuqueuse. Les mini-vis sont aujourd'hui toutes autoforantes, grâce à des alliages de titane plus résistants, et à un filetage autoforant.



Figure 56 : flet autoforant d'un mini-implant en alliage de titane [43].

2.4- Evaluation de l'épaisseur des tissus mous

Cette mesure se fait à l'aide s'une sonde parodontale. Elle conditionne le choix de la longueur du col de mini-implant. Une ligne entre les deux dents et parallèle à leurs grands axes est marquée par pression d'une sonde parodontale sur la gencive. Cette ligne sert de référence verticale [29-30].



Figure 57 : Mesure de l'épaisseur a l'aide d'une sonde parodontale [9].

2.5- Insertion de mini-implant [30]

La mise en place des mini-implants s'effectue aisément. Le vissage peut être manuel à l'aide d'un tournevis. Le manche de l'applicateur manuel est placé dans la paume de la main afin d'assurer une bonne stabilité lors de la manipulation. Le vissage peut être aussi mécanique à l'aide d'un contre angle sous irrigation et à vitesse réduite (30 à 60 tr/min).

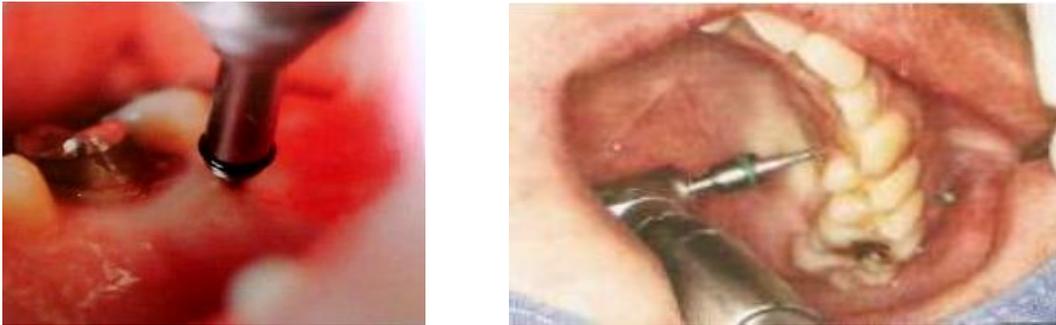


Figure 58 : insertion de mini-implant à droite, vissage manuel; à gauche, insertion à l'aide d'un contre angle à vitesse réduite [29,9]

Le vissage se fait dans le sens horaire. Tout les mini-implants sont autotaraudants. Deux situations sont possibles en fonction du type de mini-implant.

- Mini-implant autotaraudant et autoforant (fig.59)

L'insertion est directe à travers la gencive avec un tournevis manuel ou un contre-angle à vitesse réduite, sans forage préalable puisque la pointe du mini-implant amorce lui même le vissage.

-On commence par insérer le mini-implant perpendiculairement à la surface dans l'os cortical sur 1 mm environ.

- il est ensuite retirée complètement puis réinséré selon l'angle d'insertion correct.
- À la fin, une rotation est appliquée au mini-implant sans force verticale.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

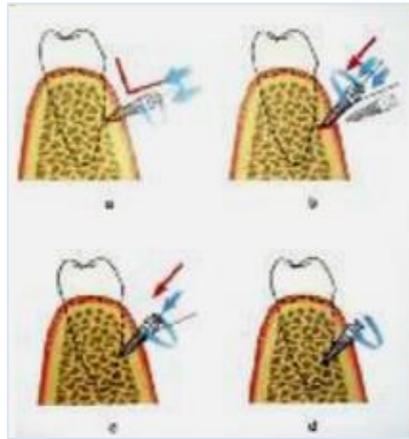


Figure 59 : Manœuvre de mise en place d'une mini-vis autoforante (Lee et coll., 2008) [30].

- Mini-implant non autotaraudant (fig.60)

L'insertion est précédée d'un forage à l'aide d'un foret monté sur contre-angle à faible vitesse, perpendiculairement à la surface, sur 1mm environ.

- Le foret est retirée, et réinséré selon l'angle correct (forage des 2/3 de la longueur de mini-implant) le préforage peut s'avérer nécessaire dans un os cortical dense. Ce cas de figure est généralement rencontré dans les secteurs postérieurs mandibulaires. L'objectif de ce préforage est de faciliter l'insertion du mini-implant plus particulièrement ceux en titane et d'éviter la fatigue de matériau, facteur de risque de la fracture lors de la pose et de la dépose [29].

-Le vissage de mini-implant se fait ensuite, avec un tournevis manuel ou un contre-angle à vitesse réduite.

- Et à la fin, une rotation de mini-implant est exercée sans composante verticale.

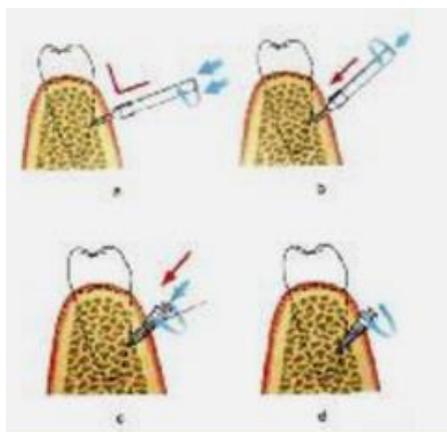


Figure 60 : Manœuvre de mise en place d'une mini-vis non autoforante (Lee et coll., 2008) [30].

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

2.6- Contrôle de la stabilité primaire

Il faut tester la mobilité de mini-implant en traction et en compression à l'aide d'une sonde. Un test de percussion sur la tête de la vis avec le manche d'un miroir doit produire un son sourd et métallique [30].

La stabilité primaire de l'implant correspond à sa stabilisation mécanique immédiate après implantation. Elle est directement dépendante de trois groupes de facteurs, qui sont étroitement liés [62]:

- les facteurs liés à l'hôte : ils interviennent dans la sélection optimale du site ;
- les facteurs liés à l'opérateur : ce dernier doit assurer une bonne manipulation ;
- les facteurs liés aux implants : la nécessité d'augmenter la stabilité oriente vers le choix d'un système implantaire donné.

2.7- Contrôle radiographique

Il convient de vérifier radiologiquement l'axe d'insertion et le bon positionnement de mini-implant.

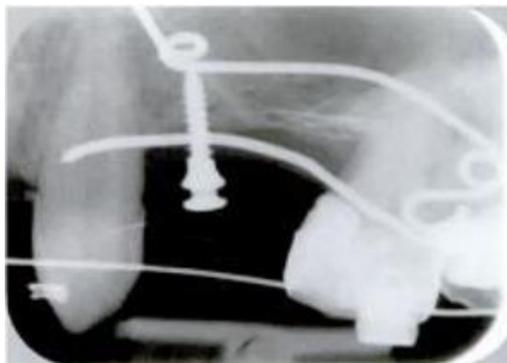


Figure 61 : radiographie du mini-implant (Ancora®) en place [22].

2.8- Soins et conseils postopératoires

Une prescription d'antalgique de palier 1 et de bains de bouche est effectuée. Les conseils postopératoires d'usage sont dispensés au patient. Une brosse à dent manuelle à poile souple est recommandée. La présence du corps étranger que constitue le mini-implant peut être ressenti par le patient pendant 5 à 7 jours. En cas de véritable gêne, la tête du mini-

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

implant peut être recouvert de cire orthodontique. Il est important de recommander au patient de ne pas jouer avec le mini-implant.

Un rendez-vous avec l'orthodontiste doit être prévu dans la semaine suivant la mise en place du mini-implant [29].

2.9- Mise en charge

Contrairement aux cas des implants utilisés dans le but prothétique, les forces appliquées sur les mini-implants sont contrôlées, unidirectionnelles, continues et relativement faible (de l'ordre de 20 a 300 g, soit 0.2 a 3N) [31]. Un chargement immédiat après la mise en place est possible et ne compromet pas le processus de cicatrisation. Cependant, dans l'étude de Motoyoshi et al. (2007), le taux de réussite chez les adultes était supérieur à celui des adolescents avec mise en charge immédiate, probablement en raison de la densité osseuse plus élevée. Cela suggère qu'il faut attendre deux semaines avant de pouvoir utiliser les mini-vis chez les adolescents [47].

Dans la majorité des cas, une ligature élastomérique ou métallique toronnée représentant une charge de 50 g peut être mise en place dans la semaine suivant l'insertion afin de stabiliser le mini-implant. Un délai de 3 semaines à 1 mois est alors préconisé par les auteurs avant la véritable mise en charge.

De plus si le mini-implant est placé au niveau de la muqueuse, le délai nécessaire à la cicatrisation doit être respecté avant la mise en charge [29].

2.10- Cicatrisation péri-implantaire

La cicatrisation osseuse est le résultat d'actions coordonnées de différentes cellules qui communiquent entre elles via diverses molécules par le biais de récepteurs spécifiques.

En implantologie, l'ostéo-intégration est considérée comme une cicatrisation directe ou primaire. Elle peut être comparée à la cicatrisation de la fracture, dans laquelle les extrémités osseuses sont unies par l'os, sans formation de tissus fibreux intermédiaire ou de fibrocartilage et elle est activée par toute lésion de la matrice osseuse préexistante. Une fois arrivée, l'ostéo-intégration suit un programme commun, déterminé histologiquement [63].

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

La mise en place chirurgicale du mini-implant entraîne une lésion de l'hôte ce qui va provoquer une inflammation de ce dernier. Après plusieurs secondes la surface du mini-implant entré en contact avec le sang est recouverte d'une fine couche sériques. Par la suite, un hématome se forme à l'interface os/mini-implant qui joue un rôle d'échafaudage pour la cicatrisation osseuse péri-implantaire.(1) L'infection bactérienne induit la réponse immunitaire de l'hôte, les cytokines pro-inflammatoires telles que l'interleukine (IL)-1b, l'IL-6, l'IL-12, le facteur de nécrose tumorale (TNF)-a et l'interféron, induisent la destruction des tissus (Dinarello 2000, Seymour et Gemmell 2001). D'autres cytokines anti-inflammatoire, y compris l'antagoniste des récepteurs de l'IL-1, l'IL-4, l'IL-10, l'IL-13 et le facteur de croissance transformant (TGF)-b jouent un rôle protecteur (Opal et dePalo 2000) [62].

Peu de temps après l'adsorption des protéines, la surface associée aux thrombocytes. En raison de l'agrégation et de la dégranulation des thrombocytes à la surface, des mécanismes de coagulation ont lieu et des cytokines (facteur de croissance transformant (TGF) et facteur de croissance dérivés des plaquettes (PDGF) ainsi que plusieurs facteurs vasoactifs (sérotnines et histamines) libérés des granules cytoplasmiques de ces cellules. Ces chimio-attractifs stimulent la prolifération et la migration de diverses cellules, orientant ainsi les mécanismes de guérison péri-implantaire (Dreka et all, 2006). Les neutrophiles polymorphnucléaires (PMN) jouent aussi un rôle important dans la réponse inflammatoire. Elles dominent l'interface os/mini-implant au premier et deuxième jour. Le nombre de PMN a tendance à diminuer lorsque les bactéries et les endotoxines ne sont pas présentes à l'interface. Au deuxième jour de la guérison, la migration des monocytes et l'accumulation des macrophages commencent à avoir lieu (Davies, 2003) pour éliminer les cellules mortes, les résidus de la matrice extra-cellulaire et les bactéries.

Outre le rôle sur la phase inflammatoire initiale, une autre mission des macrophages est l'expression de cytokines, ainsi, ils fournissent des signaux importants afin de stimuler le recrutement des progéniteurs ostéogéniques et endothéliaux pour la phase proliférative suivante. La libération d'amines vaso-actifs, l'infiltration de thrombocytes et leucocytes, l'établissement de réseau de coagulations et de fibrine. Cette phase est suivie de l'élimination du coagulum par les PMN puis par les monocytes, au moment même où l'angiogenèse commence à ce produire. Les nouveaux capillaires produits, fournissent de l'oxygène et de nutriments au tissu nouvellement formé à l'interface. Le comportement des cellules sanguines à l'intérieur de la matrice structurelle à base de fibrine a un impact majeur sur les mécanismes de cicatrisation à l'interface os/implant. Meyer et al (2004) ont démontré que les cellules ostéogénitrices commençaient à s'attacher à la surface implantaire un jour après l'insertion.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

L'arrivée de ces cellules ostéo-génitrices différenciées sécrètent la matrice sans collagène pour la minéralisation par participation de calcium et de phosphate. Cette couche, ou la minéralisation initiale se produit, est constituée de protéines non collagéniques (principalement de l'ostéopontine et sialoprotéine osseuse) et de protéoglycanes (Klinger et al, 1998). Après la précipitation du phosphate de calcium, la formation et la minéralisation des fibres de collagène ont lieu. Ainsi, un tissu non collagène est établi entre la surface du mini-implant et le compartiment de collagène calcifié par ostéogenèse de contact. L'établissement de cette matrice calcifiée sur la surface du mini-implant, engendre la formation osseuse tissée et l'organisation de trabécules osseux pour la reconstitution de l'os endommagé dans la zone péri-implantaire (Marco et al, 2005).

Après trois à quatre mois, le mini-implant est principalement entouré d'un mélange d'os tissé et lamellaire (Chappard et al, 1998) [64]. (voir annexe 01, p123).

2.11- Critères de pérennité

La pérennité des mini-implants dépend de plusieurs critères [29].

2.11.1- Densité de la cortical osseuse

Elle conditionne la stabilité du mini-implant dès sa mise en place et sa fixité durant l'application des forces. Généralement, les sites envisageables à la mandibule présentent une corticale osseuse suffisamment épaisse pour garantir la stabilité de mini-implant. Au maxillaire, l'épaisseur des remparts alvéolaires vestibulaires postérieurs est moins importante.

2.11.2- Tissus mous environnant

Un mini-implant placé dans la gencive attaché bénéficie d'une interface implant/tissu mous plus stable, permettant de limiter les risques d'inflammation et d'infection.

2.11.3- Traumatisme chirurgical

Quel que soit le protocole d'insertion de mini-implant, le traumatisme chirurgical et les lésions osseuses générées sont inévitables. Ce traumatisme chirurgical a deux causes : la pression engendrée par le vissage et l'échauffement. Le praticien doit veiller à adapter son geste de manière à les minimiser et à ne pas compromettre la stabilité primaire.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

2.11.4- Pression due au vissage

La procédure chirurgicale doit être systématisée en fonction du site : réaliser un abord transmuqueux ou lever un lambeau ; effectuer ou non un préforage. Le praticien doit d'emblée choisir « le bon site et le bon axe d'insertion ». La réalisation d'un avant trou permet, d'une part, de diminuer la pression lors de vissage et, d'autre part, de guider la pointe du mini-implant dans l'axe choisi. Par ailleurs, l'insertion d'un mini-implant autoforant engendre des micro fractures du tissu osseux et la nécrose de cellules osseuses en raison de la pression et de l'action de coupe. Lors de vissage forcé, la tête de mini-implant peut se rompre. Pour pallier ce défaut, il faut utiliser des mini-implants de diamètre supérieur à 1,6mm et une tête avec un col épais

2.11.5- Echauffement

L'élévation de température est due au frottement de mini-implant sur l'os lors de son insertion. Une irrigation abondante est indispensable, notamment en présence d'un os cortical épais. La réalisation d'un avant trou contribue à diminuer l'échauffement en réduisant la pression exercée sur l'os.

2.11.6- Design du mini-implant

Le type de filetage conditionne d'une part la pression nécessaire à l'insertion de mini-implant et, d'autre part, la répartition des contraintes lors de l'application des forces. Un implant de coupe transversale rectangulaire ou trapézoïdale est plus difficile à insérer mais assure une meilleure répartition des forces.

2.11.7- Forces exercées

Une surcharge peut provoquer une mobilité de mini-implant et une résorption osseuse. Les forces exercées doivent être continues et relativement faibles. Selon l'état de l'os, un mini-implant de 1,8 mm de diamètre peut supporter une force maximale de 350 g. cette valeur descend à 150 g pour un mini-implant de 1,4 mm de diamètre.

2.11.8- Processus de cicatrisation

Le processus de cicatrisation osseuse est initié par les dommages causés aux cellules et à la matrice lors de l'insertion du mini-implant. Il comporte une phase inflammatoire, une phase réparatrice et une phase de remodelage comme le détaille le titre précédent (2.10). Le

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

processus de cicatrisation, aboutit à la création d'une interface os/mini-implant dont les caractéristiques biomécaniques peuvent affecter la stabilité du mini-implant. Une cicatrisation avec de l'os néoformé nécessite un nombre suffisant de cellules, une nutrition suffisante de ces cellules, un stimulus correct de réparation de l'os et des conditions cicatricielles optimales. Une charge orthodontique adéquate peut stimuler la formation osseuse alors que des forces excessives ou trop précoces peuvent avoir des effets néfastes.

2.11.9- Herméticité des tissus mous autour du mini-implant et hygiène du patient

L'interface mini-implant/tissus mous s'effectue au niveau du col du mini-implant qui est une partie lisse dont le diamètre est supérieur à celui du corps. Il se forme toujours au niveau de cette interface un tissu inflammatoire. L'herméticité de cette interface doit être maintenue grâce à l'hygiène du patient, qui est un facteur essentiel de pérennité du mini-implant.

3. Dépose du mini-implant

Le mini-implant est déposé lorsque le praticien juge que les objectifs du traitement ont été atteints. La dépose s'effectue, après une analgésie topique, à l'aide d'un tournevis ou d'un contre-angle. Les résultats histologiques montrent que l'interface os/mini-implant et la minéralisation osseuse augmente avec la dureté de la charge. L'hexagone de mini-implant peut être envahi par apposition osseuse imposant lors de la dépose une insertion précise de tournevis dans l'hexagone afin de prévenir le risque de la fracture de la tête de mini-implant

Une fracture de col peut aussi survenir à la cour de la dépose, la meilleure prévention tient du bon choix du diamètre et d'une technique de pose adéquate minimisant le risque de fracture à la dépose. Au besoin, un trépan peut être utilisé si la fracture ne laisse pas de spires supra-osseuses.

Le faible taux d'ostéointégration pour le titane peut rendre difficile la dépose. Le cas échéant, le mini-implant est habituellement facilement retiré quelques jours après la 1ère tentative. L'absence d'ostéointégration, pour les mini-implants en acier, simplifie la procédure [29, 43].

4. Risques chirurgicaux [29]

4.1- Considérations anatomiques au maxillaire

Les mini-implants peuvent être mis en place au niveau de la gencive, de la muqueuse alvéolaire ou de la muqueuse palatine. L'os cortical maxillaire peut procurer une stabilité primaire suffisante pour assurer un ancrage orthodontique chez l'adulte.

Dans le choix du site d'insertion le praticien doit tenir compte des éléments anatomiques présentés dans chaque versant afin d'éviter leur lésions, pour cela on cite :

4.1.1- Versants vestibulaire postérieurs :

Dans ce versant le choix du site est compliqué par la présence du sinus aussi par sa variabilité morphologique. En effet, le risque de pénétration sinusienne est important et doit être prévenu par un examen radiologique rigoureux. Pour cela, le mini-implant doit être inséré dans le septum inter-radiculaire, perpendiculairement à la table osseuse pour éviter une effraction du sinus. (Fig.62)



Figure 62 : vue latérale d'un massif facial sec. La transparence de la face latérale du maxillaire en regard des molaires traduit la faible épaisseur d'os cortical et la proximité du sinus [29].

4.1.2- Versants vestibulaire antérieur

A ce niveau s'insère le muscle abaisseur du septum nasal et de l'aile du nez, en regard des apex des incisives. Ils sont donc systématiquement lésés par l'insertion d'un mini-implant. De plus, la présence d'un mini-implant est gênant pour le patient en raison de l'action des muscles annexés à la cavité orale.

4.1.3- Versants palatins

Les éléments anatomiques qui se trouvent dans cette région limitent son exploitation dans la thérapeutique orthodontique par mini-implants, ces éléments sont :

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

Le foramen incisif, qui se trouve au niveau de la zone rétro-incisive. Cette structure anatomique rend cette zone fragile et elle ne doit pas être exploitée en raison de la présence du risque encouru étant lié à la perte d'ancrage plutôt qu'à la lésion nerveuse.

On retrouve aussi l'artère palatine descendante, le nerf grand palatin, et le sinus.

La configuration de réseau de l'artère palatine descendante favorise le risque de lésion artérielle lors de la mise en place du mini-implant. Elle se traduit par l'apparition d'un saignement peropératoire qui peut être facilement arrêté par une compression du site opératoire. (Fig.63)



Figure 63 : la configuration en réseau de l'artère palatine descendante favorise le risque de lésion artérielle lors de la mise en place d'un mini-implant si celui-ci est placé trop amicalement [29].

A tenir compte aussi de la proximité du sinus dans ce versant ou l'insertion à 8 mm du sommet du septum doit être réservée aux cas où le sinus est de petit volume. Pour la même raison, l'inclinaison de 10 à 20° du mini-implant en direction apicale ne doit être envisagée qu'en présence d'une voûte palatine très peu profonde. Dans tous les cas, le risque d'effraction est fortement diminué avec des mini-implants de 7 mm.

L'espace compris entre les racines de la deuxième prémolaire et celles de la première molaire se présente aussi comme un élément anatomique que le praticien doit déterminer avant l'insertion du mini-implant. Un espace d'environ 4 mm est jugé suffisant pour l'insertion de ce dernier. Or, cet espace est très variable d'un individu à l'autre et dépend notamment de la courbure des racines et d'une éventuelle rotation dentaire. Ainsi, une rotation mésio-palatine de la première molaire rapproche la racine mésio-vestibulaire de la face palatine du processus alvéolaire et augmente le risque de lésion radiculaire. Ce risque accru avec les mini-implants de 9 mm, quelle que soit la hauteur d'insertion. Par ailleurs, les espaces inter-radiculaires augmentent en direction apicale et deviennent plus favorables à l'insertion d'un mini-implant.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

4.1.4- Processus zygomatique

Il présente une forme générale d'une crête arrondie, orientée en haut et dehors, depuis la première molaire jusqu'à l'os zygomatique cette crête constitue la limite entre les faces antérieure et postérieure de l'os maxillaire. Elle est généralement réduite à une fine lame osseuse dans ses deux tiers inférieurs. Selon le degré de pneumatisation du sinus maxillaire, ce processus peut comporter une zone d'os spongieux.

En fonction de la variabilité anatomique interindividuelle, le sinus maxillaire peut émettre une expansion au sein du processus zygomatique. Il existe donc un risque non négligeable d'effraction sinusienne. (Fig.64)

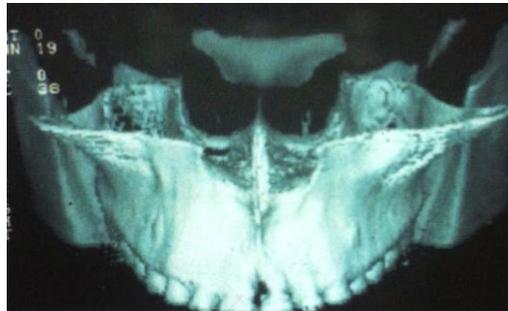


Figure 64 : coupe scanner axiale montrant une expansion de la cavité sinusienne au sein de processus zygomatique du maxillaire [29].

4.1.5- Tubérosité maxillaire

L'expansion du sinus à ce niveau diminue la quantité d'os disponible qui peut parfois être insuffisante pour l'insertion du mini-implant. Le praticien doit aussi garder à l'espace le passage de l'artère alvéolaire supéro-postérieure, plaquée sur la tubérosité maxillaire par l'aponévrose buccinatrice (fig.65).



Figure 65 : dissection de l'os maxillaire après injection du réseau artériel. La transillumination met en évidence l'artère alvéolaire supéro-postérieure, plaquée sur la tubérosité maxillaire [29].

4.1.6- Suture palatine

Cette région étant faiblement vascularisée, la cicatrisation est souvent médiocre. De plus, la suture palatine est un site de croissance. Par conséquent, il n'est pas exploitable chez les jeunes patients dont la croissance n'est pas terminée.

4.2- Considérations anatomiques à la mandibule

4.2.1- Paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur

Le principal élément anatomique rencontré à la mandibule est le paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur qui chemine au sein de l'os spongieux et qui n'est pas protégé par une corticale. Cette morphologie et ses rapports variables avec les apex des racines le rend vulnérable aux différents éléments mécaniques pouvant l'atteindre. (Fig.66)



Figure 66 : dissection du secteur molaire mandibulaire après injection du réseau artériel et levée d'un volet osseux. Le paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur chemine au sein de l'os spongieux sans être protégé par un véritable canal [29].

4.2.2- Pédicule mentonnier

Le foramen mentonnier est l'orifice de sortie du canal mandibulaire. Il est orienté en haut et en arrière et livre passage aux vaisseaux mentonniers et au nerf mentonnier. Il se situe généralement à l'aplomb de la racine de la première ou de la deuxième prémolaire.

La situation du foramen mentonnier varie selon les sujets mais aussi avec l'âge. Chez l'adulte, il est équidistant des bords supérieur et inférieur du corps mandibulaire. Chez l'édenté, il se rapproche du bord supérieur jusqu'à devenir parfois déhiscent.

4.2.3- Nerf lingual

Après un trajet commun avec le nerf alvéolaire inférieur sur 1 à 3 mm, le nerf lingual aborde de la partie postérieure du creux sublingual. Il chemine sur la table osseuse linguale,

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

en regard de la troisième molaire mandibulaire, puis se dirige en avant et en dedans pour plonger dans la langue dont il assure l'innervation sensitive.

4.2.4- Espaces inter-radiculaires

Les espaces inter-radiculaires sont généralement restreints dans le secteur incisivo-canin et s'élargissent en direction distale. (Fig.65) Une importante proximité entre un mini-implant et une racine augmente le risque d'échec du traitement [59].



Figure 67 : les espaces inter-radiculaires s'élargissent généralement dans les secteurs prémolaire et molaire mandibulaire [29].

4.2.5- Région rétro-molaire

Dans cette région le praticien doit s'assurer à l'aide d'un cliché panoramique que l'on est à distance du paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur. De même, il faut tenir compte du passage du nerf lingual au niveau de la table osseuse linguale en regard de la troisième molaire (Fig.68).



Figure 68 : détail d'un cliché panoramique objectivant la position du paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur par rapport au mini-implant [29].

Il est aussi indispensable de s'assurer qu'en occlusion, l'espace disponible laissé par la tubérosité maxillaire ou les dents antagonistes est suffisant.

La morphologie osseuse du site peut être évaluée par palpation intra-buccale.

Chapitre III : protocole chirurgical des mini-implants

Chez l'adulte, il peut exister un canal collatéral du canal mandibulaire allant de la base de la lingual (en avant du foramen mandibulaire) vers la dernière molaire : c'est le canal de robinson.

4.2.6- Versants vestibulaire postérieurs

Le repérage du foramen mentonnier par cliché radiographique est indispensable. Un foramen arrondi et de petite taille traduit souvent la présence d'une boucle antérieure du nerf alvéolaire inférieur avant l'émergence du nerf mentonnier à la surface osseuse. A l'inverse, un foramen ovalaire révèle que le nerf alvéolaire inférieur se rapproche progressivement de la surface osseuse, l'affleure en émettant le nerf mentonnier puis replonge dans l'os. Il ne faut cependant pas perdre de vue la configuration et la situation du foramen mentonnier peuvent varier.

L'implantation au niveau de ce site est soumise aussi à l'évaluation des espaces inter-radiculaires. La table osseuse vestibulaire présente une inclinaison en bas et en dehors plus ou moins prononcé. En regard des molaires, le praticien doit tenir compte de la présence de la ligne buccinatrice qui est une ligne mousse se détachant du tubercule mentonnier et se dirigeant en haut et en arrière pour se confondre avec le bord antérieur de la branche mandibulaire. Cette ligne donne insertion au muscle buccinateur. La mise en place d'un mini-implant sur cette ligne doit, si possible, être évité. La morphologie de la surface osseuse doit être évaluée par palpation afin d'adapter l'angle et la hauteur d'insertion du mini-implant.

4.2.7- Versant vestibulaire antérieur

Le praticien ne doit pas perdre de vue l'insertion du muscle mentonnier en regard des apex des incisives mandibulaires (fig.69). L'insertion d'un mini-implant à ce niveau peut provoquer une douleur chez le patient.

Par ailleurs, le foramen mentonnier pouvant être dans une situation plus antérieure que celle classiquement décrite, le repérage par cliché radiographique est indispensable.

Les espaces inter-radiculaires du versant vestibulaire antérieur sont réduits, ce qui compromet souvent l'utilisation de ce site.



Figure 69: dissection anatomique montrant l'insertion des muscles mentonniers en regard des apex des incisives mandibulaires [29].

4.2.8- Versants linguaux

Le mini-implant ne doit pas être mis en place en dessous du niveau du plancher lingual car celui-ci comporte de nombreux éléments anatomiques (glandes salivaires, muscle et nerf mylo-hyoidiens). De la même façon, le mini-implant ne doit pas être placé en regard des molaires car le nerf lingual est plaqué contre le rempart lingual de ces dents à un niveau souvent variable.

Une connaissance parfaite de ces rapports anatomiques aide le praticien à choisir le site d'insertion idéal du mini-implant qui est un facteur primordial du succès d'un traitement orthodontique.

**CHAPITRE IV : COMPLICATIONS OPERATOIRES
ET ECHECS : PROBLEMS ET SOLUTIONS**

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

1. LES COMPLICATION DE POSE ET DE DEPOSE DES MINI-IMPLANTS

1.1. Les complications per-opératoires

1.1.1- Dérapage de mini-implant

En cas d'insertion oblique et surtout sur une corticale dense, le mini-implant peut glisser et se perdre entre muqueuse et périoste, imposant un lambeau pour le récupérer. Cette complication est plus fréquente dans les régions présentant une surface osseuse inclinée tel que la région retro- molaire [66].

1.1.2- Lésions desmodontales et radiculaires

Si certaines précautions ne sont pas prises, le placement d'un mini-implant entre deux dents risque de provoquer un traumatisme desmodontal ou radiculaire. Les complications potentielles incluent le ligament parodontal, la racine ou le tissu pulpaire. Le pronostic est donc en rapport avec la structure touchée. D'après la littérature, les complications induites par une lésion radiculaire peuvent aller de l'ankylose à la perte de vitalité en fonction de la proximité pulpaire [66]. Toute fois, Asscherickx et al [67]. Ont montré que des cicatrisations dentaire et parodontale complète peuvent être obtenues dans 12 à 18 semaines suivant la dépose de mini-implant incriminé si seul le ligament est touché.



Figure70 : perforation de a racine vestibulo-médiale [29].

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

1.1.3- Emphysème sous cutané

Il se produit lors de l'intervention si l'air venant de la seringue air-eau ou celui produit par l'utilisation d'instruments rotatifs à une vitesse trop élevée pénètre sous la muqueuse gingivale. Le principal symptôme est une distension des tissus mous accompagnée ou non de crépitation à la palpation. Cliniquement le gonflement de la peau augmente de minute en minute après la pénétration de l'air pour se répandre jusqu'à dans le cou (95% des cas) ou vers la région orbitaire (45% des cas). En cas de survenu l'opérateur doit immédiatement interrompre l'intervention, et prendre une radiographie périapicale et panoramique pour évaluer l'étendue de l'emphysème. On prescrit au patient une antibiothérapie préventive d'une semaine, des antalgiques, des bains de bouche à la chlorhexidine et l'application de glace pendant les 24 heures. La grosseur et les symptômes douloureux peuvent subsister pendant 3 à 10 jours selon l'ampleur de l'emphysème [66].

1.1.4- Effraction sinusienne ou nasale

Une perforation des fosses nasales ou du sinus maxillaire peut survenir lors de l'insertion d'un mini-implant au maxillaire ou dans la région zygomatique. Des perforations sur une courte distance (< 2 mm) du sinus maxillaire guérissent sans complications majeures. Il est toutefois recommandé d'angler l'axe perpendiculairement à la paroi alvéolaire lorsque le sinus est présent [66].



Figure 71 : Coupe axiale d'une pièce anatomique passant par le sinus maxillaire. Effraction de sinus avec un mini-implant de 9 mm inséré à 8 mm de sommet de septum inter-radicaire en direction apicale [29].

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

1.1.5- Lésion des structures nerveuses

Des complications nerveuses peuvent apparaître suite à la méconnaissance de l'anatomie ou de négligence lors de la réalisation d'examen complémentaires. Les conséquences de ce type de lésion sont cependant désastreuses pour le patient. A la mandibule, la lésion peut concerner le nerf alvéolaire inférieur, le nerf mentonnier dont la lésion se traduit cliniquement par une paresthésie labio-mentonnière tandis que la lésion de nerf lingual engendre une perte de la sensibilité de la langue du côté du mini-implant [29].

Dans la région palatine, une attention toute particulière est accordée au nerf grand palatin. Ce dernier passe avec son artère homologue au niveau du foramen grand palatin, qui se situe généralement entre la 2^e et la 3^e molaire maxillaire.

Pour la plupart des blessures qui sont mineures, les sensations sont retrouvées en moins de 6 mois par contre, si la lésion est plus importante le patient devra suivre un traitement à base de corticoïdes, de microchirurgie ou avoir recours à une thérapie au laser [66].

Pour prévenir toute complication, il est souhaitable de réaliser une radiographie panoramique afin de déterminer la position verticale de canal mandibulaire et la localisation de foramen mentonnier.

1.1.6- Lésions vasculaires

Au niveau palatin, la lésion d'une branche de l'artère palatine descendante est fréquente en raison de la configuration en réseau celle-ci [29]. Il convient donc d'être attentif au repérage de paquet vasculaire. L'étude publiée par Tilotta et al [43] a montré qu'une insertion à 8 mm de septum alvéolaire augmente le risque de lésion vasculaire d'une branche de l'artère palatine descendante.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions



Figure 72: petite hémorragie due à la lésion d'une branche de l'artère palatine descendante lors de la mise en place d'un mini-implant dans le versant alvéolaire palatin. Le mini-implant a été déposé et inséré plus cervicalement [29].

1.1.7- Douleurs

Du fait de la faible anesthésie, le patient peut ressentir une compression intra-osseuse désagréable plus que douloureuse. La douleur est une alerte pour l'opérateur d'une éventuelle proximité radiculaire. En cas de douleur inexplicée, la vis doit être déposée [24].

1.2. Complications postopératoires

1.2.1- Fracture du mini-implant

Le mini-implant peut se fracturer au cours de la pose lorsque son diamètre est petit et que son insertion est faite sous pression excessive dans un os cortical dense sans préforage préalable ou lorsque le torque de vissage est incompatible avec le type de mini-implant (matériau et diamètre).

Une fracture peut survenir également au moment de la dépose en raison d'un col trop étroit ou d'une fatigue due aux sollicitations mécaniques et musculaires. Ou en raison d'une ostéointégration partielle de titane et des alliages de titane [22]. Serra et al ont constaté moins de fracture sur les mini-implants en alliage de titane que sur ceux en titane pure [9]. L'acier a le moins de risque de fracture.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions



(a) : Sous une contrainte expérimentale en torsion un mini-implant en titane



(b) : fracture de la tête de mini en titane.

Se fracture (Aarhus®).



(c) : Sous une contrainte expérimentale en torsion un mini-implant en acier

se déforme.



(d) : fracture survenu lors de vissage.

Figure 73 : (a) (b) (c) (d) différentes fractures [29].

1.2.2- Mobilité et désinsertion du mini-implant

Le taux de succès des mini-implants est très confortable. Cependant, il arrive de manière non prévisible que celles-ci deviennent exagérément mobiles ou soient spontanément perdues, constituant les 2 principales causes d'échec. De nombreux facteurs entrent en jeu :

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

Lorsqu'au cours du traitement, le mini-implant devient fortement mobile (environ 20 % des cas), il est nécessaire de le déposer et il est possible d'en reposer un à proximité. Dans le cas où cette mobilité est moindre compatible avec un ancrage suffisant, un revissage, après aseptie et anesthésie, peut être tenté [30, 29].



Figure 74: rejet du mini-implant (Lee e coll., 2008) [30].

1.2.3- Inflammation et infection péri-implantaire

Cette réaction postopératoire peut survenir dans les jours suivant la pose du mini-implant. Une inflammation est considérée comme normale pendant deux semaines, temps nécessaire à la cicatrisation. Au delà, le phénomène devient anormal. Une accumulation de plaque, une irritation mécanique ou encore une difficulté d'accès à la tête de mini-implant pour les soins d'hygiène peuvent conduire à une inflammation, à une péri-implantite ou une infection qui peut aller jusqu'à la formation d'un abcès dans les cas les plus graves. Dans ce cas une antibiothérapie ainsi qu'une hygiène rigoureuse autour de col de mini-implant avec la chlorhexidine est nécessaire, et un drainage sera réalisé si un abcès se forme [66, 9].

Les risques inflammatoires sont plus élevés dans la muqueuse alvéolaire en raison de la mobilité et la faible densité des fibres de collagènes par rapport à la gencive attache ce qui favorise la création d'un hiatus au niveau de col de mini-implant [43].

Dans ces cas, si le patient ne ressent aucune gêne ni douleur et ne présente aucun signe général d'infection, le mini-implant pourra être laissé en place. Il faudra insister sur l'importance d'une bonne hygiène buccale et aussi utiliser un bain de bouche pendant 2 à 4 jours après la mise en place du mini-implant [9].

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions



Figure 75 : Inflammation gingivale autour de mini-implant [30].

1.2.4- Lésion des tissus mous adjacents

Placé en regard des zones muqueuses mobiles telles que les lèvres ou la face interne des joues, les mini-implants peuvent provoquer par frottement l'apparition de lésions ulcéreuses et douloureuse [29]. Ces lésions cicatrisent en une à deux semaines par l'application d'une pommade sur la lésion et en recouvrant la tête de mini-implant avec un composite ou une cire pour protéger les sites adjacents [9].



Figure 76 : mini-implant recouvert par du composite [29].

1.2.5- Recouvrement du mini-implant par les tissus mous

Le recouvrement de la tête du mini-implant par les tissus mous survient lorsque le mini-implant est inséré profondément, en association avec une hygiène mal maîtrisée. Ou lorsque celui-ci est inséré dans la gencive libre. En absence d'une infection, cette hypertrophie n'est généralement pas douloureuse. Une incision est donc réalisée pour exposer le mini-implant. Une antiseptie à la chlorhexidine réduit l'hypertrophie des tissus mous [29, 66].

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions



Figure77: recouvrement du mini-implant par les tissus mou et enfouissement progressif [29].

2. LES ECHECS : CAUSES, CONDUITE A TENIR ET PREVENTION

Malgré l'engouement certain qu'ont connu les mini-implants auprès des orthodontistes, la proportion d'échecs est loin d'être négligeable. D'après les données récentes de la littérature, le taux de succès varierait de 75 % à 91,1 % en fonction des études. Généralement, la dépose anticipée des mini-implants s'impose en cas de collision avec un élément anatomique voisin (dent, nerf...), ou s'il devient impossible de les exploiter comme source d'ancrage pour des raisons mécaniques, manque de stabilité primaire, fracture et/ou biologiques : inflammation et abcès péri-implantaires [62].

Afin d'anticiper au mieux la survenue de ces différents types d'échecs, une analyse minutieuse des facteurs mis en cause doit être entreprise.

2.1- Mobilité et désinsertion du mini-implant (Instabilité des mini-implants)

L'apparition de la mobilité des mini-implants en cour de traitement est généralement due à un défaut de stabilité primaire [29]. Celle-ci dépend de trois facteurs principaux à savoir [62] :

2.1.1- les facteurs liés à l'hôte

Un échec peut survenir lorsque **la qualité et la quantité de l'os** est insuffisante. En effet l'épaisseur et la densité influence directement la répartition des forces exercées ils sont donc un point déterminant pour une bonne résistance mécanique. Bien que les caractéristiques de l'os cortical varient non seulement d'un individu à l'autre, mais aussi d'un site à l'autre.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

Une classification de **la densité osseuse** en 4 catégories de D1 à D4 est classiquement utilisée en implantologie. Elle permet d'établir un véritable diagramme de densité osseuse en fonction du site considéré. Les os de type D1 à D3 présentent une densité acceptable pour la pose de mini-implants autoforants, ce qui n'est pas le cas pour l'os de type D4 non corticalisé [66].

Au niveau d'une zone édentée, **les remaniements importants** que subit l'os alvéolaire peuvent également compromettre la stabilité primaire de mini-implant dans les premières semaines post-extractionnelle.

L'âge du patient est un élément important. La pose de mini-implants conviendrait mieux aux adultes de plus de 30 ans car leur corticale serait plus dense et plus épaisse [62].

L'épaisseur de l'os cortical vestibulaire serait également corrélée au **type facial** [68]. Les sujets présentant un angle mandibulaire ouvert auraient une épaisseur de corticale plus fine dans la région de la 1^{re} molaire mandibulaire (1,5 - 2,7 mm) que ceux ayant un angle mandibulaire fermé (2,3 - 3,7 mm). Miyawaki [70]. S'appuie sur ces travaux pour expliquer le taux d'échec plus élevé observé chez les patients ayant une typologie hyperdivergente.

Par ailleurs, l'insertion des mini-implants dans **muqueuse mobile** augmente le taux d'échec.

Enfin, une **contrainte venant des régions périphériques** peut favoriser une mobilité progressive de l'implant. Des forces masticatrices excessives [62] s'exercent parfois entre les 1^{re} et 2^e molaires mandibulaires. La langue peut également déstabiliser des implants placés au maxillaire ou à la mandibule sur le versant lingual. D'ailleurs, les échecs rencontrés au niveau lingual mandibulaire surviennent dans plus de 75 % des cas [71] : la pose de mini-implants à ce niveau est fortement déconseillée.

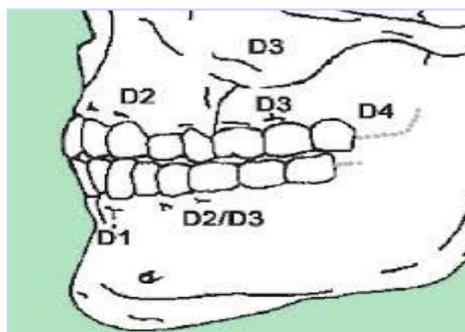


Figure 78: Diagramme de densité osseuse (modifié d'après Kravitz) [66].

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

- D1 est un os cortical dense (zones mandibulaire antérieure et palatine médiane).
- D2 est un os cortical épais (2 mm) et poreux à trabéculations larges (aires maxillaire antérieure et mandibulaire postérieure).
- D3 est un os cortical fin et poreux avec une fine trabéculatation (zones postérieures du maxillaire et de la mandibule).
- Enfin, D4 désigne un os finement trabéculé (maxillaire postérieur et région tubérositaire).

2.1.2- Les facteurs liés à l'opérateur :

Le succès de la thérapeutique implantaire dépend étroitement **de l'expérience du chirurgien**. Sa dextérité, son aptitude à maintenir un axe de forage constant pour ne pas élargir l'espace dévolu à l'implant.

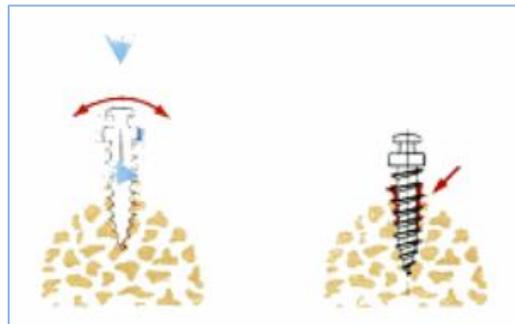


Figure 79 : manque de contrôle lors du vissage entraînant un effet de fouettage avec risque de lésion osseuse [22].

Il faut garder à l'esprit que l'os mature est sensible à la température. Les dommages du tissu osseux interviennent lorsque la température de l'os atteint 47° C pendant 1 à 5 minutes [72].

Un tel **traumatisme chirurgical** peut se produire sous l'effet d'une pression ou plus exactement d'un torque de vissage excessif (> 100 Nmm¹⁸) dans un os dense et épais de type D1 [62].

Pour éviter les risques de nécrose osseuse au niveau de l'interface os-implant et par conséquent une perte de stabilité à court terme, le praticien doit évaluer la nécessité ou non d'effectuer un **préforage** sous irrigation, et, le cas échéant, choisir le foret adapté. En règle générale, ce foret pilote doit toujours être sous-dimensionné d'au moins 0,3 mm par rapport au diamètre de mini-implant [34]. En fait, plus le diamètre de préforage augmente, moins

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

bonne est la stabilité primaire. Ainsi, pour l'insertion d'une vis de 2,0 mm de diamètre dans un os dense, l'utilisation d'un foret de 1,3 mm est recommandée.

Par ailleurs, de nombreux auteurs se sont interrogés sur les **modalités de mise en charge orthodontique**. Bien contrôlée cliniquement, la mise en charge immédiate ne compromet pas la stabilité primaire. Dans une étude histologique, Büchter indique qu'une mise en charge immédiate est possible à condition de ne pas exercer un moment de version supérieur à 6 N.mm au niveau du bord osseux pour des mini-implants de 1,6 mm de diamètre [73]. Ces résultats ont été confirmés cliniquement, notamment par Miyawaki [70]. Ce dernier constate que le délai entre l'implantation et la mise en charge n'a pas d'influence sur le taux de succès tant que la force initiale ne dépasse pas 2N (200 g force). Toutefois, certains auteurs se montrent plus prudents et recommandent des forces initiales inférieures ou égales à 0,5 N (50 g force). Que ce soit au moyen d'une chaînette élastomérique, d'un ressort métallique, ou de l'association des deux, il semblerait que le moment induit par la force orthodontique soit davantage préjudiciable s'il va dans le sens du dévissage [62].

2.1.3- Les facteurs liés aux implants

La **biocompatibilité** de l'état de surface influence grandement le type d'interface formé. Les matériaux les plus biocompatibles sont le titane pur, suivis des alliages de titane. L'acier inoxydable entraîne inéluctablement la formation de tissu fibreux, ce qui ne compromet pas pour autant la stabilité primaire du mini-implant. D'autres critères entrent en compte dans le choix du **matériau** constitutif de la vis, notamment sa **solidité** (le titane pur est fragile pour des diamètres réduits), et sa **résistance à la corrosion**, l'alliage de titane Ti-6Al-4V libère des ions métalliques de vanadium, mais les concentrations mesurées chez l'animal n'atteignent pas le seuil de toxicité [74]. **La forme** générale, la forme du filetage et le **diamètre** de l'implant sont en relation avec la répartition des contraintes sur les tissus osseux adjacents. Ainsi, dans l'os cortical, plus le diamètre est important, meilleure sera la répartition des contraintes [62].

D'après la plupart des auteurs sa **longueur** ne joue pas un rôle crucial dans l'obtention d'une stabilité primaire. Toutefois, il faut que la partie enfouie dans l'os ait une longueur minimale, notamment dans les zones où la gencive est épaisse : 5 mm selon Kuroda [75], 6 mm selon Tseng [62].

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

En réalité, la meilleure façon de renforcer l'ancrage squelettique consiste à augmenter le nombre de mini-implant et éventuellement à les solidariser, avant de les soumettre à une charge orthodontique importante (ingression de molaires, recul en masse). C'est du moins l'une des conclusions de l'étude rétrospective de Chen [76]. L'auteur constate d'ailleurs un taux de succès plus élevé avec les mini-plaques, pour lesquelles 2 à 3 mini-implants sont systématiquement solidarisés. D'un point de vue biomécanique, il est préférable de répartir l'intensité globale d'une force entre plusieurs vis, d'une part pour diminuer la charge orthodontique appliquée sur chacune d'elles, et d'autre part pour tenter de contrecarrer certains effets parasites prévisibles. (fig.89)



Figure 80 : Ingression molaire à l'aide de 4 mini-vis : les moments de version parasite tendent à s'annuler mutuellement, que ce soit dans le sens vestibulo-palatin ou dans le sens mésio-distal.

La figure 81 synthétise l'ensemble des facteurs qui interviennent dans l'obtention d'une stabilité primaire.

2.1.4- Conduite à tenir :

Lorsqu'au cours du traitement, le mini-implant devient fortement mobile, il est nécessaire de la déposer et il est possible d'en reposer une à proximité. Dans le cas où cette mobilité est moindre compatible avec un ancrage suffisant, un revissage, après asepsie et anesthésie, peut être tenté [30-29].

2.1.5- Prévention : La prévention découle des facteurs d'échecs. Le respect de Protocol d'insertion, le moment de la mise en charge, le choix de mini-implant (matériau, diamètre et longueur...) appropriés et du site d'insertion adéquat permettent de réduire le taux d'échec.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

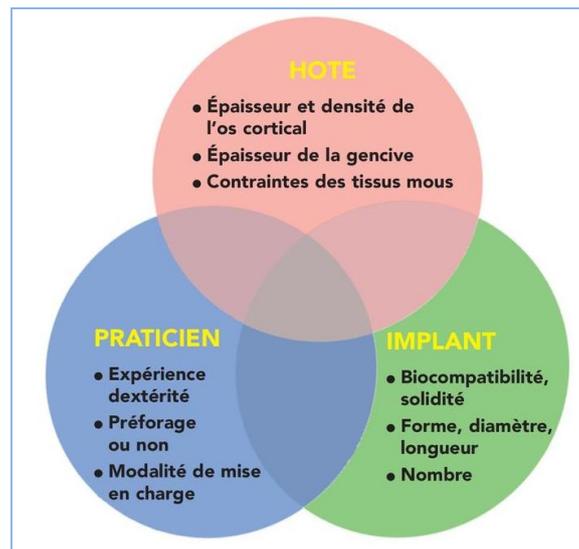


Figure 81: Paramètres influençant la stabilité primaire d'un mini-implant [62].

2.2- Fracture

2.2.1- Causes

La première cause de fracture est l'inadéquation entre le mini-implant choisi et les forces appliquées pour obtenir le mouvement souhaité. Ainsi, la fracture peut résulter d'un diamètre trop fin associé ou non à une longueur excessive. Elle est consécutive à un mouvement de torsion.

La deuxième cause de fracture réside dans la mauvaise évaluation de la résistance de la corticale osseuse ou dans le non-respect du protocole chirurgical.

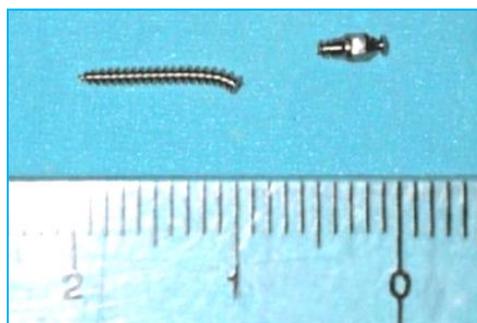


Figure 82: Les fractures surviennent le plus souvent au niveau du col pour les mini-implants de petits diamètres [62].

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

2.2.2- Conduite à tenir : la fracture se produit généralement au niveau du col qui est une zone de fragilité. Le praticien ne doit pas chercher à déposer le mini-implant au risque de créer des lésions osseuses importantes pouvant empêcher la mise en place d'un nouveau mini-implant.

2.2.3- Prévention

*respect du protocole : le risque de fracture est réduit si le protocole d'insertion et la mise en charge sont rigoureusement respectés.

En présence d'un os cortical épais (sites palatins et secteurs vestibulaire postérieurs mandibulaire) ou d'un site peu accessible, la réalisation d'un avant trou à l'aide d'une fraise fissure, voire d'un préforage sur 2 à 3 mm par un foret pilote dont le diamètre est inférieur de 0.2-0.3 mm à celui du mini-implant, peut s'avérer nécessaire.

Choix du mini-implant : la conception des mini-implants ainsi que le choix du matériau permettent généralement de réduire le risque de fracture. Celle-ci est plus fréquente sur les mini-implants en titane que sur des mini-implants en acier inoxydable. Sur certains mini-implants, la présence de rainure latérale évite la concentration des contraintes lors de l'insertion.

La résistance à la torsion étant proportionnelle au cube de diamètre du mini-implant, une très faible augmentation de diamètre augmente considérablement la solidité de l'implant. Le praticien doit choisir le mini-implant de plus grand diamètre compatible avec le site d'insertion retenu et le respect des éléments anatomiques environnants. Cependant, si un mouvement antéro-postérieur est recherché, le diamètre d'un mini-implant inséré dans un espace inter-radiculaire doit respecter la marge nécessaire au déplacement dentaire. En présence d'un os cortical dense, le choix d'un mini-implant court permet de réduire le risque de fracture [29].

2.3- Lésion radiculaire

2.3.1- Causes : La lésion d'une racine dentaire par un mini-implant résulte soit d'une erreur d'appréciation de l'espace inter-radiculaire disponible, soit d'un mauvais axe d'insertion.

Elle peut également survenir à la cour de traitement si les mouvements dentaires engendrent une proximité entre le mini-implant et la racine.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

Une lésion radiculaire se traduit par une douleur pendant l'insertion de min-implant alors qu'une atteinte de ligament parodontal se manifeste par une sensibilité plus ou moins importante lors de la mastication.

2.3.2- Conduite à tenir : des clichés retro alvéolaires sous différentes incidences permettent de confirmer le diagnostic.



Figure 83: lésion radiculaire. (Miyazawa K et all) [24].

La lésion du ligament parodontal, plus fréquente, est souvent réversible. Elle nécessite la dépose de mini-implant et éventuellement la prescription d'un antalgique de niveau 1. Le praticien doit cependant observer la cicatrisation avant d'envisager la mise en place d'un nouveau mini-implant a proximité de ce site.



Figure 84: coupe axiale d'un maxillaire mettant en évidence un espace trop étroit entre les racines de la C et 1PM incompatible avec l'insertion d'un mini-implant [29].

2.3.3- Prévention : la prévention de la lésion d'une racine ou du ligament passe par une étude pré-implantaire rigoureuse afin de s'assurer de disposer d'un espace suffisant et de retenir un axe d'insertion adéquat.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

Lors de l'insertion d'un mini-implant dans l'espace inter-radiculaire, il peut être utile de tendre la muqueuse en l'appliquant contre le rempart alvéolaire afin d'objectiver les profils des racines. Dans les secteurs incisive-canins et prémolaire, l'espace disponible croît en direction apicale en raison de la conicité des racines.

L'analgésie qui permet la mise en place de mini-implant sans douleur pour le patient doit être suffisamment légère pour alerter le praticien en cas de proximité radiculaire. Une résistance importante lors du vissage laisse supposer un contact avec une racine et doit inciter le praticien à modifier légèrement l'axe d'insertion.

Si un mouvement antéro-postérieur est recherché, il est impératif de prévoir une marge de débattement lors de la mise en place du mini-implant dans l'espace inter-radiculaire afin d'éviter une trop grande proximité entre le mini-implant et une racine lors du déplacement dentaire. Si le mouvement antéropostérieur souhaitée est important, il est préférable de placer un mini-implant à distance ou de prévoir le déplacement du mini-implant au cours de traitement [29].

2.4- Effraction du sinus

2.4.1- Causes : L'effraction sinusienne est souvent consécutive à une mauvaise appréciation de la morphologie et du volume sinusiens, associée à un axe d'insertion trop angulé en direction apicale ou à une insertion trop haute de mini-implant.

2.4.2- Conduite à tenir : l'effraction de sinus pose rarement des problèmes inflammatoires ou infectieux. Cependant, elle cause une perte d'ancrage et peut être responsable de l'apparition d'une mobilité du mini-implant et, à terme, de sa perte. Dans ce cas, le praticien doit la déposer et sélectionner un autre site d'implantation qui permettra au corps de mini-implant d'être totalement intra-osseux.

2.4.3- Prévention : le praticien qui choisit un site de mise en place dans les secteurs molaires ou prémolaires qu'ils soient vestibulaire ou palatins, doit impérativement évaluer radiologiquement l'extension de sinus maxillaire au préalable.

Au niveau de ces sites, il est préférable de limiter l'inclinaison de l'axe d'insertion en direction apicale, voire d'insérer le mini-implant perpendiculairement à la surface osseuse. De même la hauteur du site d'implantation dans l'espace inter-radiculaire doit être déterminée en fonction de l'examen radiologique et de la proéminence de sinus.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

2.5- Lésion nerveuse

2.5.1- Causes : le risque de lésion d'une branche nerveuse concerne principalement deux secteurs mandibulaires : le secteur prémolaire vestibulaires le site retromolaire.

Le nerf mentonnier émerge du foramen mentonnier généralement situe en regard des apex des prémolaires mandibulaires. Cependant, la position du foramen mentonnier est soumise à des variations anatomiques relativement fréquentes. De plus, il n'est pas rare que le trajet du nerf lingual est plaqué contre la corticale linguale de la troisième molaire mandibulaire, plus ou moins près du collet.

Ces deux nerfs peuvent donc être facilement lésés en cas de méconnaissance de l'anatomie ou de négligence lors de la réalisation d'examens complémentaires.

2.5.2- Conduite à tenir : le mini-implant en cause doit être immédiatement déposé.

2.5.3-Prévention : le risque de lésion nerveuse doit avant tout être prévenu par une connaissance parfaite de l'anatomie de site d'insertion retenu émettant de prescrire les examens complémentaires indispensables [29].

2.6- Lésion vasculaire

2.6.1- Causes : au niveau palatin, la lésion d'une branche de l'artère palatine descendante est fréquente en raison de la configuration en réseau de cette artère.

2.6.2- Conduite à tenir : en clinique la lésion d'une artère palatine se traduit par un saignement postopératoire qui peut être facilement arrêté par une compression de site opératoire, éventuellement associée à une analgésie avec une solution contenant un vasoconstricteur. la lésion de cette branche artérielle n'engendre pas de trouble trophique de la muqueuse palatine en raison, d'une part, de la vascularisation complémentaire assurée par les artères pharyngiennes et palatine ascendante et, d'autre part, de la prise en charge par l'artère palatine accessoire qui vascularise le même territoire.

2.6.3- Prévention : une connaissance parfaite de l'anatomie de site d'insertion retenu prévient le risque lésionnel.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

2.7- Lésion infectieuse

2.7.1- Causes : les micromouvements se produisant à l'interface min-implant/tissus peuvent aboutir au développement d'une capsule fibreuse et d'une bourse séreuse. Cette dernière va engendrer l'accumulation de particules produites par la corrosion de mini-implant au contact de la plaque et augmenter le risque infectieux. *La formation d'une capsule fibreuse est observée plus fréquemment en présence de matériel en acier que du matériel en titane ou en alliage de titane.*

L'apparition d'un phénomène infectieux peut également être due à une faute d'asepsie lors de la mise en place de mini-implant, à un défaut d'hygiène ou encore à une irritation de la muqueuse.

2.7.2- Conduite à tenir : en présence de phénomène infectieux collecté, une incision doit être pratiquée et associée à un traitement antibiotique. Après guérison et cicatrisation, un nouveau mini-implant peut être mis en place.

2.7.3- Prévention : le praticien doit éviter les sites au niveau desquels la muqueuse est trop mobile. Le respect rigoureux de protocole chirurgical et des réglés d'asepsie est impératif. Il n'est généralement pas nécessaire de prescrire un traitement antibiotique sauf en présence d'un risque d'hématome.

Les conseils d'hygiène doivent être dispensés au patient et le praticien doit s'assurer qu'ils sont appliqués tout au long du traitement.

2.8- Lésion inflammatoire

2.8.1- Causes : Les tissus mous péri-implantaires constituent une barrière biologique protectrice face à l'agression bactérienne. La qualité de ces tissus mous influe grandement sur la pérennité du dispositif. Si une hygiène bucco-dentaire rigoureuse n'est pas respectée, une inflammation et/ou une infection mineure peuvent survenir. Or, l'inflammation des tissus mous est associée à une augmentation de 30 % du taux d'échec [70].

Les mini-implants placés dans la muqueuse alvéolaire sont très fréquemment recouvertes par les tissus mous en même temps que les éléments actifs accrochés sur leur tête (ressort, chaînette élastomérique) ; ce qui constitue un risque d'inflammation supplémentaire. Leur

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

taux de succès reste inférieur à celui des mini-implants placés en gencive attachée kératinisée [23].

La conception du col représente également un facteur clef. Une partie transmuqueuse très lisse minimise le risque d'accumulation de plaque et donc d'inflammation autour de la vis.

2.8.2- Conduite à tenir : le mini-implant est conservé si le phénomène inflammatoire peut être contrôlé par une hygiène renforcée. Il est recommandé d'utiliser un bain de bouche pendant 2 à 4 jours après la mise en place de mini-implant [9].

2.8.3- Prévention : Afin de réduire les risques d'inflammation il est recommandé au patient d'instaurer une hygiène rigoureuse.

Certains dispositifs sont commercialisés dans des conditionnements non stériles. Il va de soi que les mini-implants, tout comme le reste de l'instrumentation chirurgicale, doivent être stérilisés par le praticien avant utilisation.

L'évaluation de la qualité et la quantité des tissus mous au préalable. Les mini-implants doivent être insérés dans la gencive kératinisée afin de réduire le risque inflammatoire. Comme l'épaisseur de gencive varie d'un site à l'autre, il est recommandé d'avoir à disposition une gamme de mini-implants avec des longueurs de col différentes [62].

Pour conclure, il est possible pour chaque type d'échec, de répertorier un certain nombre de facteurs de risque. Toutefois, la relation de cause à effet est souvent difficile à établir. La connaissance des causes et des facteurs de risques qui mènent à l'échec permettra de réduire la survenue d'un échec au cours d'un traitement orthodontique par mini-implant.

Chapitre IV : Les complications opératoires, les échecs : problèmes et solutions

Conclusions

L'avènement de la technique d'ancrage par mini-implants a permis d'obtenir un ancrage osseux plus stable que les autres ancrages dentaires pour l'application des systèmes des forces biomécaniques orthodontiques. Cette nouvelle notion d'ancrage a permis d'affranchir des contraintes imposées par les moyens d'ancrages conventionnels et d'élargir le spectre des possibilités thérapeutiques.

Le titane largement utilisé en ancrage squelettique temporaire fut le matériau biocompatible par excellence. Mais il ne semble pas être indiqué à toutes les situations cliniques notamment dans les traitements de longue durée. L'ostéo-intégration partielle que subit ce matériau constitue un risque majeur de fracture lors de la dépose.

Dans le cas de densité osseuse élevée le vissage de mini-implant requiert de meilleures performances mécaniques que seul l'acier inoxydable semble pouvoir assurer sans être fracturé ni déformé dans un temps relativement plus faible par rapport au titane et ses alliages. Ainsi, l'acier ne s'ostéo-intègre pas il servira d'usage dans les traitements de longue durée. Cependant, dans certains cas cliniques, comme les zones de faible densité osseuse et afin d'améliorer la stabilité primaire une ostéo-intégration est recherchée le titane sera donc privilégié.

Malgré le grand intérêt que porte le choix de matériau mais il ne semble pas le seul facteur à influencer la réussite de cette thérapeutique orthodontique, en effet, une bonne connaissance anatomique maxillaires et mandibulaires ainsi que leur croissance semble aussi un élément déterminant dans la réussite des traitements par mini-implant.

Malgré tout les intérêts que présentent les mini-implants leur utilisation n'est toujours pas définie pour toutes les situations cliniques. Étant utilisés que depuis peu, il y a un manque de recul sur la valeur des résultats obtenus à long terme. D'autres travaux de recherches seront encore nécessaires pour évaluer cette nouvelle technique d'ancrage, et pour préciser son utilisation dans d'autres domaines.

BIBLIOGRAPHIE

Bibliographie

- [1]. Poirier J, Catala M, André J, Gherardi R, Bernaudin JF. Histologie : les tissus. 3eme édition. Paris : Elsevier Masson ; Juin 2016. P.95.96.97.98. 100.103
- [2]. Toppets V, Pastoret V, De Behr V, Antoine N, Dessy C, Gabriella. Morphologie, croissance et remaniement du tissu osseux. Ann Méd Vét. 2004 ; 148 :1-13.
- [3]. Poirier et all. Histologie moléculaire. 5eme édition. Elsevier Masson ; 1995.
- [4]. Burkitt HG, Young B, Heath JW. Weather's Functionnal Histology : AText and Colour Atlas. 3rd Edition : Churchill Livingstone : Edinbourg ; 1993 P. 170-90.
- [5]. Deleglise Dai J. LES TRANSPLANTATIONS PERIOSTEEES : Indications actuelles et perspectives d'avenir [mémoire]. Lorraine : Université Henri Poincary, Nancy I. 2003 P.35
- [6]. Frayssinet P, Guichet JM. Aspect de la régénération osseuse : Rôle du périoste et de la moelle osseuse. Déc 2004 ; 90(8) : 765-70
- [7]. Thomas R. Atlas de medcine dentaire Orthopedie dentofacial Diagnostic. édition flammarion medecine science ; 1992 P. 9
- [8]. Moukoko D. Le périoste vascularisé et la reconstitution osseuse, vascularized periosteum and bone régénération. Déc 2010 ; 29(1) : s214- s220.
- [9]. Robine C. Les minivis orthodontiques : Indications et bilan pré-chirurgical. [thèse]. Nante : Université de Nante ; 2010. P15.16.22-25.59.60.66
- [10]. Vivot JB. L'augmentation osseuse pré-implantaire : analyse comparative des techniques et resultats . Nancy. HAL Université Henry Poincary Nancy I ; 2011. P19.20.23
- [11]. Tortora GJ. Grabowski SR. Principe d'anatomie et de physiologie.3eme édition ; 2001.
- [12]. Del Fabbro M. Effet de la carence en œstrogène sur le remodelage de tissus osseux alvéolaire [thèse]. Toulouse. Université Paul Sabatier ; 2013 P.31.33

Bibliographie

- [13]. Baiotto S. Model viscoélastique de remodelage osseux : Approche théorique, numérique et expérimentale [thèse]. Paris. Université Paris XII Val De Marne ; 2004 P26.
- [14]. Colombo A. La micro- architecture de l'os trabéculaire en croissance : variabilité tridimensionnelle normal et pathologie analysé par microtomodensitometrie – anthropologie biologique. Bordeaux. Université bordeaux ; 2014 P. 49
- [15]. Odin G. Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliqué à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale [thèse]. Paris : Ecole national supérieur des mines ; 2008 P10.11
- [16]. Charbonnier B. Représentation schématique d'un cycle de remodelage osseux. courtoisie-banque-dimages. Sur le site :
https://www.researchgate.net/profile/Baptiste_Charbonnier/publication/321862706/figure/download/fig2/AS:631642225909771@1527606650088/2-Representation-schematique-du-cycle-de-remodelage-osseux-courtoisie-banque-dimages.png
- [17]. Davarpanah M et Al. Manuel d'implantologie clinique. 3ème édition : CdP ; 2012 P10
- [18]. Dau M, Apana U. Martinez, M.Kebir, J.Ftecucianu. Manuel d'implantologie clinique. CdP édition ; 2005
- [19]. Bassigny F. Manuel d'orthopédie dento-faciale. Masson ; 1983 P. 24.116-21
- [20]. El-nabbout. F. Apport de scanner 3D en anatomie dentaire : résultats et applications aux calcule d'ancrage et de la mécanique orthodontique [thèse]. Toulouse : université Paule Sabatier Toulouse III ; 2007 P.24.49.67.134
- [21]. Faure J. Biomécanique orthodontique. EdP science ; 2011. P9.11.22
- [22]. Canal P, Salvadori A. Orthodontie de l'adulte, rôle de l'orthodontie dans la réhabilitation générale de l'adulte. Elsevier Masson ; 2008 P73-80.179.184.186

Bibliographie

- [23]. Chen SJ, Tseng IY, Lee JJ et coll. A prospective study of risk associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2004 ; **19**(1) :100-6
- [24]. Philippe SB. Contribution de l'étude de taux d'échec des mini-vis d'ancrage orthodontiques et recherche des facteurs de risque : analyse clinique rétrospective. Toulouse : Université Toulouse III ; 2014 P. 02.4.5.11
- [25]. Le Robert illustré d'aujourd'hui en couleur. Paris dictionnaire Le Robert, 1996
- [26]. Langlad M. Thérapeutique orthodontique .3eme édition. Paris : Maloine ; 1986. P31
- [27]. Bercy T. Parodontologie de diagnostic à la clinique. De boeck ; 2017 P 19-20.
- [28]. Darqué F, Cazenave C, Ellouze S. MINI-VIS : L'ORTHODONTIE DE DEMAIN. *Actualités Odonto-Stomatologiques.* Déc 2010 ; 252 : 299-309
- [29]. Lazaroo B et al. Les mini-vis : Ancrage osseux en orthodontie et en orthodontie. 2eme édition : éditions CdP ; 2016 P2-13,42,43,59,64,65,66,69,80,85.
- [30]. Alehyane N, Bouyahyaoui N, Benyahia H, Zaoui F. Focusing on the mini-screw and orthodontic anchorage mini vis et ancrage orthodontique orthodontique. *Rev Odont Stomat.* 2011; 40 : 204-22
- [31]. Davarpanah M, Caraman M, Khoury PM, Augeraud E, Agashi A, Szmukler-Moncler. L'apport de l'ancrage squelettique en orthodontie. *Actualité Odonto Stomatologique.* 2007 ; **237** : 41-58
- [32]. Carano A, Velo S, Leone P, et coll. Clinical application of the mini screw anchorage system. *J Clin Orthod.* 2005 ; 39(1) : 9-24
- [33]. Leung MT, Lee TC, Rabie AB, Wong. Use of mini screw and miniplates in orthodontics. *J Oral Maxillo-fac Surg.* 2008 ; 66(7) :1461-6

Bibliographie

- [34]. Melsen B. Mini-implants : Where are we?. J Clin Orthod. 2005 ; 39(9) : 539-47
- [35]. Gainsforth et al. Une étude des possibilités d'ancrage dans l'os orthodontique de base. Journal américain d'orthodontie et de chirurgie dentaire. Aout 1945 ; 31(8) : 406-17
- [36]. Creekmore et al. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod. 1983 ; 17(4) : 266-69
- [37]. Eugene Roberts W, Keith J. Marshall et Peter G. Mozsary (1990) « Implant endosseux rigide utilisé comme ancrage pour prolonger les molaires et fermer un site d'extraction atrophique. L'angle orthodontiste. juin 1990 ; 60(2) : 135-52
- [38]. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995 ; 107(3) : 251-8
- [39]. Wehrbein H, Merz BR, Deidrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the ortho-system. Clin Oral Implants Res. 1996 ; 7(4) :410-6.
- [40]. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod. 1997; 31(11) : 763-7
- [41]. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. The International journal of adults orthodontics and orthognatic surgery. 1998 ; 13(3) : 201-9
- [42]. Gour C. Comparaison de mini-vis orthodontique en acier inoxydable, titane pur et alliage de titane : essai mécanique en flexion, torsion, torque d'insertion et arrachement [thèse]. Lyon : Université de LYON ; 2011. P7,8,11-14,34,40-46,66,71,75,78,80,87-90
- [43]. Ellouze S, Darque F. Mini-implants : l'orthodontie de demain. QI ; 2012 P4,9-11,18

Bibliographie

- [44]. Carano , Aldo, Stefano Velo, Christina Incorvati, et Paolo Poggio. Clinical Applications of the Mini-ScrewAnchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. Progress in orthodontics. 2004 ; 5(2) : 212-230
- [45]. Massif L, Frappier L. Utilisation Clinique des minivis en orthodontie. Elsevier Masson. EMC Odontol/ODF. 2006 ; 23 : 1-8 disponible sur le site : <https://www.em-consulte.com/en/article/52127>
- [46]. Fontugne M. Aspect biologique et biomécanique comparée des implants titane de grade 5(TA6V4) et de titane commercialement pur (TiCp) : Analyse systématique de la littérature. Paris : Université Paris Descartes ; 2018 P7-9,12,18
- [47]. Chandar S, Kotian R, Madhyastha P, Kabekkodu SP, et Rao P. In vitro evaluation of cytotoxicity and corrosion behavior of commercially pure titanium and ti-6al-4v alloy for dental implants. Journal of indian prosthodontic society. 2017 ; 17(1) : 35- 40 Disponible sur sur le site <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5308082/>
- [48]. Reclaru L, Meyer JM. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. Meyer/Biomaterials. 1998 ; 19(1-3) : 85-92
- [49]. Reicheneder C, Rottner K, Bokan I, Mai R, Lauer G, Richter G, Gedrange T, Proff P. Mechanical loading of orthodontic miniscrews-significance and problems:an experimental study. Biomed Tech.2008 ; 53(5) : 242-5.
- [50]. Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, et Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. Angle Orthodontist. 2010 ; 80(4) : 446-53
- [51]. Carano A , Lonardo P , Velo S , Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially availble miniscrews for skeletal anchorage. Progress in orthodontics. 2005 ; 6(1) : 82-97
- [52]. Lijima M, Mugurama T, Brantley WA, Okayama M, Yussa T et all. Torsional properties and microstructures of miniscrew implant. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008 ; 134(3) : 333.e1-333.

Bibliographie

Disponible sur le site <https://documents.pub/document/torsional-properties-and-microstructures-of-miniscrew-implants.html>.

[53]. Chen Y , Kyung HM , Gao L , Yu WJ , Bae EJ , Kim SM. «Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters.» Angle Orthodontist. 2010 ; 80(5) : 821-7

[54]. Chant YY , Cha JY , Hwang CJ . Mechanical Characteristics of Various Orthodontic Mini-screws in Relation to Artificial Cortical Bone Thickness. Angle Orthodontist. 2007 ; 77(6) : 979-85

[55]. Florvaag B , Kneuertz P , Lazar F , Koebke J , Zöller JE , Braumann B , Mischkowski RA. Biomechanical Properties of Orthodontic Miniscrews. An In-vitro Study. Journal of Orofacial Orthopedics. 2010 ; 71(1) : 53-67

[56]. Wilmes B, Rademacher C, Olthof Gf , et Drescher D. Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. Journal of Orofacial Orthopedics. 2006 ; 67(3) : 162-74

[57]. Lejoyeux E et Flayeuil F. Orthopedie dentofaciale, une approche bio progressive. Paris : Quinessence international ; 1999. P30-9

[58]. Park HS. Lee YJ. Jeong SH. Know TG. Density of the alveolar and basal bone of the maxilla and the mandible. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 ; 133(1) : 30-37

[59]. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 ; 131 (4) : S68-73

[60]. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. Orthod Angle. 2004 ; 74 (6):838-7
Disponible sur le site <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15673148>

Bibliographie

- [61]. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 ; 19 (1) : 100-6
- [62]. Costi A. Les mini-vis : les sources d'échecs. *L'orthodontie bioprogressive*. Déc 2008 : 41-50
- [63]. Sahoo S, Goel M, Gandhi P, Saxena S. Biological aspects of dental implant; Current knowledge perspective in oral implantology. 2013; 4(3): 87-91
- [64]. Antoszewska J, Raftowicz-wo'jcik K, kawala B, Matthews-brzozowska T. Biological factors involved in implant-anchored orthodontics and in prosthetic implant therapy: a literature review. *Arch. Immunol. Ther. Exp*. 2010 58:379-383
- [65]. Ramazangolu M, Yoshiki Oshida. Ostéo-intégration and bioscience of implant - current concepts and bone-implant interface. *Implant dentistry- a rapidly evolving practice* P.1-27
- [66]. Kravitz ND et kusnoto B. Risk and complication of miniscrew. *Am J Orthod Dento fac Orthop* .2007 ; 131(1) : S43-S51
- [67]. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res*. 2005 ; 16(5) :5 75-8 Disponible sur le site <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1600-0501.2005.01146.x>
- [68]. Masumoto T, Hayashi I, Kawamura A, Tanaka K, Kasai K. Relationships among facial type, buccolingual molar inclination, and cortical bone thickness of the mandible. *Eur J Orthod*. 2001; 23 : 15-23
- [69]. Tsunori M, Mashita M, Kasai K. Relationship between facial types and tooth and bone characteristics of the mandible obtained by CT scanning. *Angle Orthod*. 1998 ; 68(6) : 557-62.

Bibliographie

- [70]. 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* 2003;124(4):373-8
- [71]. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro- implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Impl Res.* 2007 ; 18(2) : 263-7.
- [72]. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984 ; 42(11) : 705-11 Disponible sur le site <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6593442>
- [73]. Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Impl Res.* 2006 ; 17(6) : 714-22
- [74]. Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade LR, Palermo EFA, Elias CN, Meyers M. Titanium alloy miniimplants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomater.* 2007 ; 3(3) :331-9
- [75]. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 ; 131(1) : 9-15
- [76]. Chen YJ, Chang HH, Huang HC, Lai EHH, Yao CCJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Impl Res.* 2007 ; 18(6) :768-75.

Bibliographie

Schéma récapitulatif du processus
de guérison péri-implantaire

Inserion chirurgicale
des mini-implants

1-Lésion des
vaisseaux=contacte sang-mini
implant

2-Installation d'une fine
couche de protéine sériques
associées aux thrombocytes

3-Agrégation et dégranulation
des thrombocytes

4-Prolifération et migration des
cellules (leucocytes
inflammatoires, ostéoblastes)

5-Installation des PMN sur
la surface os-mini implant

6-Migration des
monocytes et
macrophages

Coagulation

Surface
implantaire + tissu
non collagène +
collagène calcifié
par ostéogénèse

10-Mise en place
d'un réservoir
d'ostéoprogéniteurs

Élimination
du coagulum

8-expression des
cytokines FGF,
PDGF, VEGF

9-Recrutement des
progéniteurs ostéogéniques
et endothéliaux

11-angiogenese

12-Formation de
matrice structurale
a base de fibrine
sur l'interface os-
mini implant

13-Sécrétion de
matrice sans
collagène

14-formation et
minéralisation des
fibres de collagène

15-Formation osseuse tissé et
organisation des trabécules
osseux

16-Remodelage et
remplacement de l'os tissé
(trabéculaire) par l'os
lamellaire(cortical)

Libération des cytokines TGF, PDGF

Calcium et phosphate

Surface calcifie

Après 3 à 4 mois

Nutrition et oxygénation

1^{er} jour

2^{eme} jour

Résumé

Dans ce mémoire qui porte sur les mini-implants orthodontique, acier ou titane, nous avons étudié l'intérêt que porte le choix du matériau dans la thérapeutique orthodontique. Pour cela et dans un premier temps nous avons élaboré un rappel sur la biomécanique orthodontique et la structure osseuse, nous avons insisté surtout sur le rôle de périoste dans la stimulation et la croissance osseuse vu l'intérêt que porte cette structure dans l'étude des matériaux (titane pur, alliage du titane et acier chirurgical pur) et leurs réactions vis-à-vis de site receveur. Par la suite, vient la partie importante des matériaux dans laquelle nous avons fait une étude comparative selon les propriétés physiologiques et mécaniques des matériaux et leur comportements dans le site d'implantation dans le but de faciliter le choix de l'implant selon le type de matériau pour chaque cas présent en se basant sur les résultats de recherches de CARANO et GOUR. Selon les avantages que porte chaque matériau dans la thérapeutique orthodontique, nous sommes aboutis à une conclusion que l'acier est le matériau de choix dans le cas de forte densité osseuse, une longue durée de traitement et lors de l'application de forces importantes dépassant les 100 N. Quant au titane il sera indiqué dans le cas où une ostéointégration est recherchée.