

**LES CONSEQUENCES DU FORAGE IMPLANTAIRE
SUR LA CICATRISATION OSSEUSE**

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

MUNOS Bérengère

Née le 22 mai 1991 à Charleville-Mézières

Le 7 mars 2017 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN

Assesseur : Monsieur le Docteur Xavier STRUILLOU

Assesseur : Monsieur le Docteur Damien LOCHON

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

UNIVERSITE DE NANTES	
Président	Pr. LABOUX Olivier
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr. AMOURIQ
Assesseurs	Dr. LE BARS Pierre Pr. SOUEIDAN Assem Pr. WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
Professeurs Emérites	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE Hélène
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants hospitaliers universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUDAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Monsieur ABBAS Amine Monsieur AUBEUX Davy Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Monsieur DRUGEAU Kévin Madame GOUGEON Béatrice Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur LE GUENNEC Benoît Monsieur LONCHON Damien Madame MAÇON Claire Madame MAIRE-FROMENT Claire-Hélène Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur PILON Nicolas Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel
Maître de Conférences	
Madame VINATIER Claire	
Enseignants Associés	A.T.E.R.
Monsieur KOUADIO Ayepa (Assistant Associé) Madame LOLAH Aoula (MC associé) Madame RAKIC Mia (MC associé)	Madame BON Nina

Mise à jour le 04/11/2016

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

À Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à diriger des recherches

Chef du département de Parodontologie

Référent de l'Unité d'Investigation Clinique Odontologique

Nantes

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse.

Pour votre accessibilité et vos conseils pour ce travail.

Veillez trouver ici l'expression de mes sentiments respectueux et de ma profonde considération.

À Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Maitre de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université d'Orsay

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,

Biophysiques, Radiologie

Chef du département d'Implantologie

Nantes

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse

Pour vos précieux conseils et remarques

Pour votre enseignement tout au long de mon cursus universitaire

Pour cette année passée en option implantologie

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon profond respect

À Monsieur le Docteur Xavier Struillou

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Département de Parodontologie

Nantes

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury

Veillez trouver ici l'expression de mes sentiments respectueux et de ma profonde considération

À Monsieur le Docteur Damien Lochon

Assistant Hospitalo-Universitaire

Docteur en Chirurgie-Dentaire

Spécialiste Qualifié en Chirurgie Orale

Département d'Implantologie

Nantes

Pour avoir accepté si simplement de participer à ce jury

Que ce travail soit le témoignage de toute ma considération et de mes sincères remerciements

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	10
I. LE TISSU OSSEUX MAXILLAIRE ET MANDIBULAIRE	11
A. GENERALITES.....	11
1. ORGANISATION DU TISSU OSSEUX	11
2. CLASSIFICATIONS OSSEUSES.....	16
B. LA CICATRISATION OSSEUSE.....	18
1. PRINCIPES	18
2. EN SITE IMPLANTAIRE	22
3. OSTEOINTEGRATION	23
C. MOYENS D’EVALUATION DE LA CICATRISATION OSSEUSE AUTOUR DE L’IMPLANT	26
1. EVALUATION DU POTENTIEL DE CICATRISATION	26
2. EVALUATION DE LA STABILITE IMPLANTAIRE	27
3. EVALUATION DE LA SURFACE DE CONTACT OS/IMPLANT	29
4. EVALUATION DE LA TEMPERATURE INTRA-OSSEUSE.....	30
II. LE FORAGE IMPLANTAIRE	36
A. LES FACTEURS INFLUENÇANT LE FORAGE IMPLANTAIRE.....	36
1. LES CONDITIONS DE COUPE	36
2. LA QUALITE OSSEUSE	42
B. LES DIFFERENTS TYPES DE FORAGES	45
1. FORAGE SEQUENTIEL.....	45
2. FORAGE SIMPLIFIE OU À INSTRUMENT UNIQUE	46
3. FORAGE BIOLOGIQUE À BASSE VITESSE	46
4. FORAGE À INSERT ULTRASONORE OU PIEZOCHIRURGIE	47
5. LE FORAGE À LASER (LIGHT AMPLIFICATION BY STIMULATED EMISSION OF RADIATION)	48

III. ANALYSE DE LA LITTEATURE	49
1. STRATEGIE DE RECHERCHE	49
2. SELECTION DES ETUDES	49
3. ANALYSE DE LA LITTEATURE.....	50
IV. DISCUSSION DES CONSEQUENCES DU FORAGE IMPLANTAIRE SUR LA CICATRISATION OSSEUSE	56
A. LES PARAMETRES CLINIQUES LIES A L'OPERATEUR.....	58
1. LA VITESSE DE ROTATION DU FORET.....	58
2. LA FORCE APPLIQUEE AU FORET.....	60
3. LE SYSTEME D'IRRIGATION	61
4. LE MATERIAU DU FORET.....	62
5. CONCEPTION ET USURE DU FORET	63
6. LE FORAGE SIMPLIFIE	64
7. LE GUIDE CHIRURGICAL	65
8. LES NOUVELLES TECHNIQUES DE FORAGE.....	66
B. LES PARAMETRES CLINIQUES NON MODIFIABLES PAR L'OPERATEUR.....	69
1. LA PROFONDEUR DE FORAGE.....	69
2. LE DIAMETRE DU FORET FINAL	70
3. LA DENSITE OSSEUSE.....	70
CONCLUSION.....	71

INTRODUCTION

Devenue une technique de référence apportant de nombreuses solutions thérapeutiques, la chirurgie implantaire connaît de multiples applications depuis les années 1980.

Le succès implantaire dépend de la cicatrisation osseuse autour de l'implant, processus décrit par le Professeur Brånemark en 1985, connu sous le nom d'ostéointégration.

A l'heure où les études mettent en exergue l'importance du traitement de surface et le design implantaire dans l'accélération du processus d'ostéointégration, la technique chirurgicale est quant à elle laissée de côté.

Et pourtant, l'échauffement osseux lors de la préparation implantaire est la première cause d'échec en implantologie. Le forage est associé à une conversion de l'énergie mécanique en énergie thermique, causant une augmentation transitoire de la température intra-osseuse et des tissus mous (14).

Ce travail est une synthèse de l'analyse de la littérature scientifique qui aborde les conséquences du forage implantaire sur la cicatrisation osseuse.

Dans une première partie, nous rappellerons quelques notions d'histologie du tissu osseux, et de physiologie du processus de cicatrisation.

La deuxième partie sera consacrée au forage implantaire. Ses facteurs d'influences seront exposés, et nous passerons en revue les différents types de forage existant à ce jour.

Puis, après une analyse de la littérature, nous discuterons des paramètres influant le forage et leurs conséquences sur la cicatrisation osseuse autour de l'implant.

I. LE TISSU OSSEUX MAXILLAIRE ET MANDIBULAIRE

A. GENERALITES

Recouvert par la gencive, l'os alvéolaire a d'abord été une abstraction jusqu'à ce que la radiologie le tire de l'ombre au début du XXe siècle (40).

Le corps du maxillaire et de la mandibule est constitué par l'os basal qui se prolonge par l'os alvéolaire, ce dernier naît et disparaît avec les dents. Il entoure les racines dentaires et forme ainsi autant d'alvéoles qu'il y a de dents sur l'arcade. (24).

1. ORGANISATION DU TISSU OSSEUX

1.1. LES CONSTITUANTS DU TISSU OSSEUX (52)

1.1.1. CELLULAIRE

1.1.1.1. La lignée ostéoblastique

Ce sont des cellules ayant une origine mésenchymateuse, commune aux fibroblastes, aux adipocytes et aux chondrocytes. Elles se présentent sous plusieurs aspects morphologiques et sous différents états fonctionnels.

- Les cellules bordantes

Ce sont les cellules les moins différenciées de la lignée. Elles reposent en monocouche à la surface du tissu osseux minéralisé sur une fine épaisseur de collagène. Ce sont des cellules aplaties quiescentes. Elles sont reliées avec les ostéoblastes et les ostéocytes par des jonctions Gap. Quand elles sont activées, elles se rétractent, laissant la couche de collagène à nue, qui sera digérée par hydrolyse enzymatique. Le tissu osseux minéralisé sous-jacent est alors démasqué, laissant ainsi les ostéoclastes se fixer et commencer la résorption osseuse.

- Les ostéoblastes

Ces cellules sont organisées en monocouche aux endroits où se fait l'apposition osseuse. Elles sont de formes cubiques. Elles ont pour fonction la synthèse ostéoïde et la minéralisation en matrice osseuse grâce à la phosphatase alcaline, après l'action des ostéoclastes.

Leur devenir se limite à 3 voies de différenciations :

- Transformation en ostéocytes
- Mise au repos sous la forme de cellules bordantes
- Mort cellulaire par apoptose

- Les ostéocytes

Ce sont les cellules les plus différenciées de la lignée ostéoblastique. Les ostéocytes se situent dans une logette de la matrice extra cellulaire appelée ostéoplaste (voir figure 1). Les ostéoplastes sont reliés entre eux par des canalicules. Ils communiquent aussi avec les ostéoblastes et les cellules bordantes par de longs prolongements. Les ostéocytes permettent le maintien de la matrice osseuse, jouent un rôle de mécanorécepteur en percevant des variations de contraintes mécaniques et ainsi réguler le remodelage osseux. Les ostéocytes peuvent persister plusieurs dizaines d'années dans leurs logettes.

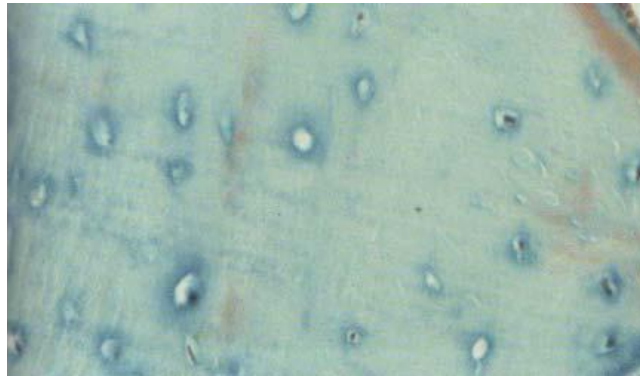


Figure 1 : Ostéoplastes contenant les ostéocytes. (14)

1.1.1.2. La lignée ostéoclastique

Les ostéoclastes sont des cellules d'origine hématopoïétique (voir figure 2). Les précurseurs des ostéoclastes appartiennent aux lignées myéloïdes et dérivent des monocytes par fusion entre eux. Ces cellules sont pluri nucléées et de grandes tailles (50-100 μ m) qui leur permettent de posséder un bagage enzymatique important, comme la collagénase, des enzymes protéolytiques et des phosphatases (dont la TRAP : phosphatase alcaline résistante au tartrate). La libération de ces enzymes et des protons assurent la résorption osseuse et dégradent la matrice minéralisée en milieu acide. Ces cellules vivent 12 jours puis meurent par apoptose.

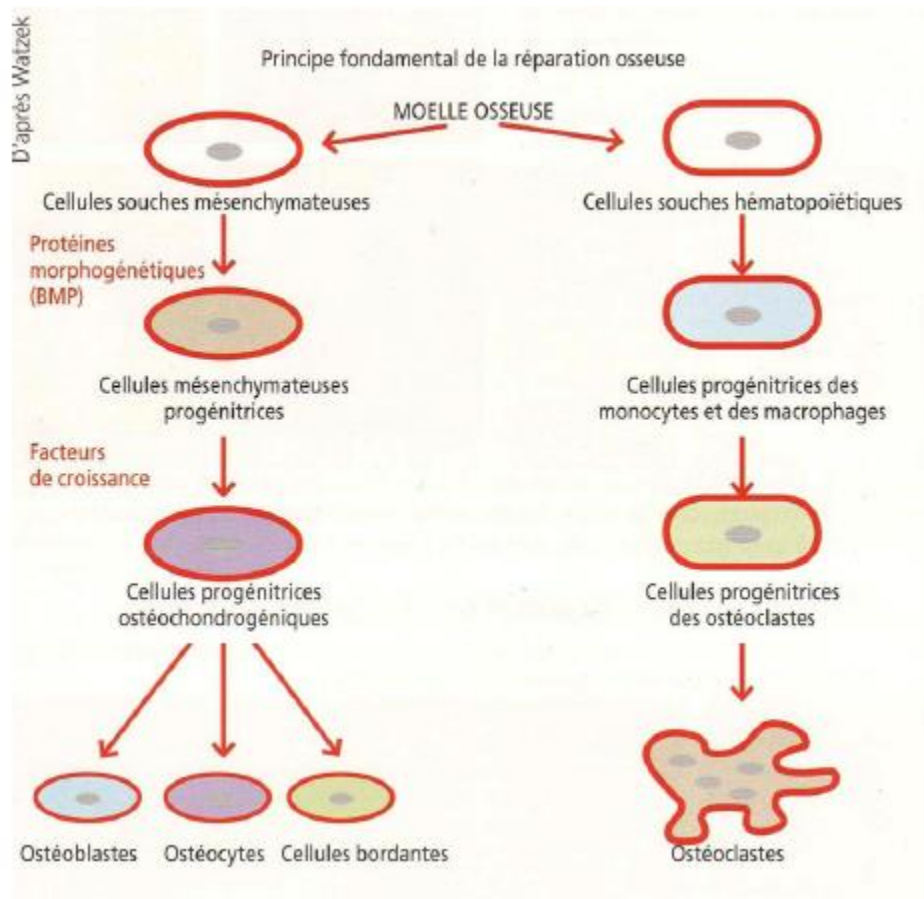


Figure 2 : Schéma simplifié du principe fondamental des cellules qui interviennent dans la réparation osseuse. D'après Zuck, 2009 (115)

1.1.2. LA MATRICE EXTRA CELLULAIRE (MEC)

La MEC est constituée d'une phase organique et inorganique intimement liées.

1.1.2.1. La matrice organique ou ostéoïde

- Les fibres

Les fibres constituent 90-95% de la fraction organique de l'ostéoïde. Ce sont des fibres de collagène de type I à 80%, il n'y a pas de collagène de type II ni de fibre élastique.

L'orientation des fibres est modelée par les lignes de force.

- La substance fondamentale

Elle est constituée de 50% d'eau, le reste contient des protéoglycanes et de très nombreuses protéines.

1.1.2.2. La phase minérale

Elle représente 70% du poids sec du tissu osseux. On retrouve principalement des cristaux d'hydroxyapatites $\text{Ca}^{10}(\text{PO}^4)_6(\text{OH})_2$ ainsi que des ions calcium et phosphate.

1.2. MORPHOLOGIE DU TISSU OSSEUX

1.2.1. L'os non lamellaire

Peut être observée dans certaines situations : au cours des processus d'ossification primaire, chez le fœtus, au cours de la réparation des fractures et des traumatismes, et au cours de certaines pathologies osseuses comme la maladie de Paget. La matrice est alors constituée par des fibres de collagène disposées sans orientation précise, enchevêtrées les unes avec les autres. Ses propriétés mécaniques et son degré de minéralisation sont faibles.

1.2.2. L'os lamellaire

Tissu osseux dit secondaire, formé à partir du tissu osseux primaire.

Dans la matrice osseuse mature, les microfibrilles de collagène se regroupent pour former des lamelles orientées dans la même direction. La matrice osseuse apparaît alors constituée par des lamelles superposées. C'est un tissu mécaniquement solide.

1.2.2.1. L'os compact ou os cortical

Le tissu osseux cortical représente 90% du tissu osseux de l'organisme, et la matrice osseuse occupe 95% du volume de ce tissu.

Il est largement constitué de systèmes de Havers ou ostéons. Les fibres de collagène sont orientées selon des structures en lamelles, centrées par un canal, le canal de Havers qui contient un vaisseau sanguin central réunis entre eux par les canaux inter-communicants, ce sont les canaux de Wolkman (voir figure 3).

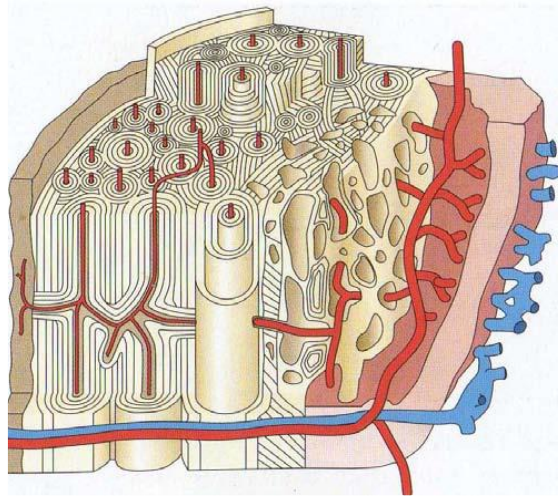


Figure 3 : Schéma représentant l'organisation architecturale de l'os cortical, sous forme de lamelles concentriques autour de canaux centraux. D'après Palacci, 2001 (75).

1.2.2.2. Le tissu osseux trabéculaire ou spongieux

L'os trabéculaire représente 10% du tissu osseux de l'organisme, et la matrice osseuse représente 20% du volume de ce tissu.

Les travées osseuses dessinent des cavités contenant les cellules de la moelle osseuse. La direction des travées est expliquée par la répartition mécanique des forces qui s'exercent sur elles. Cela constitue un réseau tridimensionnel (voir figure 4).

Ces forces sont de directions différentes entre l'os alvéolaire et l'os basal.

Dans l'os alvéolaire, les forces occlusales de l'organe dentaire provoquées par la mastication dictent l'orientation des travées.

Dans l'os basal, les travées se disposent en fonction des forces exercées par les muscles masticateurs sur leur point d'insertion.

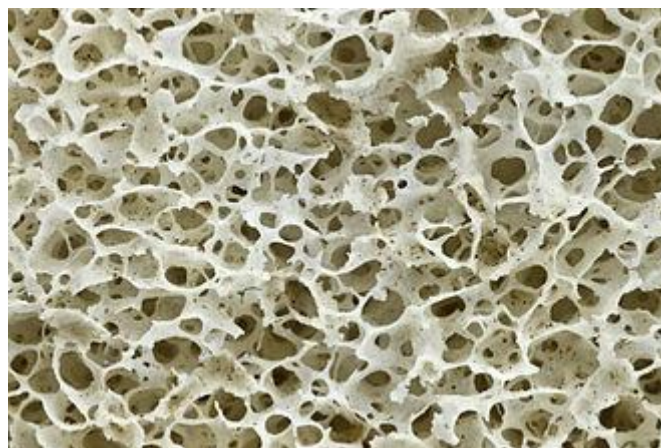


Figure 4 : Os spongieux ou trabéculaire D'après Garg, 2010.

2. CLASSIFICATIONS OSSEUSES

Plusieurs classifications osseuses existent selon leurs densités et leurs compositions.

Lors du forage implantaire, la réponse osseuse sera différente en fonction du type osseux.

2.1. LA CLASSIFICATION DE LEKHOLM ET ZARB (1985)

Cette classification de la qualité osseuse distingue quatre classes d'os en fonction de la proportion d'os cortical par rapport à l'os trabéculaire (58) :

- Classe I : Constituée presque exclusivement d'os cortical (région symphysaire mandibulaire)
- Classe II : Os cortical épais entourant un cœur spongieux à trabéculations denses (secteur prémolaire maxillaire)
- Classe III : Os cortical fin entourant un cœur spongieux à trabéculations denses (secteur postérieur mandibulaire et antérieur maxillaire)
- Classe IV : Os cortical fin entourant un os spongieux peu dense (région postérieure maxillaire).

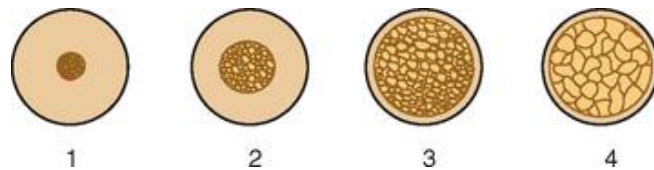


Figure 5 : Classification osseuse de Lekholm et Zarb en 1985.

Cette classification repose sur des analyses histologiques. D'autres classifications plus cliniques ont ensuite été proposées.

2.2. LA CLASSIFICATION DE MISCH (1990)

La classification de Misch est basée sur la perception tactile lors du forage, où il fait la comparaison avec du bois (97).

- Type D.I: C'est un os composé en quasi-totalité d'os cortical dense. Il est situé principalement dans la région antérieure mandibulaire, même si on le retrouve parfois dans sa région postérieure. Au forage il est comparable au bois d'érable ou de chêne et a un risque d'échauffement. Il présente une faible vascularisation.
- Type D.II: C'est l'association d'une corticale dense et d'un os spongieux intermédiaire à l'intérieur. Lors de son forage il le compare à l'épicéa ou au pin blanc. Il est localisé à la mandibule ou dans la zone antérieure maxillaire. Il ne présente aucun inconvénient dans notre domaine
- Type D.III: Il s'agit d'un os constitué d'une corticale poreuse et d'un os spongieux de faible densité. Il est localisé dans les zones postérieures maxillaire et mandibulaire et dans la zone antérieure maxillaire. Il présente un excellent apport sanguin. La sensation au forage est similaire à celle d'un bois de balsa comprimé. Il présente une très bonne vascularisation et la préparation du logement implantaire est aisée. Il est difficile d'obtenir une bonne stabilité primaire: la cicatrisation doit être plus longue et la mise en charge progressive.
- Type D.IV: Cet os est caractérisé par une qualité tissulaire de très faible densité et une très fine couche corticale. La sensation au forage est similaire à celle d'un bois mou de balsa. Il se situe quasi systématiquement dans les zones postérieures maxillaires, principalement chez les patients édentés de longue date. Si l'apport vasculaire est favorable le pourcentage de contact os/implant est très limité. Selon l'état de surface la stabilité primaire est très compliquée à obtenir et la mise en charge sera différée.
- En 1999 il y ajoute la densité D5, c'est un os très mou avec une minéralisation incomplète. Elle est caractérisée par un tissu immature, tel que le tissu post extractionnel immature.

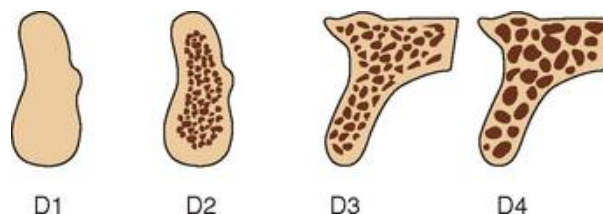


Figure 6 : Classification osseuse selon Misch en 1990.

2.3. CLASSIFICATION DE TRISI ET RAO (1999)

Toujours en 1999, Trisi et Rao présentent aussi une classification clinique basée sur les sensations tactiles lors du forage chirurgical. Selon eux il est difficile de différencier un os DII d'un os DIII.

Ils constatent 3 types de densités osseuses lors de la préparation chirurgicale (105) :

- Os dense. Le clinicien ne sent pas la délimitation sensible entre une partie corticale et une partie spongieuse.
- Os normal ou intermédiaire. Le clinicien sent nettement le passage de la corticale à un os moins résistant.
- Os de faible densité. La corticale et la partie spongieuse offrent peu de résistance, elles sont facilement passées.

B. LA CICATRISATION OSSEUSE

1. PRINCIPES

L'os possède un fort potentiel de régénération, et contrairement aux tissus mous, la réparation osseuse ne produit pas de tissu cicatriciel si elle est réalisée dans de bonnes conditions. Quel que soit le type de traumatisme osseux, mécanique, chimique, thermique, le processus de cicatrisation sera le même (9). Cette réaction fait intervenir les cellules classiquement observées lors de l'inflammation. Ce processus se déroule habituellement en trois étapes successives (voir figures 7 et 8).

Les phases de la cicatrisation tissulaire :

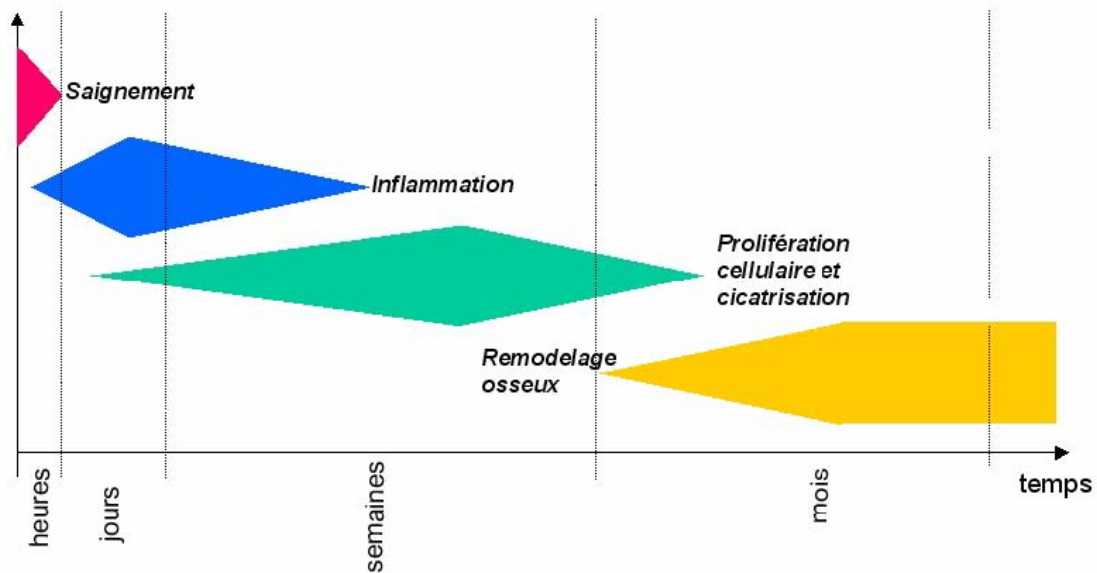


Figure 7: Les phases de la cicatrisation tissulaire en fonction du temps. Document du Dr GUERIN Gaëtan, Toulouse : 2009.

1.1. PHASE INFLAMMATOIRE

Se manifeste immédiatement après le traumatisme, un hématome se forme au site de lésion du tissu osseux dès les premières heures et jusqu'à trois semaines après le traumatisme.

Les cellules de l'inflammation occupent rapidement le site, assurent l'élimination dans la zone traumatisée des tissus lésés et préparent le lit de la revascularisation du foyer de fracture.

1.2. PHASE DE PROLIFERATION

Un tissu de granulation sans tenue mécanique remplace rapidement l'hématome.

Ce tissu abrite un grand nombre de cellules préostéogéniques (fibroblastes, préostéoblastes, chondrocytes), des facteurs de croissance comme le Transforming Growth Factor beta (TGF β), les Insulin Growth Factors (IGFs) et les Bone morphogenetic Protein (BMP) interviennent dans le contrôle de la multiplication et de la différenciation de ces cellules en ostéoblastes (voir figure 8).

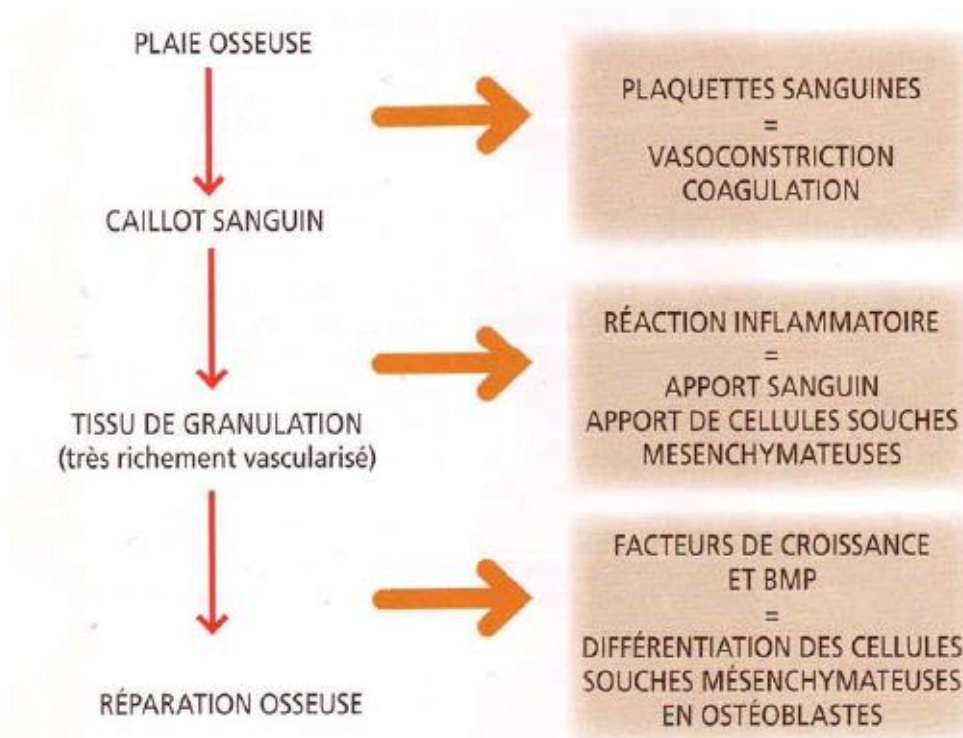


Figure 8 : Schéma de la réparation osseuse après un traumatisme. D'après Zuck, 2009 (115)

1.3. PHASE DE REMODELAGE

(9) (24)

Cette phase débute environ trois semaines après le traumatisme. Le tissu cicatriciel subit des cycles de résorption et de reconstruction jusqu'à obtention d'un os de type haversien.

Dans un squelette adulte, le tissu osseux est en remaniement constant. Il existe des variations incessantes de contraintes mécaniques, d'influences hormonales de modifications locales des cytokines. Cependant, la masse osseuse doit rester constante mais être adaptable. Elle est la résultante d'un équilibre entre la résorption et la formation (voir figure 9).

Le remodelage permanent permet 3 rôles :

- Renouveler le tissu osseux
- Modifier l'architecture du tissu osseux en fonction des contraintes mécaniques
- Contrôler l'homéostasie phosphocalcique (la résorption permet la recirculation du calcium et du phosphate)

La durée d'une séquence de remodelage est d'environ trois mois chez l'Homme adulte. Les unités fonctionnelles de l'os trabéculaire subissent plus fréquemment le processus du remodelage que celles de l'os cortical en raison de la plus grande surface de contact entre le tissu hématopoïétique et les cellules osseuses dans ce type d'os. On admet donc que, chaque année, un adulte renouvelle 25 % de son os trabéculaire et seulement 4% de son os cortical.

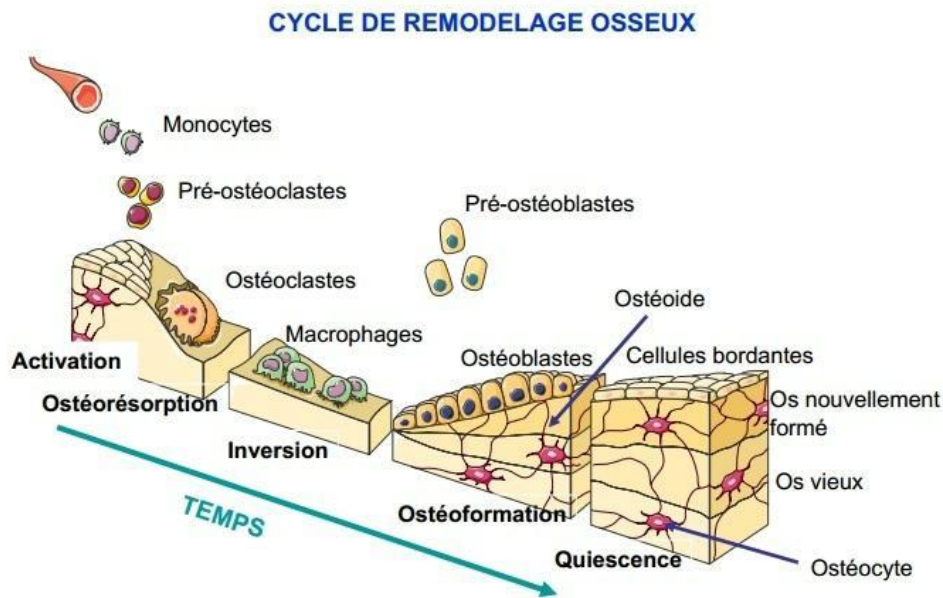


Figure 9 : Le remodelage osseux d'après le cycle activation résorption inversion formation. Document du laboratoire Servier®.

1.3.1. La phase d'activation

Avant d'être activée, la surface osseuse est recouverte de cellules bordantes ou ostéoblastes quiescents. Sous l'influence d'une contrainte mécanique ou d'un stimulus hormonal ostéorésorbant tels que l'hormone parathyroïdienne (PTH), la 1,25 dihydroxy-vitamine D (1,25(OH)₂D) ou la prostaglandine E2 (PgE₂), les précurseurs mononuclés surviennent et se différencient en ostéoclastes plurinucléés. Les cellules bordantes libèrent l'accès à la matrice osseuse aux ostéoclastes.

1.3.2. La phase de résorption

La phase d'activation est suivie de la phase de résorption lorsque les ostéoclastes résorbent l'os ancien. L'ostéoclaste possède un équipement enzymatique qui permet l'acidification et la dissolution de la phase minérale et organique de la matrice osseuse.

1.3.3. La phase d'inversion

Lorsque les ostéoclastes ont terminé leur travail de résorption et creusé une lacune, ils meurent par apoptose et sont remplacés par des cellules mononucléées, de type macrophagique et des précurseurs ostéoblastiques.

1.3.4. La phase de formation

Les ostéoblastes surviennent alors dans la lacune et la comblent en apposant une nouvelle matrice osseuse. Certains ostéoblastes s'enfouissent dans la matrice qu'ils ont synthétisée et deviennent alors des ostéocytes.

Cette réorganisation obéit à la loi de Wolff et permet au tissu cicatriciel d'acquérir sa compétence mécanique. La loi de Wolff (chirurgien allemand 1836-1902) est un concept classique de la chirurgie orthopédique qui s'énonce comme suit (65) :

- L'os se forme et se résorbe en fonction des contraintes mécaniques qu'il subit.
- Sa résistance varie en fonction de la direction laquelle la charge est appliquée.
- L'os est plus fragile en tension qu'en compression.
- L'activité musculaire modifie les contraintes supportées par les os *in vivo*.

2. EN SITE IMPLANTAIRE

Lors de la mise en place d'un implant, la réaction osseuse n'est pas spécifique. Elle est la même que toute réparation après effraction du tissu osseux (fracture, forage, greffe).

La pose d'implant résulte d'un traumatisme osseux. Selon Brånemark et son équipe, la préparation chirurgicale ne peut éviter la création d'une zone de nécrose périphérique au trait de forage, qui dépend de l'élévation locale de la température et de la vascularisation du tissu osseux. L'étendue de cette zone de nécrose est directement proportionnelle à l'élévation de la température pendant le forage (110).

L'énergie thermique intra-osseuse a pour conséquence de désorganiser l'activité du tissu osseux, provoquant une dislocation de la structure minérale d'hydroxyapatite de l'os compact (62) (82).

Malgré une préparation chirurgicale la plus atraumatique possible du site implantaire, lors d'un forage implantaire dit conventionnel, environ 1 mm d'os adjacent meurt (23).

- La première étape de cicatrisation consiste à éliminer le tissu osseux péri-implantaire nécrosé. Entre les berges osseuses du site chirurgical et la surface de l'implant, une néoformation osseuse se produit rapidement. Cet os est immature et peu résistant aux forces de mastication.

- La deuxième étape concerne le remaniement de cet os, pendant plusieurs mois. Si un délai suffisant est observé avant la mise en charge de l'implant, les espaces entre les lacis de l'os immature seront couverts d'os mature (lamellaire) La plus grande partie de l'espace entre l'os et l'implant sera ainsi comblée de tissu osseux. Il persistera une interface non osseuse au contact de l'implant. L'os formé est assez résistant pour supporter les forces occlusales. La durée de formation d'os compact au niveau de l'interface implantaire est estimée à environ 18 semaines.

3. OSTEOINTEGRATION

En 1985, Brånemark définit le concept d'ostéointégration comme une "jonction anatomique et fonctionnelle entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge" (22).

Brånemark a ainsi montré qu'un implant en titane peut s'intégrer à l'os de façon permanente, c'est-à-dire que l'os vivant peut fusionner avec la couche d'oxyde de titane de l'implant de sorte que les deux ne puissent être séparés sans fracture de cette interface.

L'ostéointégration des implants dentaires se déroule en deux phases (21) :

3.1. LA STABILITE PRIMAIRE

La stabilité primaire est une phase d'ancrage mécanique de l'implant dans le site préparé. C'est un phénomène mécanique influencé par des facteurs liés à l'implant (composition, biocompatibilité et bioactivité du matériau), le patient (état de santé et absence de facteurs pouvant compromettre la cicatrisation osseuse), du site osseux (qualité et quantité d'os), et l'opérateur (technique chirurgicale): il est le plus élevé juste après la pose de l'implant, en raison de la compression mécanique de l'implant sur les murs osseux, plus importante en os cortical, et il diminue avec le temps.

En l'absence d'une stabilité primaire satisfaisante, l'interface os-implant peut être le siège de micromouvements persistants. Lorsqu'ils sont trop importants, ils conduisent à la fibrointégration de l'implant, synonyme d'échec implantaire.

La stabilité biomécanique initiale prévient les micromouvements de l'implant. Elle diminue progressivement durant les six premières semaines de cicatrisation. Différentes études montrent que la présence de micromouvements supérieurs à 150 µm sur les implants pendant les jours qui suivent leur mise en place peut entraîner une mauvaise cicatrisation. En effet, lorsqu'ils sont trop importants, ils conduisent à la fibro-intégration de l'implant, synonyme d'échec implantaire. Toutefois, les micromouvements inférieurs à 50 µm semblent être bien tolérés et ne perturbent pas l'obtention de l'ostéointégration (100).

La stabilité primaire de l'implant est en effet un paramètre fondamental qui participe au succès de l'ostéointégration (2). Dans les années 1980, l'obtention de cette stabilité dépendait essentiellement de la densité osseuse et d'une technique chirurgicale précise.

De nouveaux concepts, mis au point au cours de la dernière décennie, permettent d'optimiser l'ancrage primaire des implants :

- adaptation de la séquence et de la technique chirurgicale
- morphologie macroscopique implantaire
- état de surface rugueux microscopique

3.2. LA STABILITE SECONDAIRE

La stabilité secondaire est caractérisée par la formation progressive d'une cohésion biologique entre le tissu osseux et l'implant. La stabilité secondaire est absente au moment de la pose de l'implant et augmente avec le temps, (voir figure 10) obtenue par une néo-apposition au contact direct de l'implant (23).

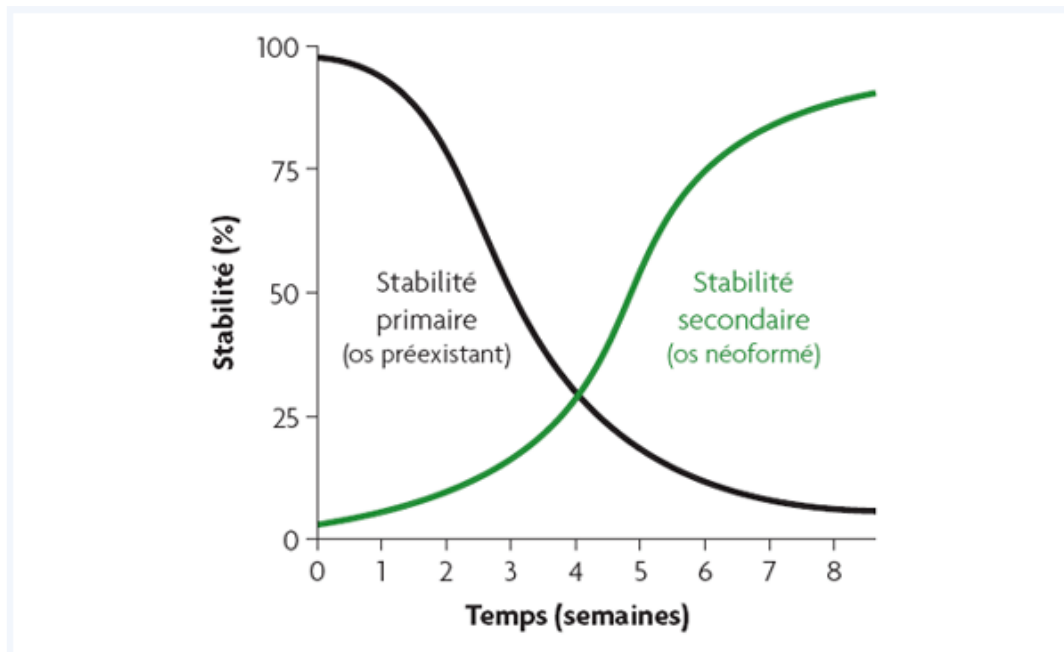


Figure 10 : La stabilité implantaire en fonction du temps. Raghavendra S et al. en 2005 (79)

L'ostéointégration est sous la dépendance de six facteurs définis par Albrektsson et al. en 1981 (2) :

- La biocompatibilité
- Le conception implantaire
- La surface de contact os/implant
- L'état de l'hôte
- La technique chirurgicale
- La mise en charge implantaire

Quelques années plus tard, en 1986 Albrektsson, Zarb, Worthington et Eriksson ont défini en 1986 les critères de succès d'un implant (3) :

- Cliniquement, l'implant doit rester immobile
- L'absence de zones radio-claires autour de l'implant doit être évidente sur un cliché rétro-alvéolaire de bonne qualité, présentant une définition suffisante.
- La perte osseuse doit être inférieure à 0,2 mm entre deux examens espacés d'un an, après la perte survenant au cours de la première année de mise en fonction de l'implant, au plus égale à 1,5 mm.
- De nombreux signes cliniques subjectifs et objectifs persistants et/ou irréversibles doivent être absents : douleur, infection, nécrose tissulaire, paresthésie ou anesthésie de la zone implantée, communication bucco-sinusienne ou bucco-nasale, effraction du canal dentaire inférieur.
- Le taux de réussite à 5 ans doit être de 85 % et de 80% à 10 ans pour parler de technique à succès, en fonction des critères précédemment définis.

Les auteurs insistent sur la nécessité du maintien des résultats sur le long terme. En implantologie, la cicatrisation osseuse dicte les résultats implantaires obtenus (111).

C. MOYENS D’EVALUATION DE LA CICATRISATION OSSEUSE AUTOUR DE L’IMPLANT

1. EVALUATION DU POTENTIEL DE CICATRISATION

Lors de l'anamnèse, il est déjà possible de supposer la capacité de cicatrisation osseuse d'un patient. Une classification est proposée par Renouard (81) dans le but de diviser la qualité de la cicatrisation osseuse en 3 catégories : BHP 1, 2 et 3 (Bone Healing Potential : potentiel de cicatrisation osseuse) :

- BHP 1 : Os ayant un potentiel de cicatrisation normal.
- BHP 2 : Os ayant un potentiel de cicatrisation faiblement perturbé.

Causes possibles : consommation moyenne de tabac (environ 10 cigarettes par jour), diabète équilibré, anémie, ostéoporose, déficience nutritionnelle, greffe osseuse, ou os régénéré, traitement corticoïde au long court, traitement par AINS au long court.

- BHP 3 : Os présentant un potentiel de cicatrisation fortement perturbé.

Causes possibles : consommation de tabac importante (+ de 20 cigarettes par jour) hyperparathyroïdie, thalassémie, maladie de Gaucher, maladie de Paget, diabète non équilibré, anémie importante, os irradié, patient ayant une ostéoporose très sévère, patient sous médication antimétabolique (antinéoplasique), polyarthrite rhumatoïde sévère.

	Type I	Type II	Type III	Type IV
BHP 1 :	Okay	Okay	Okay	Caution
BHP 2 :	Caution	Okay	Okay	Caution/Danger
BHP 3 :	Caution	Caution	Caution	Danger

Figure 11 : Tableau résumant les potentiels de cicatrisation selon les types d'os. D'après Renouard, 2005 (81)

D'après RENOUEARD en 2005 (81), un os de type II de la classification de Lekholm et Zarb (densité importante) peut très bien chez un patient gros fumeur avoir un pouvoir de cicatrisation affaibli (BHP 3).

2. EVALUATION DE LA STABILITE IMPLANTAIRE

2.1. LA RFA OU ANALYSE PAR FREQUENCE DE RESONNANCE

La RFA est une technique non invasive de mesure de la stabilité implantaire, qui a été décrite pour la première fois par Meredith en 1996 *in vivo*.

Le principe de la méthode est d'attacher un transducteur soit à l'implant soit à son pilier (64) par un capteur comprenant deux éléments piézocéramiques (63) (voir figure 12).

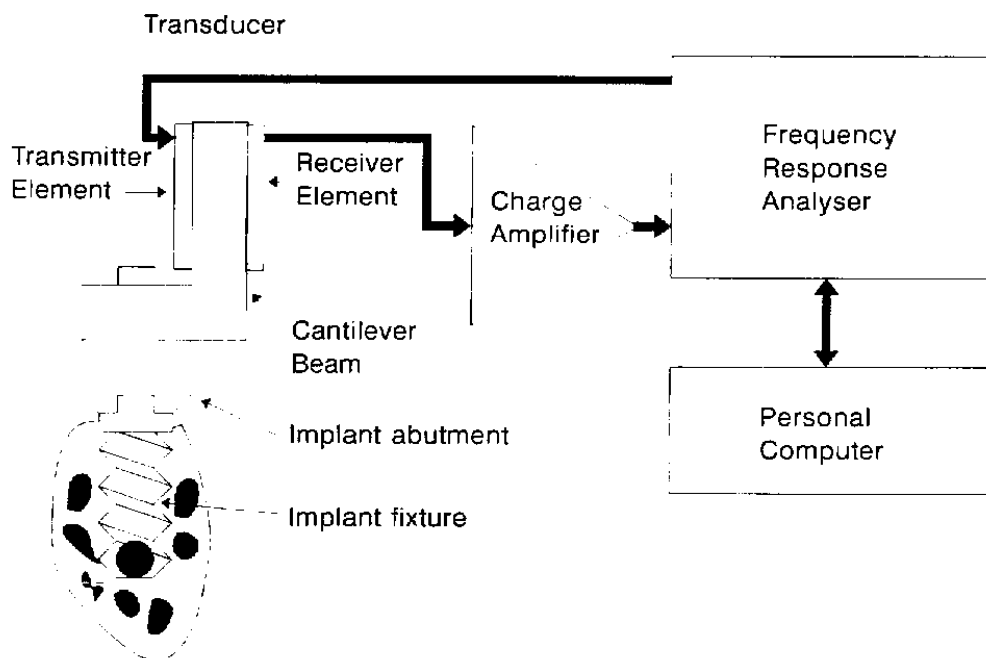


Figure 12 : Le système RFA d'après Meredith et al. en 1996 (63)

Ce transducteur reçoit un signal d'excitation matérialisé par des impulsions magnétiques, et fait vibrer le capteur transmetteur, la réponse est mesurée par le receveur, puis amplifiée, avant d'être reçue par l'analyse de réponse de fréquence (63).

Le signal d'excitation envoyé est une vague de fréquence sinusoïdale de 5 à 15 kHz, avec un pic d'amplitude de 1 volt. La fréquence de résonance reçue est enregistrée au pic du graphique représentant l'amplitude en fonction de la fréquence (voir figure 13).

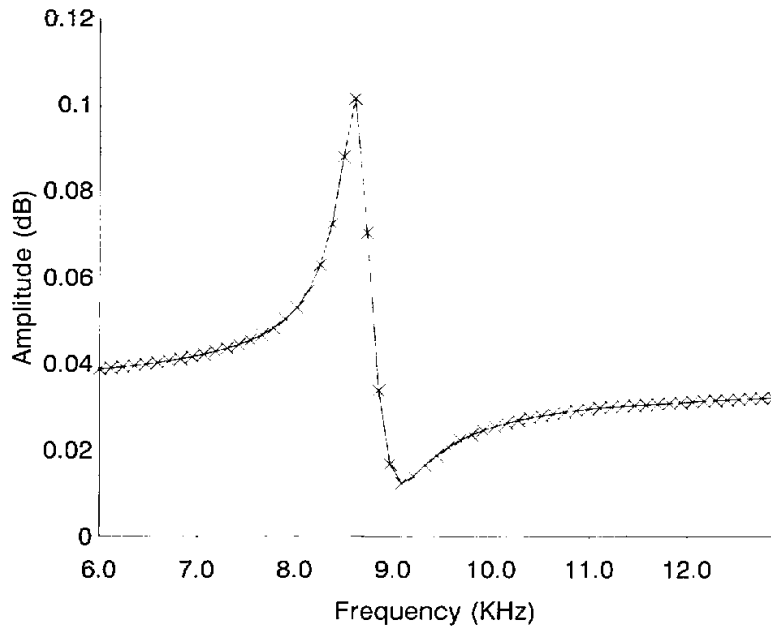


Figure 13 : Enregistrement de la fréquence de résonance au pic du graphe représentant l'amplitude en fonction de la fréquence. D'après Meredith et al. en 1996 (63).

La fréquence de résonance d'une oscillation peut se calculer comme suit :

$$R_f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{l^3 m}}$$

Où R_f est la fréquence de résonance (Hz)

l est la longueur d'onde

m est la masse du faisceau (g)

E est le module de Young (GNm⁻²)

I est le moment d'inertie

Initialement, les résultats des fréquences de résonances étaient exprimés en Hertz. Cependant, la valeur de fréquence de résonance d'un même implant pouvait varier en fonction des transducteurs (8). Il a donc été nécessaire d'utiliser une graduation universelle et calibrées du transducteur utilisé. L'ISQ (Implant Stability Quotient) exprime maintenant les valeurs de fréquences de résonance.

2.2. LE QUOTIENT DE STABILITE IMPLANTAIRE OU ISQ

L'ISQ (Implant Stability Quotient) est une échelle de mesure utilisée avec la méthode de l'analyse de la fréquence de résonance afin de déterminer la stabilité d'un implant. Il s'agit d'un mappage de fréquences de résonance mesurées en Hertz présenté sous forme d'échelle d'ISQ de 1 à 100, applicable au plan clinique. L'ISQ 1 correspond approximativement à 1000Hz et l'ISQ 100 correspond approximativement à 10000 Hz (104).

Les valeurs généralement retrouvées se situent entre 55 et 85 ISQ. Des faibles valeurs inférieures à 50 sont la preuve d'un implant peu stable. Les valeurs les plus basses ont été retrouvées sur des implants pratiquement « perdus » et indiquaient des mesures de l'ordre de 30 ISQ.

Les plus hautes valeurs sont plutôt retrouvées à la mandibule qu'au maxillaire.

Une augmentation dans le temps de la valeur d'ISQ indique un processus de stabilité mécanique, renforcé par le remodelage osseux. Une haute valeur initiale (70 et plus) ne tend pas à augmenter avec le temps. Une diminution dans le temps de l'ISQ suggère un potentiel risque d'échec implantaire.

3. EVALUATION DE LA SURFACE DE CONTACT OS/IMPLANT

3.1. BONE-TO-IMPLANT CONTACT

(43)

L'observation d'un contact direct os-implant après une période de cicatrisation a été définie par Brånemark en 1983, et décrit comme l'ostéointégration (2).

Le Bone to Implant Contact (BIC) représente l'étendue de la surface de contact os-implant. Ce paramètre est défini par le rapport entre la surface implantaire en contact avec l'os et la surface implantaire totale, exprimé en pourcentage. Il est vérifié microscopiquement. En pratique, il est difficile de déterminer précisément le BIC en raison des limitations techniques de la préparation microscopique. Différents pourcentages de BIC peuvent être retrouvés selon les différents grossissements microscopiques. De plus, le BIC ne donne aucune information du type d'os formé autour des implants. Une évaluation minutieuse de la nature de l'interface entre le tissu osseux et l'implant par d'autres moyens diagnostiques semble être nécessaire en complément du BIC.

3.2. BONE AREA FRACTION OCCUPANCY

(59)

La valeur du BAFO (Bone Area Fraction Occupancy) représente l'aire de la surface osseuse entre les spires implantaïres (mm²) (voir figure 14) exprimée en pourcentage de l'aire totale entre les spires implantaïres (mm²).

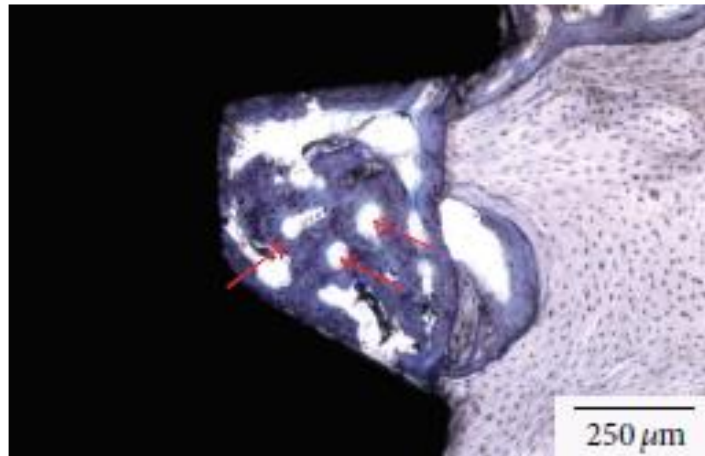


Figure 14 : Os néoformé entre deux spires implantaïre. Tiré de l'étude de Giro et al. (38)

4. EVALUATION DE LA TEMPERATURE INTRA-OSSEUSE

(49)

Dans le courant du XVIII siècle, Benjamin Thompson (1753-1814), physicien britannique, remarque que lorsque l'on fore l'âme des canons, une grande quantité de chaleur est libérée. Il arrive à la conclusion que cette chaleur provient de la transformation de l'énergie mécanique nécessaire au forage. L'énergie mécanique devient une énergie thermique.

Appliqué à la chirurgie implantaïre, l'opération de forage génère un échauffement dû à la friction du foret contre les parois osseuses. L'os possède une rémanence thermique importante, c'est-à-dire qu'il évacue lentement les calories issues de l'échauffement. Lors de ce processus, la température intra-osseuse augmente, et, au-delà d'un seuil, provoque une nécrose irréversible des cellules osseuses.

Les études déterminant le seuil d'ostéonécrose thermique sont regroupées dans le tableau ci-dessous.

Auteurs, année	Espèce	Conclusion
Moritz et Henriques (1946)	Porc	Une augmentation de la température au-delà de 70°C provoque des dommages cellulaires épithéliaux
Bonfiels et Li (1968)	Chien	Remaniement osseux irréversible lorsqu'il est chauffé à 56°C
Lundskog (1972)	Lapin	Nécrose des cellules osseuses à 55°C pendant 30 secondes
Eriksson et Albrektsson (1983)	Lapin	Ostéonécrose thermique de l'os cortical provoquée à 47°C pendant 1 min

Figure 15: Tableau résumant les seuils d'ostéonécrose thermique, d'après Pandey et al. 2013 (76)

Ces résultats reflètent l'importance du contrôle de la chaleur générée lors du forage osseux. Ces expérimentations n'ont pas été conduites sur l'os humain vivant, c'est pourquoi la température seuil exacte de nécrose osseuse de l'os cortical humain n'est toujours pas connue à ce jour. Cependant, la majorité des auteurs traitant de chirurgie implantaire se réfère à l'étude d'Eriksson et Albrektsson de 1983 (29).

La relation critique entre le temps et la température avant d'atteindre la nécrose du tissu osseux est de 47°C pendant une minute. Au-delà de ce seuil, la cicatrisation osseuse est perturbée de manière irréversible (2).



Figure 16 : Température seuil à ne pas dépasser. D'après Reingewirtz, 1997 (80)

Eriksson et Albrektsson dans leur étude ont énuméré les conséquences de l'échauffement osseux sur les effets à court et long terme (29).

Les effets à court terme sur la cicatrisation osseuse au-delà de ce seuil provoquent une hyperémie par dilatation des vaisseaux veineux et artériels. Aucun arrêt de la circulation sanguine n'est observé.

Les effets à long terme sont caractérisés par la résorption des cellules adipeuses à partir du 2^e jour, sans aucune néoformation sur 30 jours. À partir de la 3^e semaine, la balance résorption/apposition osseuse est en faveur de la résorption avec environ 10% du site osseux résorbé.

Une zone nécrotique se forme, causée par un arrêt permanent de la vascularisation, zone qui ne montre aucun signe de réparation au bout de 100 jours (3). Le tissu osseux à l'interface n'est pas régénéré, et à la place une capsule de tissu fibreux se forme (voir figure 17).

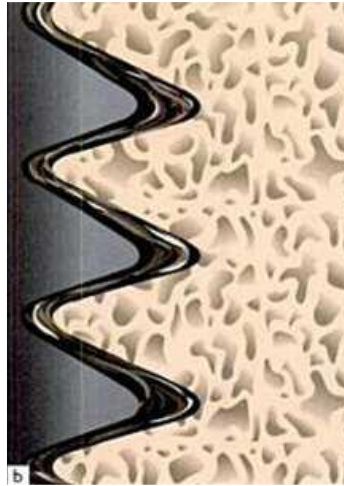


Figure 17 : Réponse osseuse lors d'une nécrose thermique. D'après Reingewirtz, 1997 (80)

A une température inférieure, les dommages osseux sont réversibles et la cicatrisation osseuse devient possible. Le succès de l'ostéointégration implantaire peut être attendu.

Lorsque l'os a été échauffé ou comprimé d'une manière excessive, il apparaît un tableau clinique appelé « la douleur du 3^e jour », le Burned-Bone Syndrome des Anglo-Saxons (13) :

Pendant les 2 jours suivant l'intervention, le patient ne ressent rien d'anormal. Au 3^e jour, il signale une douleur croissante, pulsatile, cédant peu aux antalgiques ou aux anti-inflammatoires, douleur augmentant dans les jours suivants. Si rien n'est fait, la douleur se maintient environ 3 semaines, puis cesse progressivement. Ce tableau clinique est caractéristique d'une ostéite qui, quoi qu'il arrive, se traduira par une fibro-intégration de l'implant. Le seul traitement de la douleur du 3^e jour est la dépose immédiate de l'implant.

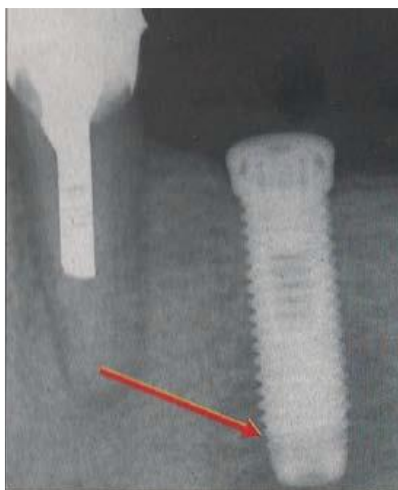


Figure 18 : Radiographie à 3 mois traduisant un échauffement osseux apical important, ayant conduit à la dépose de l'implant. D'après Bert, 2005. (13)

Lors de la préparation implantaire, une technique chirurgicale provoquant une élévation minimale de la température est recommandée dans le but d'obtenir une ostéointégration satisfaisante. La méthode idéale de détermination de la température intra-osseuse pendant le forage est difficile à déterminer à cause du complexe osseux anisotrope, l'os étant composé de tissus organique et inorganique, il n'a pas les mêmes propriétés dans tous les plans (65). Cependant, plusieurs dispositifs sont mis en œuvre lors d'expérimentations.

4.1. LE THERMOCOUPLE

(107)

Un thermocouple est un montage exploitant l'effet Seebeck pour la détermination de la température. L'effet Seebeck, du nom de son inventeur, est un phénomène thermoélectrique reposant sur la différence de potentiel entre deux matériaux soumis à une différence de température.

Le thermocouple est constitué de deux fils de métaux différents, généralement le chromel et l'alumel, soudés à l'une de leurs extrémités. Cette jonction porte le nom usuel de « soudure chaude » et sera installé dans le milieu dont la température est à mesurer. Les deux autres extrémités sont à relier aux bornes d'un voltmètre. Les deux jonctions formées aux bornes du voltmètre portent le nom usuel de « soudures de référence » ou « soudures froides » (voir figure 19).

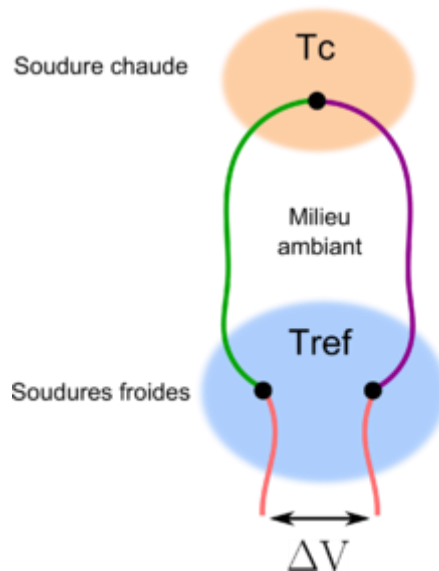


Figure 19 : Schéma de montage d'un thermocouple

Appliquée à la mesure de la température pendant le forage osseux, il est nécessaire de placer la sonde du thermocouple dans l'os par un puit osseux, à proximité directe du forage (1).

Sener (91) en 2009 reproche au thermocouple d'avoir une trop faible sensibilité thermique. En effet, la principale limite est la précision obtenue. Il est relativement difficile d'obtenir des mesures avec une incertitude inférieure à 0,1 °C (107). Les câbles électriques se doivent d'être isolés prudemment les uns des autres afin d'éviter les interférences électriques et réduire le bruit électrique.

4.2. LA THERMOGRAPHIE INFRAROUGE

Selon l'association française de normalisation (AFNOR), la thermographie est la technique permettant d'obtenir, au moyen d'un appareillage approprié, l'image thermique d'une scène observée dans un domaine spectral de l'infrarouge (74).

La visualisation thermique se fait à distance, au moyen d'un imageur thermique. Dans le domaine de l'implantologie, ce concept a été introduit par Horch et Keiditisch en 1980.

C'est une méthode sensible aux variations de température possédant une marge d'erreur d'un degré (54), mais majoritairement efficace sur les plans superficiels. Dans le domaine de l'implantologie la préparation du site implantaire est habituellement effectuée sous irrigation, ce qui peut biaiser la mesure de la température.

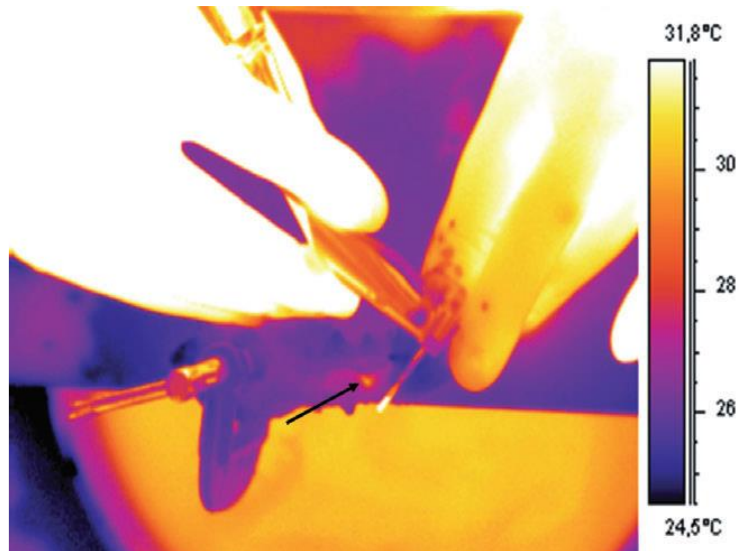


Figure 20 : Image à thermographie infrarouge. Tiré de l'étude de Scarano et al. 2011 (88).

4.3. LA THERMORESISTANCE

Les thermorésistances fonctionnent sur le principe de la résistivité de certains métaux (argent, cuivre, nickel, or, platine, tungstène, titane) qui augmente lorsque la température du milieu augmente. Les thermorésistances ont l'avantage d'être parmi les capteurs les plus précis (73).

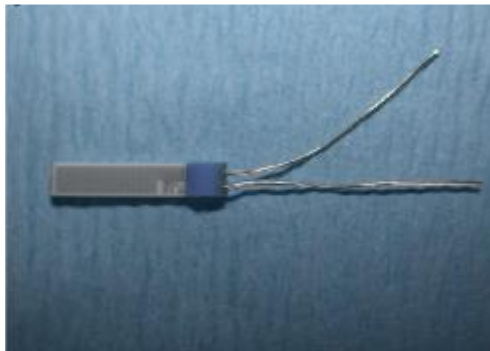


Figure 21 : Photo d'une thermorésistance. Tiré de l'étude de Sener et al. 2009 (91).

II. LE FORAGE IMPLANTAIRE

L'étape de forage implantaire succède la découverte de la région osseuse et consiste à aménager le site afin d'y placer l'implant.

A. LES FACTEURS INFLUENÇANT LE FORAGE IMPLANTAIRE

1. LES CONDITIONS DE COUPE

1.1. LIENS AU SYSTEME

1.1.1. Vitesse de rotation

La vitesse de rotation est un des paramètres les plus importants pour le succès de l'ostéointégration (76). Différentes études expérimentales ont évalué le rôle de la vitesse de forage, cependant ce paramètre reste de nos jours encore très discuté. Plusieurs facteurs contribuent à ces résultats contradictoires. Ce sont des facteurs directement liés au foret et à son fabricant, mais aussi à des facteurs extrinsèques comme le type d'os, le site osseux, et les méthodes d'évaluation. La vitesse de rotation est exprimée en rotation par minute (RPM).

1.1.2. Pression appliquée au foret

Eriksson et Adell en 1986 (28) reconnaissent le lien entre la pression appliquée par l'opérateur sur le foret et l'élévation de la température intra-osseuse. La puissance de cette force n'est pas spécifiée, en raison de la difficulté à standardiser les protocoles (78).

Dans l'os dense, une pression plus forte que la normale est exercée sur le foret pour faire avancer la coupe en profondeur. Cela entraîne une élévation de la température. Lorsque l'avance du foret est faible, il est nécessaire d'en utiliser un de plus petit diamètre (3).

1.1.3. Séquences de forage

L'élargissement du lit osseux peut être effectué en une seule étape, ou bien progressivement par une séquence de forets augmentant en diamètre. Augmenter la quantité d'os à enlever en un seul forage accroît le risque d'élévation de la température. La densité de l'os dicte généralement la technique utilisée. Dans de l'os dense, le diamètre des forets est augmenté graduellement. Dans un os peu dense cette augmentation peut être moins progressive (23).

1.1.4.Mouvement

Un mouvement de va-et-vient déclenche un effet de pompage en direction apicale. L'irrigation passe ainsi plus facilement en profondeur (23).

Selon Watcher et Stoll, une application intermittente de la pression lors du forage permet une remontée efficace des débris osseux, et une accessibilité aisée de la solution d'irrigation au site osseux (109).

1.1.5.Temps chirurgical

Deux périodes sont généralement chronométrées et comparées en fonction des systèmes implantaires : la durée de la préparation implantaire, et la durée nécessaire à l'os afin de revenir à sa température initiale.

Afin de limiter l'échauffement osseux, le foret est appliqué par intermittence pendant quelques secondes, puis il est retiré. Cela permet une irrigation du site par le saignement ainsi que le nettoyage des débris osseux sur le foret (23).

1.2. LIEES A L'INSTRUMENT

1.2.1.L'irrigation

Hippocrate (460-370 av. J-C) reconnaissait déjà le besoin de refroidir ses instruments par irrigation afin d'éviter les dommages lors de ses coupes osseuses (14). L'énergie thermique générée lors de la découpe, ou du forage osseux a toujours été reconnue comme néfaste pour l'os.

L'irrigation est un facteur essentiel qui permet de faire baisser la température lors du forage implantaire.

Trois méthodes de refroidissement sont habituellement utilisées (76) :

- L'irrigation externe

Le système d'irrigation externe n'est pas incluse dans le foret implantaire mais via un spray adjoint ou non au contre angle chirurgical qui sera dirigé sur le point de forage.

- L'irrigation interne

-De type fermé : Le liquide de refroidissement se déplace dans les tubulures via un circuit fermé à l'intérieur du foret. Le refroidissement est possible par un mécanisme de conduction de la chaleur, du foret vers le liquide. Il n'y a aucun contact entre le liquide et l'os.

-De type ouvert : Le liquide de refroidissement s'écoule à travers des percées situées à la pointe du foret, directement sur le site osseux et remonte le long des parois. D'après la HAS, la stérilisation efficace de ces instruments est délicate à obtenir en raison du faible diamètre de l'orifice du canal d'irrigation interne et de la mauvaise pénétration des détergents-désinfectants et de la vapeur d'eau (46).

- L'irrigation combinée

Le système utilise à la fois l'irrigation externe et interne (voir figure 22).

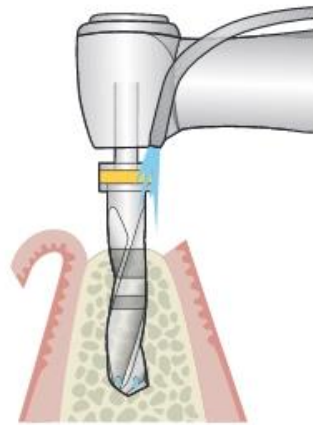


Figure 22 : Système d'irrigation combiné (Document Dentsply Implant)

1.2.2. Matériaux

Les forets implantaires doivent être capables de résister à des forces mécaniques de torsion, de cisaillement et de compression. Les propriétés physico chimiques de l'acier inoxydable permettent l'utilisation de ces forets. Les forets en alliage de titane (Ti_6Al_4V) sont aussi utilisés (14).

Plus récemment, le foret implantaire en céramique se développe en raison de sa grande résistance mécanique et sa faible conductivité thermique (1).

1.2.3. Conception

(28)

Les formes des forets implantaires varient considérablement selon les fabricants. Le but du forage implantaire est de former un lit osseux pour le futur implant posé, pour cela une similarité de morphologie entre le foret final et l'implant est recommandée.

Un foret implantaire est composé d'un manche, et d'une partie travaillante, le corps et la pointe (voir figure 23). Son pouvoir sécant doit être suffisant pour retirer un volume d'os le plus faible possible à chaque rotation, excluant ainsi le risque de surchauffe par bourrage.

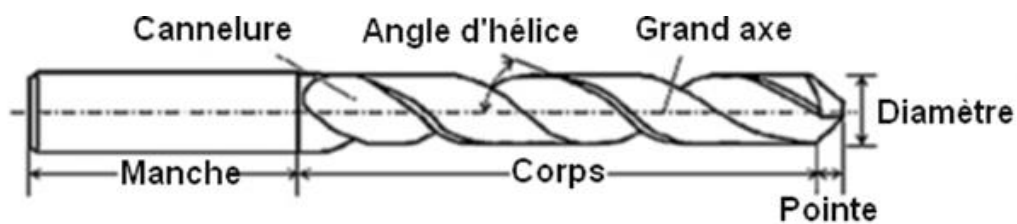


Figure 23 : Schéma d'un foret implantaire. D'après Pandey et al. en 2013 (76)

- Le corps :

Les cannelures modèlent le corps du foret implantaire et forment le caractère hélicoïdal du foret. Une cannelure est un sillon profond pivotant autour du foret (voir figure 24). Elles agissent comme des rainures d'évacuation des copeaux osseux. En leur absence, le forage ne sera pas efficace et la remontée des débris ne sera pas possible. Les cannelures peuvent varier en nombre et en taille.

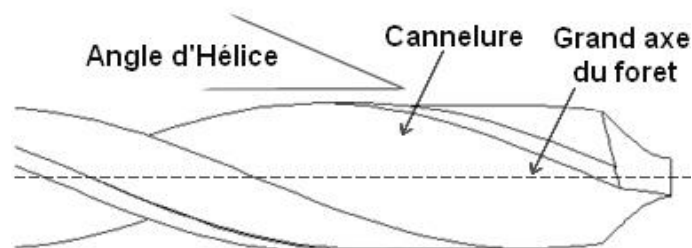


Figure 24 : Schéma représentant le corps et la pointe d'un foret implantaire. D'après Bertollo et al. en 2011 (14)

L'angle d'hélice est défini entre l'arrête de la cannelure et le grand axe du foret.

Un faible angle d'hélice allonge la cannelure, au contraire, un angle d'hélice élevé compacte la cannelure et augmente son nombre de tour autour du foret (voir figure 25).

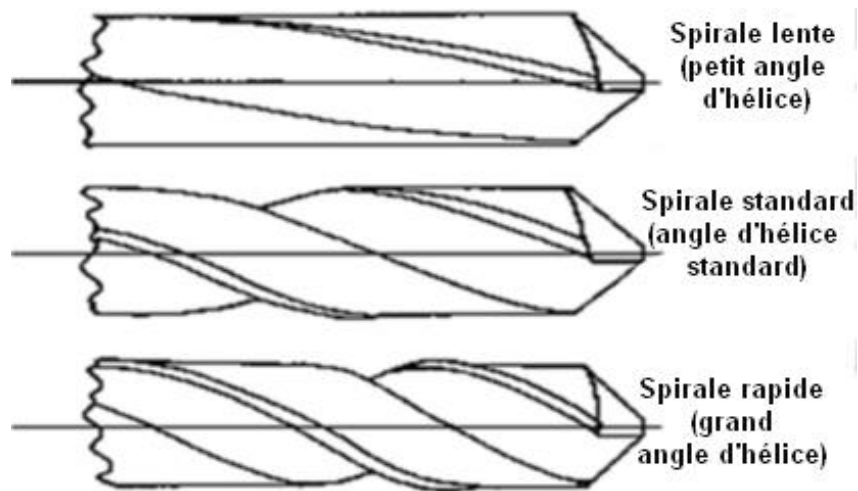


Figure 25 : Influence de l'angle d'hélice sur les cannelures. D'après Pandey et al. en 2013 (76)

- La pointe :

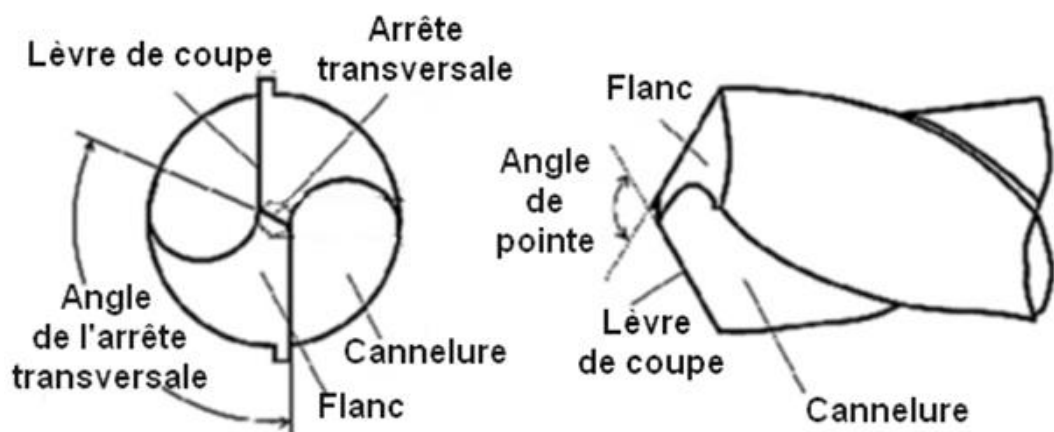


Figure 26 : Pointe d'un foret implantaire vu de face et de profil. D'après Pandey et al. en 2013 (76)

C'est la partie du foret qui est particulièrement travaillée chez les fabricants car elle amorce la qualité de l'ostéotomie. Le flanc est la partie plate située à l'extrémité du foret. Il représente une large surface de friction pendant le forage.

L'arrête transversale connecte les lèvres de coupe entre elles, et contribue au centrage du foret, notamment lors de préparations sur des surfaces osseuses irrégulières.

L'angle de pointe est l'angle formé par la projection des deux droites passant par les lèvres de coupe (voir figure 27). Il permet à l'utilisateur de donner une direction précise au foret. La moyenne de l'angle de pointe d'un foret implantaire est de 118° .

Un large angle de pointe permet aux lèvres de coupe d'être pleinement en contact avec l'os lors de son effraction, généralement utilisé en milieu dense.

Un angle de pointe faible donne un aspect très pointu et agressif au foret, et permet aux bords coupants de rentrer progressivement en contact avec l'os lors du forage (76).

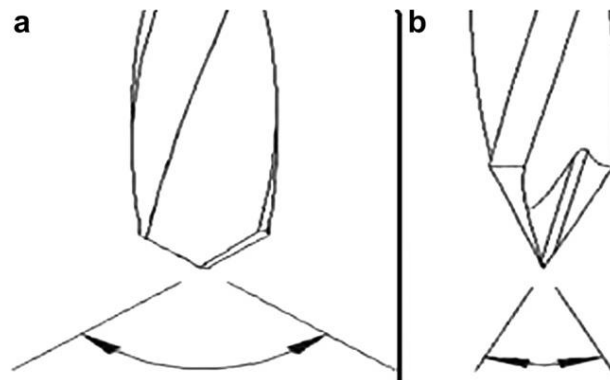


Figure 27 : Pointe d'un foret implantaire à large angle de pointe, b : pointe d'un foret implantaire à faible angle de pointe. D'après Pandey et al. en 2013 (76)

Pendant le forage, la pointe du foret implantaire définit des angles avec la surface osseuse tels qu'ils sont représentés dans le schéma suivant :

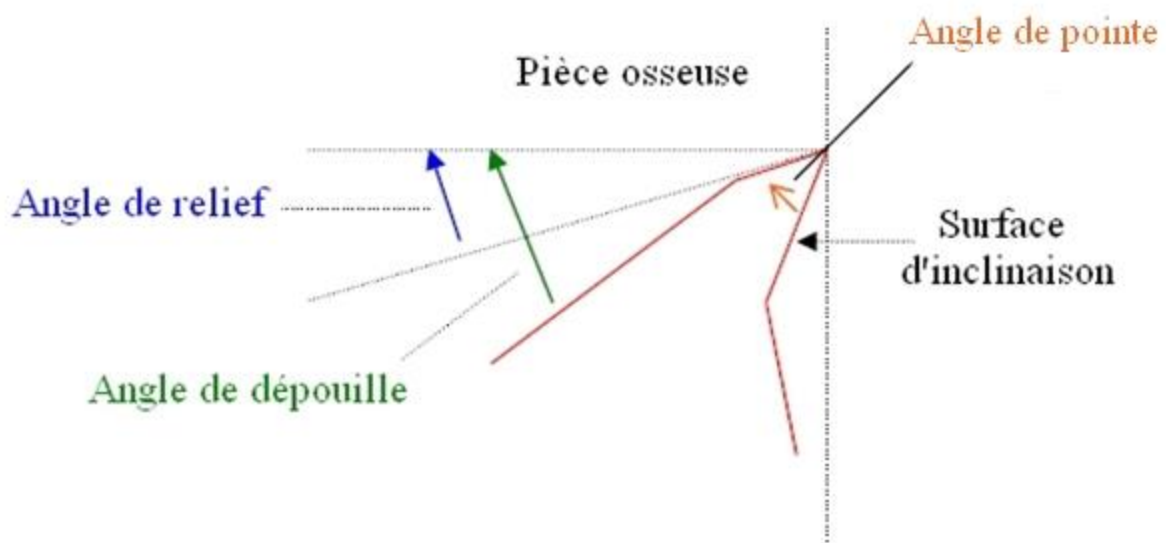


Figure 28 : Géométrie de la pointe du foret implantaire. Tiré de l'étude de Chacon et al. 2006 (18)

L'ostéotomie implantaire requiert l'application d'un mouvement rotationnel (RPM), et d'une force axiale (N). C'est un processus dynamique de cisaillement, qui permet la formation de copaux osseux (51). La chaleur dégagée est générée par la rupture des liens intermoléculaires osseux (14).

1.2.4. Usure

L'état du foret joue un rôle sur la variation de température intra-osseuse lors du forage (29). Le nombre d'utilisations du foret est habituellement suggéré par les fabricants.

L'évolution de la forme du foret est le résultat du nombre d'utilisation, de la pression, la technique de stérilisation, la densité du site, le matériau et le traitement de surface (6). Tout manque de symétrie risque de provoquer des efforts déséquilibrés du forage, la capacité de coupe du foret se retrouve altérée et l'usure est bien plus rapide. L'usure des forets est généralement observée au microscope électronique à balayage à grossissement x100 (112).

2. LA QUALITE OSSEUSE

2.1. LIEE AU SITE

2.1.1. Epaisseur corticale

Une stabilité implantaire optimale est obtenue lorsque l'implant est engagé dans les couches osseuses corticales (83).

Les forces de frictions plus importantes dans l'os cortical causent une plus grande augmentation de température par rapport à l'os spongieux. La conductivité thermique de l'os cortical est en moyenne à 0,25 W/m/K, et celle de l'os spongieux est généralement plus haute, à 0,30 W/m/K (19). Ce qui entraîne une dissipation de la chaleur plus rapide pour l'os spongieux que pour l'os cortical.

2.1.2. Densité osseuse

(25)

La densité osseuse ne peut pas être appréciée en deux dimensions par la radiographie rétro-alvéolaire ou l'orthopantomogramme. Le scanner offre une précision supplémentaire en découpant ses images selon des voxels. Chaque voxel correspond à une valeur de densité osseuse, l'unité Hounsfield (HU). Du même nom de son auteur Sir G. Hounsfield (1919-2004) c'est une unité définissant, en tomographie, l'absorption du faisceau de rayons X par les divers tissus qu'il traverse. Les données

sont traitées et reconstruites par un ordinateur en une image, selon un calcul matriciel. Elles correspondent à des densités qui, dans l'ensemble de l'organisme s'étendent sur 2000 valeurs.

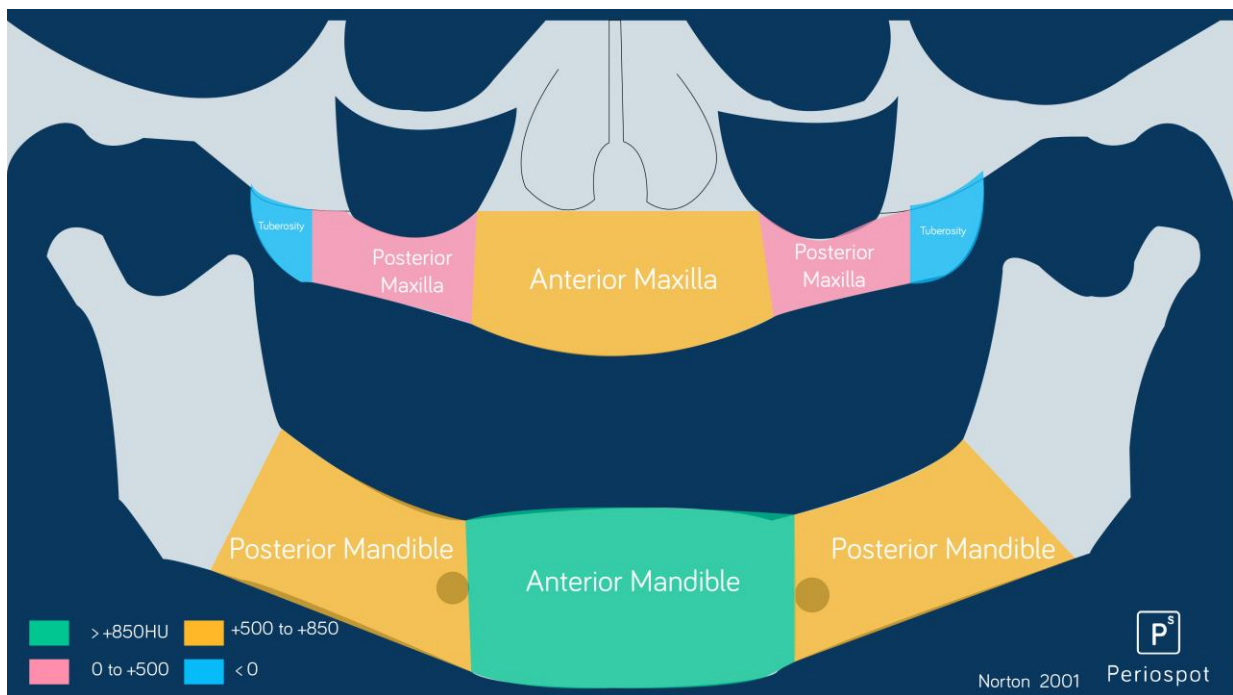


Figure 29 : Les différentes zones de densité osseuse au maxillaire et à la mandibule humaine. Document <http://www.periospot.com>

Par définition le 0 correspond à l'eau distillée, -1000 HU l'air pur, +1000 HU au métal et à l'os compact (25). Farré-Pages mesure les valeurs extrêmes de densités osseuses chez 10 patients. Les valeurs sont comprises entre -84Hu en postérieure maxillaire et +1327 Hu à la région mandibulaire antérieure (32).

La densité osseuse est un critère non contrôlable par le chirurgien. Il convient donc de la connaître afin d'optimiser les autres paramètres, à savoir le choix de l'implant et la technique chirurgicale.

2.1.3. La profondeur de forage

La profondeur de forage va dépendre des dimensions de l'implant choisi. Cependant, dans un os à densité faible moyenne la tendance est à sous forer légèrement le site dans le but d'augmenter la stabilité primaire de l'implant (93). En revanche dans un os à forte densité, la profondeur du forage respecte la dimension de l'implant.

2.2. LIEE AU PATIENT

2.2.1. Etat général

Au-delà des contre-indications absolues et relatives, la qualité osseuse peut être affectée par un défaut de cicatrisation dû à certaines pathologies systémiques.

L'ostéoporose chez la femme ménopausée induit un remodelage osseux plus fréquent, dont la résorption osseuse excède progressivement la formation. Cependant, le taux d'échec implantaire chez les femmes ostéoporotiques est compatible avec la littérature et n'est donc pas assimilable à une baisse de l'ostéointégration (5).

La radiothérapie en traitement des cancers des voies aéro-digestives supérieures augmente le risque d'ostéoradionécrose. Cela peut compromettre la physiologie osseuse, en altérant le potentiel régénérateur du périoste, détruisant les formations cellulaires et vasculaires dans le champ d'irradiation. Le risque d'échec implantaire est considéré comme élevé lorsque l'irradiation utilise plus de 55 Gy. Les inflammations de la muqueuse appelées mucites sont fréquentes, et conduit à un risque élevé de complications tissulaires notamment lors de la phase de cicatrisation. Le traitement par oxygène hyperbare semble pouvoir améliorer le taux de succès implantaire en présence d'os irradié même si le protocole est toujours en étude (41).

2.2.2. Âge

Initialement les implants dentaires ont été utilisés dans le but d'obtenir une meilleure rétention des prothèses complètes majoritairement retrouvées chez le patient âgé. Maintenant, leurs applications sont étendues aux situations d'édentement unitaire ou partiel.

L'âge du patient n'influence pas le taux de succès des implants dentaires, toutefois il convient de s'assurer de sa dextérité manuelle pour assurer une hygiène correcte, son aptitude à recevoir des implants et surtout de ses médications qui pourraient entraîner des complications. La structure osseuse du patient âgé tend à devenir plus dense et plus fragile. Les cavités médullaires s'élargissent plus rapidement, résultant en une forte diminution de l'épaisseur et de la masse corticale (101). La cicatrisation osseuse est plus lente.

Chez le jeune patient, il est préférable d'éviter l'implantation car l'évolution du développement osseux n'est pas prédictible, les implants étant ankylosés, ils ne suivent pas la croissance des maxillaires.

B. LES DIFFERENTS TYPES DE FORAGES

1. FORAGE SEQUENTIEL

(12)

Le plus couramment utilisé en chirurgie implantaire. Dans les études, il apparaît aussi sous le nom de forage conventionnel. Le principe est d'augmenter le diamètre des forets consécutifs jusqu'au positionnement de l'implant, tout en diminuant les vitesses de rotation des forets. Il est effectué sous irrigation abondante. Ces mesures sont destinées à éviter l'échauffement de l'os.

L'aménagement du site osseux débute par un préforage qui peut être réalisé à l'aide de deux types de fraises. Cela permet de franchir la corticale osseuse et de marquer la future émergence implantaire.

- Soit une fraise boule en acier ou en carbure de tungstène, d'un diamètre de 1,5 à 2 mm et comportant un manche suffisamment long pour que la partie active puisse créer un puit de quelques millimètres de profondeur.
- Soit une fraise chirurgicale en acier de type Zekrya. Cette fraise a un pouvoir de coupe et de pénétration. Sa hauteur de travail de 10mm permet de visualiser la longueur de travail. La vitesse de rotation est de 1200 à 1500 RPM.

Le forage initial ou pilote, qui consiste à donner au site osseux receveur sa profondeur définitive, est réalisé avec des forets cylindriques de 2 mm de diamètre en moyenne. La vitesse de rotation n'est pas modifiée à ce stade.

Le forage intermédiaire est initié par un foret dit intermédiaire présentant une extrémité mousse de 2 mm de diamètre et une partie travaillante d'un diamètre supérieure. La vitesse de rotation est abaissée à 1000-1200 RPM pour des forets dont le diamètre varie entre 2,8 et 3,2 mm.

Puis le forage terminal réalise le calibrage du site osseux en fonction du diamètre de l'implant que l'on souhaite poser. Certains systèmes proposent un seul foret terminal, d'autres présentent plusieurs forets de diamètres différents en fonction de la densité osseuse. Les forages initiaux permettent de déterminer cette densité, très variable selon en fonction du site osseux. La vitesse de rotation se situe entre 800 et 1000 RPM.

La réalisation d'un évasement cervical peut être nécessaire, au moyen d'un foret d'évasement présentant une extrémité mousse et une partie travaillante évasée et calibrée au diamètre implantaire. La vitesse de rotation est réduite de 500 à 800 RPM.

Enfin, une étape de taraudage peut être requise lorsque la densité osseuse est très importante. Le taraud permet de préparer le pas de vis implantaire dans l'alvéole, appelé le filetage. Dans des os de faibles densités on évitera de préparer un filetage, afin de ne pas compromettre la stabilité immédiate de l'implant. En revanche, l'usage du taraud est conseillé dans les os très corticalisés.

Cette technique est le gold standard en matière de forage implantaire. Cependant elle est très chronophage, à plus forte raison quand des implants multiples doivent être placés. Le temps de l'intervention jugé trop long par le patient est souvent vécu comme un inconfort (15).

2. FORAGE SIMPLIFIÉ OU À INSTRUMENT UNIQUE

Le principe est de réduire le nombre de forets utilisés, dans le but de limiter les dommages osseux et d'obtenir un gain de temps chirurgical. De 5 à 7 forets pour le forage conventionnel, le forage simplifié est généralement constitué d'un foret pilote et d'un foret final, ou bien d'un seul foret unique.

3. FORAGE BIOLOGIQUE À BASSE VITESSE

Le principe du forage biologique est de récupérer de l'os autogène lors d'un forage à basse vitesse, environ 50 RPM, sans irrigation, à l'aide de forets implantaires aux rainures profondes.

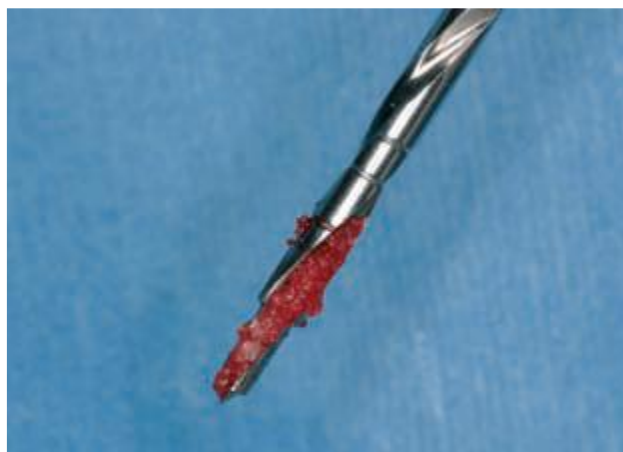


Figure 30 : Copaux osseux obtenus lors du forage implantaire biologique. Tiré de l'étude d'Anitua et al. 2007 (7)

L'os collecté est utilisé lors du comblement osseux autour de l'implant. L'effet recherché est d'utiliser les facteurs endogènes localisés dans la matrice extra-cellulaire ayant un rôle clef dans le processus de cicatrisation. Les qualités du PRGF (Preparation Rich In Growth Factors) et du PRP (Platelet-Rich Plasma) sur l'accélération de la régénération osseuse autour des implants sont mis à l'œuvre. (7)

Cliniquement, l'os autogène est reconnu pour être le matériau de comblement idéal (89). Cela permet aussi d'éviter les risques d'un deuxième site chirurgical

4. FORAGE À INSERT ULTRASONORE OU PIEZOCHIRURGIE

L'utilisation des ultrasons pour l'ostéotomie a été introduite par Horton et al. en 1975 (48) puis par Vercellotti et al. en 2001 (108) qui ont développé un dispositif approprié pour la chirurgie buccale et remplacé les instruments d'ostéotomie classique.

La piézochirurgie utilise la technique de vibrations ultrasoniques afin de forer sélectivement le tissu osseux. Les fréquences utilisées lors de préparations implantaire sont généralement situées entre 20 et 29 kHz (92).

Les inserts ultrasonores transforment les vibrations à l'extrémité en produisant de l'énergie et de la chaleur. Cette énergie dégagée est responsable de l'action coupante, et la chaleur dégagée est réduite avec une irrigation adaptée.

Les bistouris ultrasonores permettant d'effectuer le forage ultrasonore sont équipés aujourd'hui de pastilles de céramique à base de titanate de baryum, cette matière étant plus résistante et plus adaptée aux fréquences utiles pour forer l'os (56).



Figure 31 : Séquence d'inserts ultrasonores MECTRON® utilisée pour la préparation du site implantaire. Tiré de l'étude de Stacchi et al. 2013 (96)

5. LE FORAGE À LASER (LIGHT AMPLIFICATION BY STIMULATED EMISSION OF RADIATION)

Les LASER sont largement utilisés en médecine depuis les années 1960, cependant l'utilisation du LASER Er:YAG a été approuvée en 1997 par l'US Food and Drug Administration pour le traitement des tissus durs oraux (84).

Bien que d'autres types de LASER dentaire existent (diodes LASER, CO₂, Nd:YAG, Nd:YAP), les LASER Erbium:YAG et Er,Cr:YSGG sont aujourd'hui les plus polyvalents et les plus modernes. Ils sont utilisés pour une large variété de traitements en omnipratique dentaire, parodontologie, chirurgie, endodontie et implantologie et sont les seuls LASERS dentaires à pouvoir traiter aussi bien les tissus mous que les tissus durs de la cavité buccale.

Le LASER Er:YAG ayant une longueur d'onde de 2940 nm, est entièrement absorbé par les molécules d'eau, et fonctionne sur tous les tissus hydratés de la cavité buccale. Il est particulièrement utilisé pour sa capacité de coupe osseuse, par courtes pulsations et sous irrigation, sans produire d'effet thermique néfaste aux tissus concernés (98).

III. ANALYSE DE LA L ITTERATURE

1. STRATEGIE DE RECHERCHE

Les données et résultats exposés dans cette thèse s'appuient sur l'analyse d'articles scientifiques. La stratégie de recherche de ces articles a été menée par informatique à l'aide des bases de données Pubmed et Google Scholar. Le champ de recherche a été volontairement limité aux articles de revues indexés, rédigés exclusivement en anglais, durant la période 2000 à 2016.

Un article n'a pas pu être trouvé dans cette base de données et a été importé par le service de Prêt Entre Bibliothèque (PEB) de Nantes, de la bibliothèque de Bordeaux (France).

Les mots clés ayant servis à la recherche sont les suivants : « bone healing » « bone regeneration dental drilling » « bone heating » « dental implant drilling ».

2. SELECTION DES ETUDES

Les recherches menées nous ont conduits à examiner 45 articles d'études humaines et animales. Sur les 45 articles, 34 ont été retenus pour analyse scientifique dans la rédaction de cette thèse.

Les critères d'inclusion des articles sélectionnés sont les suivants :

- Rédaction en anglais ou en français
- Forage dans un but d'implantologie dentaire
- Au moins une des variables suivantes étudiées : Température intra-osseuse, l'ISQ (Implant Stability Quotient), BIC (Bone to Implant Contact), BAFO (Bone Area Fraction Occupancy), facteurs de signalisations cellulaires de la cicatrisation osseuse, hauteur d'os péri-implantaire

Les critères d'exclusion des articles sont les suivants :

- Forage pour implants non dentaires
- Etude de la cicatrisation osseuse n'utilisant pas le forage implantaire comme critère
- L'étude du forage pour mini implant orthodontique
- La faible validité statistique, d'où l'exclusion des articles case report et case series
- Le manque de rigueur de la méthode expérimentale : critères d'exclusion et d'inclusion des patients non définis, données récoltées non exploitées.

3. ANALYSE DE LA LITTÉRATURE

L'agence nationale de l'accréditation des études scientifiques (ANAES) publie en 2000 une classification par grade des articles en fonction de leurs niveaux de preuves.

Grade des recommandations	Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature
A Preuve scientifique établie	Niveau 1 - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d'essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées.
B Présomption scientifique	Niveau 2 - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes.
C Faible niveau de preuve scientifique	Niveau 3 - études cas-témoins.
	Niveau 4 - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale).

Figure 32 : Grade des recommandations de l'ANAES

Les articles utilisés dans cette thèse ont été analysés selon ce guide. Les résultats de la classification sont exposés dans les tableaux et diagramme suivants.

Les numéros dans les colonnes correspondent aux numéros des articles dans l'index bibliographique.

GRILLE DE LECTURE D'UN ARTICLE DE SYNTHÈSE

Sont regroupés ici les méta-analyses, les revues systématiques et les revues de littérature :

	Totalement	Partiellement	Pas du tout
Les objectifs de la revue de synthèse sont clairement exposés	93	67, 69, 76, 85	
Méthodologie			
Procédures de sélection			
L'auteur décrit ses sources de données	67, 69, 93		76, 85
Les critères de sélection des études sont pertinents	67, 69, 93		76, 85
Les critères d'inclusion et d'exclusion des articles sont décrits	69, 93	67	76, 85
Les études non publiées sont prises en compte	93		67, 69, 76, 85
Méthode d'analyse			
Les modalités de la lecture critique sont précisées (lecteurs, grille de lecture...)	93		67, 69, 76, 85
L'auteur présente la méthode utilisée pour réaliser la synthèse des résultats	93		67, 69, 76, 85
Résultats			
L'auteur décrit les résultats	67, 69, 76, 85, 93		
L'auteur commente la validité des études choisies	93	67, 69	76, 85
Ses conclusions s'appuient sur des données fiables dont les sources sont citées	67, 69, 76, 85, 93		
Applicabilité clinique			
La revue de synthèse permet de répondre en pratique à la question posée	67, 69, 76, 85, 93		

Commentaires :

Bien que la majorité de ces revues procède à une sélection rigoureuse des articles, la plupart d'entre elles n'exposent pas clairement la méthode d'analyse utilisée.

Nous établissons donc le grade scientifique des revues de synthèses comme suit :

- Grade B : articles 67, 69, 93
- Grade C : articles 76, 85

GRILLE DE LECTURE D'UN ARTICLE THERAPEUTIQUE

	OUI	NON	?
Les objectifs sont clairement définis	1, 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 90, 91, 94, 95, 96, 97, 103, 113		
Méthodologie de l'étude			
L'étude est comparative	1, 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 90, 91, 94, 95, 96, 97, 103, 113		
L'étude est prospective	1, 17, 30, 31, 40, 53, 90, 95, 96, 103, 113,	18, 26, 36, 37, 38, 44, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 91, 94, 97	
L'étude est randomisée	17, 18, 26, 30, 31, 37, 40, 72, 90, 95, 96, 97, 103, 113	1, 36, 38, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 77, 86, 88, 91, 87, 94	
Le calcul du nombre de patients a été fait a priori	1, 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 53, 68, 71, 72, 86, 87, 88, 90, 95, 96, 97, 103, 113		44, 54, 57, 77, 91, 94,
La population de l'étude correspond à la population habituellement traitée	17, 40, 96	1, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 90, 91, 94, 95, 97, 103, 113	
Toutes les variables cliniquement pertinentes sont prises en compte	36, 37, 44, 54, 68, 71, 72, 86, 87, 88, 91, 94, 96, 97	40	1, 17, 18, 26, 30, 31, 38, 53, 57, 77, 90, 95, 103, 113
L'analyse statistique est adaptée	1, 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 90, 91, 94, 95, 96, 97, 103, 113		
L'analyse est faite en intention de traiter	1, 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 90, 91, 94,		

	95, 96, 97, 103, 113		
Les résultats sont cohérents avec l'objectif de l'étude et tiennent compte d'éventuels effets secondaires	1, 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 90, 91, 94, 95, 96, 97, 103, 113		
Applicabilité clinique			
La signification clinique est donnée	1, 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 44, 53, 54, 57, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 90, 91, 94, 95, 96, 97, 103, 113		
Les modalités de traitement sont applicables en routine	1, 18, 26, 37, 44, 53, 54, 68, 71, 72, 77, 86, 87, 88, 91, 94, 97, 103, 113		17, 30, 31, 36, 38, 40, 57, 90, 95, 96,

Commentaires:

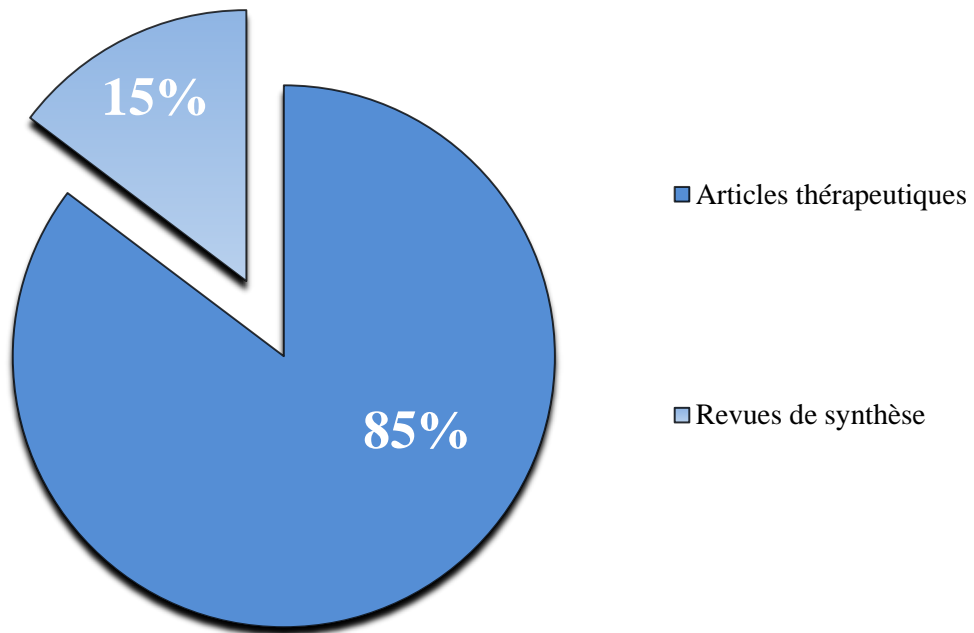
Tous les articles sont comparatifs et expérimentaux. Du fait de la difficulté de mise en œuvre expérimentale, seules trois études (17, 40, 96) ont été réalisées sur des humains.

Nous établissons le grade scientifique des articles thérapeutiques comme suit :

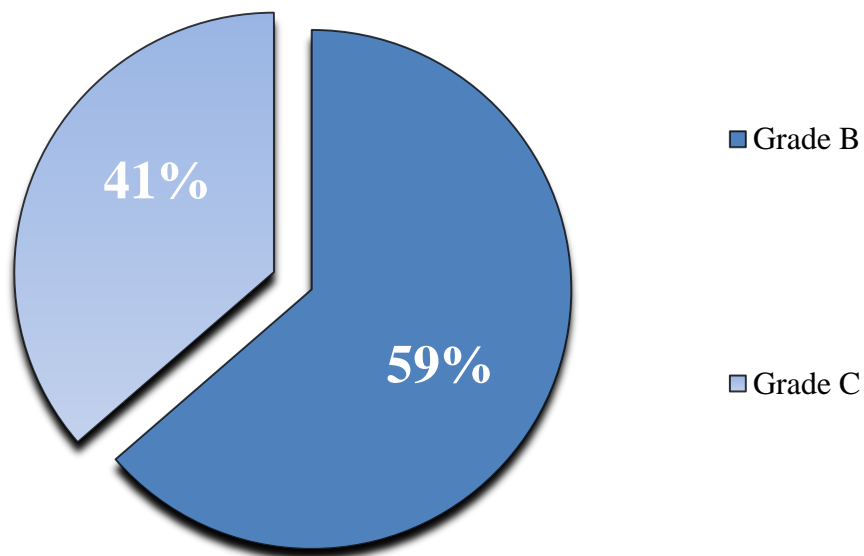
- Grade B : articles 17, 18, 26, 30, 31, 36, 37, 38, 40, 44, 68, 72, 90, 94, 95, 96, 97, 103.
- Grade C : articles 1, 53, 54, 57, 71, 77, 86, 87, 88, 91, 113.

18 articles sont de grade B et 11 articles sont de grade C.

Résumé de l'analyse de la littérature :

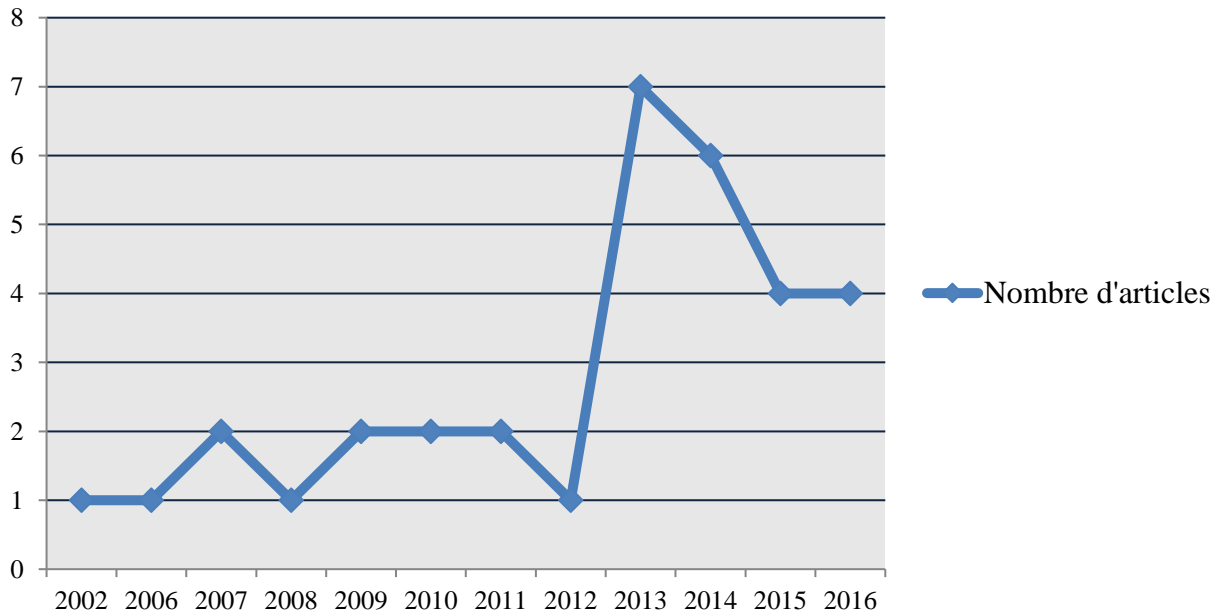


Selon les critères d'inclusions et d'exclusions précédemment cités, la majorité des articles étudiés sont des articles thérapeutiques, seules 5 revues de synthèse sont analysées.



La littérature de cette thèse regroupe pour plus de la moitié des articles à présomption scientifiques (Grade B) selon les grades de recommandation de l'ANAES.

Nombre d'articles étudiés



Les articles étudiés sont publiés sur une période de 2002 à 2016, la plupart d'entre eux datent de moins de 5 ans, notamment par le développement récent du forage par piézochirurgie et LASER.

À l'issue de l'analyse de la littérature, nous pouvons réaliser une discussion sur les conséquences du forage implantaire sur la cicatrisation osseuse.

IV. DISCUSSION DES CONSEQUENCES DU FORAGE IMPLANTAIRE SUR LA CICATRISATION OSSEUSE

Lors de la recherche concernant les conséquences du forage implantaire sur la cicatrisation osseuse, nous avons réunis un ensemble d'articles et de revues, qui dans l'ensemble ont un niveau de preuve satisfaisant, c'est à dire un niveau B, de présomption scientifique.

Globalement les études sont comparatives et bien menées, pour la moitié, elles sont randomisées. Une minorité d'article fait intervenir un nombre de variables trop important, entraînant des biais dans l'analyse des résultats.

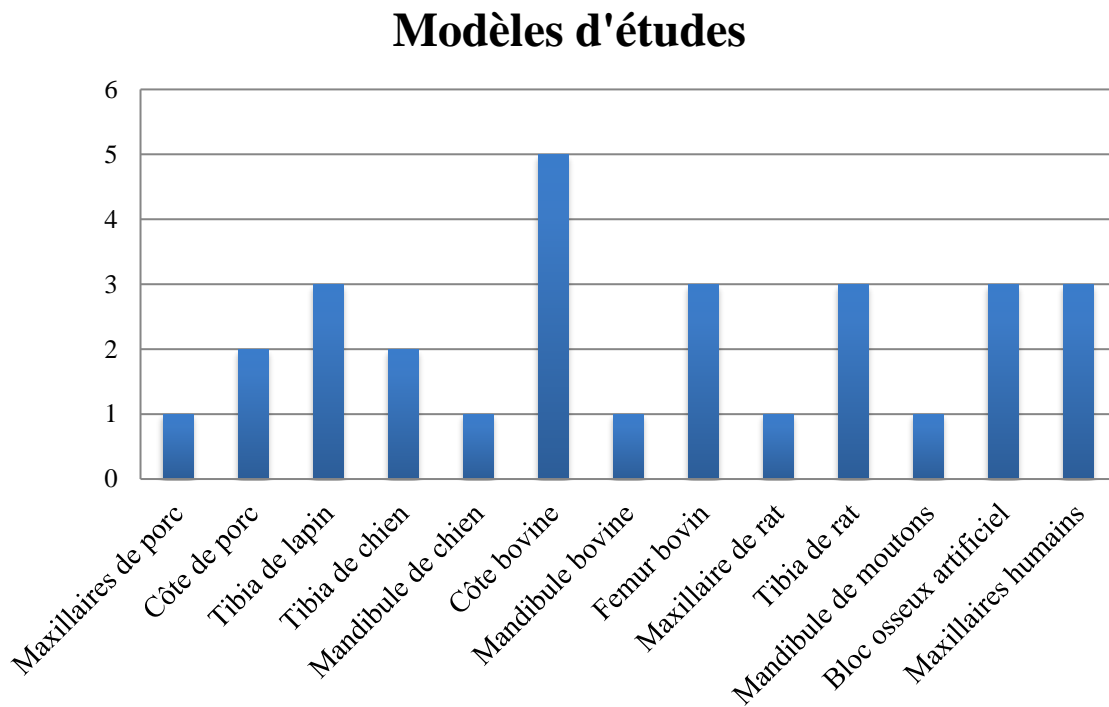
De par son caractère dynamique, nous avons recherché des études concernant la cicatrisation osseuse *in vivo* sur Humains, cependant, mis à part 3 études, il faudra se contenter d'études *in vitro* et animales, compte tenu de la difficulté de mise en œuvre expérimentale.

Un résumé de chaque article a été réalisé en détaillant l'auteur, l'année, l'objectif de l'étude, le site osseux, les paramètres mesurés, la méthode d'évaluation, le type de foret testé, le nombre d'ostéotomies pour chaque test, et la conclusion (voir annexe 1).

Seuls les articles thérapeutiques sont détaillés. Les revues de synthèse nous permettent d'élargir la recherche aux années antérieures, en évoquant uniquement les articles les plus pertinents.

Les comparaisons directes entre les études sont difficiles à réaliser en raison de leurs différentes méthodes de mesure de la température, ou de la variété des forets chirurgicaux utilisés.

Les études montrent aussi une grande diversité de modèles d'études, sur les 29 articles étudiés, la variété se répartie comme suit :



La diversité des modèles d'études apportent un biais de sélection dans notre analyse, en effet, le rapport os spongieux / os cortical n'est pas le même selon les modèles. Spécialement les études comprenant des os porcins ou bovins, contenant une grande quantité d'os spongieux, et se rapprochant d'un os de type D4 selon la classification de Lekholm et Zarb (58). Les blocs osseux artificiels utilisés par Oh et al. (71), Sannino et al. (86) et Gehrke et al. (36) semblent offrir la meilleure reproduction du tissu osseux humain.

Malgré ce manque de normalisation, nous avons ressorti des études certaines tendances qu'il est indispensable d'avoir en tête lors du forage osseux.

Actuellement, le défi du forage implantaire consiste à minimiser l'échauffement osseux et offrir la meilleure ostéointégration possible. Pour cela, en 1983 Eriksson et Albrektsson ont démontré que la température intra-osseuse à ne pas dépasser pour obtenir une cicatrisation osseuse correcte est de 47°C pendant 1 minute.

En 2014, l'étude de Trisi et al. (102) vient bouleverser ce dogme en démontrant, grâce à une étude *in vivo* sur des moutons, que le maintien d'une température de 50°C dans le site implantaire pendant 1 minute ne perturbe en rien l'ostéointégration future. Plus encore, ces auteurs montrent qu'à une température de 60°C maintenue pendant 1 minute, l'ostéointégration existe, malgré des poches infra-osseuses autour de l'implant.

À la différence de l'analyse descriptive microscopique d'Eriksson et Albrektsson, Trisi et al. mesurent le BIC à 2 mois. Ces résultats font suite à une étude *in vivo* sur des rats de Yoshida et al. (114) en 2008, ne trouvant pas d'altération du remodelage osseux lors d'un échauffement à 48°C pendant 15 minutes. Même si le seuil de température est récemment remis en question, les auteurs continuent de suivre les recommandations d'Eriksson et Albrektsson et de privilégier un seuil de température plus bas par sureté.

Le bon ajustement des différents paramètres du forage implantaire doit permettre d'obtenir un forage aussi rapide et efficace que possible, tout en restant atraumatique pour l'os. Cependant les données publiées à ce jour semblent insuffisantes pour permettre un parfait équilibre entre puissance de coupe et échauffement osseux minimal. Les études sont la plupart du temps contradictoires et aucun consensus n'a pu être établi pour tous les paramètres de forage (85).

A. LES PARAMETRES CLINIQUES LIES A L'OPERATEUR

Une partie des paramètres est directement dépendante des choix de l'opérateur et sera modifiable. Le but est de générer un échauffement aussi bas que possible et obtenir une cicatrisation osseuse optimale autour de l'implant.

1. LA VITESSE DE ROTATION DU FORET

L'influence de la vitesse de rotation du foret implantaire est le paramètre le plus anciennement étudié. Les praticiens ont commencé à s'y intéresser dès les débuts de l'implantologie orale, car c'est un paramètre de base du protocole chirurgical que l'opérateur se doit de définir (85).

La relation entre la vitesse de rotation et la température intra-osseuse n'est pas clairement identifiée dans la revue de la littérature (76). Les résultats publiés à ce jour demeurent contradictoires, et ce, indépendamment de leur date de publication.

Les diverses corrélations sont regroupées dans le tableau suivant :

Auteurs	CORRELATION ENTRE VITESSE DE FORAGE ET ECHAUFFEMENT OSSEUX		
	Positive	Négative	Aucune
Vaughn et Peyton (1951)	X		
Thompson (1958)	X		
Moss (1964)		X	
Spatz (1965)		X	
Boyne (1966)		X	
Matthews et Hirsch (1972)			X
Brisman (1996)			X
Iyer et al. (1997)		X	
Hillery et Shuaib (1999)		X	
Sharawy et al. (2002)		X	
Kalidindi (2004)	X		
Nam et al. (2006)	X		
Udiljak et al. (2007)		X	
Augustin et al. (2008)	X		
Tu et al. (2009)		X	
Kil et al. (2010)		X	
Karaca et al. (2011)		X	
Lee et al. (2012)	X		

Figure 33 : Tableau montrant la corrélation entre la vitesse de rotation du foret implantaire et l'échauffement osseux selon différents auteurs, d'après Saint-Réquier et al. (85) et complété par nos articles d'études.

Ces études sont difficilement comparables en raison de la différence du système implantaire, du modèle d'étude et de la méthode d'évaluation de la température. Mais cette incohérence des résultats met en avant le fait que les différents paramètres définis pour le forage implantaire sont interdépendants et que leurs combinaisons font varier la quantité de chaleur maximale dégagée.

Une seule étude histologique, menée par Yenyol et al. (113) met en relation la vitesse de rotation des forets avec le BIC et le BAFO *in vivo* à 1 et 3 semaines. L'effet de rotation conduit à des débris osseux projetés contre les parois, se logeant ensuite entre les spires implantaires. La quantité de fragment osseux déposée est plus importante à basse vitesse, et par conséquent augmente la durée de la phase d'ostéorésorption du remodelage osseux. Une quantité réduite de fragment osseux obtenu pour de plus hautes vitesses permet d'atteindre plus rapidement la phase d'ostéoformation (113).

La vitesse de forage semble étroitement liée au profil de coupe des forets puisque chaque société propose ses recommandations de vitesse, regroupées dans le tableau ci-dessous. Celles-ci varient de 200 à 2000 RPM selon les marques et selon les diamètres des forets utilisés.

Marque	Vitesse minimale (RPM)	Vitesse maximale (RPM)
2S Concept France®	400	1500
Anthogyr®	1000	1500
Nobel Biocare®	800	2000
Straumann®	400	800
Tav Dental®	200	1200
Zimmer®	600	850

Figure 34 : Tableau montrant les recommandations de vitesse de rotation des forets implantaires de plusieurs fabricants. Tiré de la revue de littérature de Saint-Réquier et al. 2016 (85)

La vitesse doit être adaptée selon le diamètre du foret : plus le diamètre est important, plus la vitesse de rotation doit rester basse.

Mais le paramètre semblant être le plus dépendant de la vitesse est la force appliquée au foret, et à eux deux ils forment le couple vitesse-force, souvent mis en avant dans les études (85).

2. LA FORCE APPLIQUEE AU FORET

Le rapport entre la force appliquée au foret, appelée aussi vitesse d'avance, et l'élévation de la température intra-osseuse a surtout été étudié ces vingt dernières années.

Alors que la force moyenne déployée par un opérateur lors du forage implantaire est de 9,16 Newton (47), les revues suggèrent d'appliquer une force importante, sans toutefois risquer une fracture osseuse (53).

La durée de forage est moins longue (80), ce qui permet de minimiser l'élévation de la température (10, 11).

Selon la revue systématique de Mohlhenrich (69), le couple idéal est l'application d'une charge de 2kg à une vitesse de rotation de 1500RPM. Pour Mishra (67) il est de 2-2,4 kg couplé à une vitesse de 2500 RPM.

3. LE SYSTEME D'IRRIGATION

Dans le but d'augmenter la dissipation de la chaleur pendant le forage implantaire, et donc de diminuer la température intra-osseuse, les systèmes de forage sont couplés à des systèmes d'irrigations externe, interne, ou bien combiné. La nécessité d'irriguer au sérum physiologique ne fait plus débat aujourd'hui, bien que certains auteurs contemporains remettent en cause son intérêt dans certaines circonstances, notamment en fonction de la densité osseuse et du diamètre des forets (33).

L'irrigation a elle-même des variables, telles que son origine (interne ou externe au foret), la température et le type de la solution d'irrigation, ou encore le débit du liquide.

Introduite en 1975 par Kirschner et Meyer, l'irrigation interne est montrée comme semblable à l'irrigation externe pour les études les plus récentes. Par le passé, il avait été avancé que l'irrigation externe était plus efficace que l'interne (42) tandis que d'autres auteurs affirmaient l'inverse (55).

Möhlhenrich et al. (69) publient en 2015 une revue systématique sur la génération de chaleur et l'usure des forets pendant la préparation du site implantaire. Au total, 27 articles sont retenus de 2000 à 2014. Parmi ces 27 articles, 7 études analysent le rôle de l'irrigation sur la baisse de la température.

- Toutes ces études démontrent que l'irrigation externe et interne sont semblables sur la variation de température de la surface osseuse, mais qu'en augmentant la profondeur des ostéotomies, l'irrigation interne ou combinée semble être plus efficace par rapport à l'irrigation externe. Cependant, le résultat d'une étude sur les 7 est plus réservé, relevant une variation de température intra-osseuse de 0,1°C entre l'irrigation interne et externe, et conclue que le fort investissement financier de l'irrigation interne n'est pas justifié.

-Une seule étude, de Rashad et al. en 2011 s'intéresse au débit de la solution d'irrigation mais ne semble pas être un facteur influençant la variation de température.

L'efficacité de l'irrigation interne est retrouvée dans deux études randomisées sur grands échantillons de Strbac et al. (97) en 2014 et Gehrke et al. (37) en 2016. Elle limite également les résorptions péri-implantaire à 2 mois par rapport aux irrigations externes (97).

La température du liquide d'irrigation fait l'étude de deux articles allant dans le sens d'une corrélation positive entre la température basse de la solution d'irrigation et le faible échauffement osseux (94).

Augustin et al. (10) en 2008 rapportent qu'une irrigation avec de l'eau à 26°C est le facteur principal de diminution de la température osseuse lors du forage. Sener et al. (30) en 2009 montrent qu'une irrigation à température ambiante suffit à garder l'os en dessous de 47°C, même si une solution à 10°C semble plus efficace. La température de la solution d'irrigation n'apparaît donc pas comme un critère indispensable pour le respect du seuil d'altération de la cicatrisation osseuse.

Etonnement, notre revue de la littérature montre que les températures au-dessus du seuil de 47°C sont rarement atteintes lors du forage sans irrigation.

Dans leur conclusion, Sener et son équipe proposent une irrigation continue, même entre les forêts dans les cas où une haute augmentation de la température est attendue (91).

4. LE MATERIAU DU FORET

Peu d'études permettent de comparer les différents matériaux utilisés pour le forage implantaire. En effet l'utilisation de matériaux non métalliques pour la fabrication de forêts implantaire n'est apparue que récemment, c'est pourquoi seules certaines études à partir des années 2010 permettent une comparaison entre les forêts en zircon et les forêts métalliques, plus largement utilisés.

La revue systématique de Mohlhenrich (69) retient 3 études concernant la génération de chaleur du forage avec des forêts implantaires aux matériaux différents. Encore une fois, les résultats obtenus diffèrent entre les études. De plus, le protocole n'étant pas le même pour chaque étude, rien ne permet de conclure quant à la supériorité d'un matériau ou d'un autre.

- Les résultats de l'étude de Sumer et al. (99) en 2011 montrent que la température intra-osseuse est plus importante uniquement sur la couche osseuse superficielle lors du forage avec les forêts en céramique, l'auteur ne trouve pas de corrélation entre l'élévation de la température intra-osseuse moyenne et le matériau utilisé du forêt implantaire.
- À l'inverse de ces résultats, Oliveira et al. (72) en 2012 montrent une production de chaleur plus faible obtenue pendant le forage céramique. L'augmentation de température est cependant corrélée avec un usage répétée du forêt. Les auteurs n'ont pas retrouvé de signe excessif d'usure, de déformation ou de fracture, même si le forêt en céramique semble être en meilleur état que le forêt en acier après 50 utilisations.
- L'étude de Harder et al. (44) en 2013 utilisant des forêts en acier recouverts d'une couche de zircon, ne relève aucune différence significative sur la chaleur générée avec des forêts en acier inoxydable.

Une étude histologique de Nanbu et al. (70) en 2007 rapporte un meilleur recrutement des cellules de l'inflammation après un traumatisme sur tissus mous par des aiguilles en zircone comparé à des aiguilles en acier inoxydable. À la vue de ces résultats, Akiba et al. (1) ont récemment étudié la réponse biologique de l'os maxillaire de rat suite à un forage osseux utilisant des forets en zircone. Malgré un échantillon trop faible, les résultats sont semblables à ceux obtenus sur tissus mous. Le recrutement des cellules de l'inflammation permettrait d'obtenir une meilleure cicatrisation osseuse et augmenterait le taux de succès implantaire mais nous ne pouvons pas nous baser sur cette étude pour conclure. Une étude expérimentale comparant la réponse biologique osseuse pour chaque matériau est actuellement en cours.

5. CONCEPTION ET USURE DU FORET

Chaque marque implantaire possède sa propre modélisation du foret, en relation avec l'implant posé. Chacon et al. (18) observent en 2006 une température intra-osseuse atteignant les 60°C pour les systèmes sans angle de relief et possédant un faible angle de dépouille. Les faibles angles de relief augmentent le contact osseux, entraînant des forces de friction plus élevées.

Dans toutes les études traitant la relation entre la forme du foret et l'échauffement osseux générée, il apparaît clairement que la réduction de la surface de coupe réduit considérablement l'énergie thermique de friction dégagée, et par conséquent diminue l'élévation de la température intra-osseuse. (Scarano et al. (88) 2011, Oh et al. (71) 2011, Sannino et al. (86) 2015). Le risque est de tomber dans l'excès inverse et d'ainsi affaiblir les propriétés mécaniques du foret (69).

L'usure du foret implantaire est directement liée au nombre d'utilisation et de cycles de stérilisations, mais aussi à la densité osseuse et à la pression appliquée (69). Jusqu'à maintenant, l'usure est observée au microscope électronique à balayage (SEM : scanning electron microscopy), et ses conséquences osseuses sont analysées immuno-histo-chimiquement.

Les revues de littérature de Mischra et al. en 2014 (67) et de Möhlenrich et al. en (69) observent une forte corrélation entre le nombre d'utilisation et l'usure des forets.

En 1972, Matthews et Hirsch rapportaient une diminution des performances à partir de 40 ostéotomies (61). Ainsi, il apparaît que la puissance de coupe des forets se trouve diminuée par la stérilisation lorsqu'une répétition des cycles d'autoclave est appliquée, d'après Harris et al. (45). Cependant, aucune corrélation entre l'usure du foret et la température intra osseuse n'est retrouvée (Allsobrook et al. 2011, et Oliveira et al. 2012), même jusqu'à 100 ostéotomies pour Ercoli et al. en 2004 (27).

Seule l'étude de Scarano et al. (87) en 2007 rapporte des plus hautes températures intra-osseuses avec un usage répété des forets sur des côtes bovines.

L'analyse de l'expression des protéines de la cicatrisation sur des tibias de rats montre un déséquilibre de la balance ostéoprogénétique et RANKL, à partir de la 30^e ostéotomie, en faveur d'une résorption osseuse (77).

L'usure d'un foret est difficilement quantifiable et est liée directement au matériau fraisé : plus celui-ci est dense, plus l'usure est rapide. Les forets à usage multiple ne permettent pas un contrôle sérieux de cette usure, celle-ci étant signalée plus tardivement par un échec. De plus, leur coût important n'incite pas les utilisateurs à les renouveler rapidement.

À ce jour les forets implantaires réutilisables sont généralement utilisés pour au moins 10 chirurgies (18, 87). La Medical Data International déclare en 1999 que le nombre moyen d'implants dentaires posés aux Etats-Unis est de 2,5 par chirurgie, ce qui implique une utilisation du foret pour au moins 25 forages implantaires. Le nombre d'utilisation est donné par le fabricant, cependant en pratique, ces recommandations sont laissées à la discrétion du chirurgien.

6. LE FORAGE SIMPLIFIÉ

De nos jours, les recherches cliniques se focalisent sur des protocoles simplifiés et moins invasifs, dans le but d'améliorer le confort du patient et de l'opérateur. À l'instar de l'endodontie, l'implantologie tend à diversifier les possibilités de protocoles et de séquences, jusqu'au développement d'un foret unique.

Dans toutes les études passées en revue, une seule, Gehrke et al. (36) en 2013 ne montre pas de différence significative entre la température maximale générée avec un protocole de forage conventionnel et celle générée par un foret unique.

Six études (Brånemark en 1983, Itay et Tsur en 1983, Matthews et al. 1984, Kalindi en 2004, Udiljak et al. 2007, Lucchiari et al. 2016) prouvent que l'échauffement osseux obtenu lors d'un forage progressif est plus faible que lors d'un forage unique au même diamètre final. Toutefois les auteurs de l'étude la plus récente tempèrent leurs résultats en précisant que dans tous les cas, les augmentations de température obtenues restent cliniquement négligeables (inférieures à 2°C)

Trois autres études étudient l'ostéointégration implantaire après forage à séquence simplifiée.

Giro et al. (38) en 2013, et Bratu et al. (17) en 2015 ne montrent pas de différence significative sur l'ostéointégration à 5 semaines (38) et à un an (17) après un forage à séquence simplifiée par rapport au conventionnelle. Les auteurs précisent que l'orientation du foret est encore plus importante ici que les autres techniques en raison du peu d'opportunités à corriger l'angulation. Le temps chirurgical du

protocole de préparation implantaire simplifié est en moyenne réduit de moitié par rapport au protocole conventionnel.

Dans leur étude multicentrique randomisée, Guazzi et al. (40) en 2015 exposent l'intérêt d'utiliser un protocole simplifié lors de pose d'implant. Concernant le protocole simplifié, les auteurs allient le nombre de forets à la densité osseuse. Un forage unique est réalisée pour les os de types II, III, et IV, et deux forets à diamètre croissant sont utilisés pour l'os de type I. Aucun échec implantaire et aucune complication ne sont apparus. La préparation implantaire à protocole simplifié requiert moins de temps d'intervention, et les résultats à 4 mois post charge (7 mois post chirurgie) montrent moins de morbidité post opératoire par rapport au groupe au forage conventionnel. Les deux opérateurs préfèrent utiliser le protocole simplifié. Cependant, les auteurs déplorent le fait que l'axe de la préparation implantaire à protocole simplifié soit difficile à corriger, à contrario du protocole conventionnel. Les principales limites de cette étude sont le faible échantillon (40 patients mais 20 en protocole simplifié) et la très grande expérience des opérateurs.

Même si de nombreuses similarités sont retrouvées entre le forage simplifié et conventionnel, il n'est pas démontré supérieur à ce dernier. Le forage simplifié pourrait trouver sa place lors de poses d'implants multiples, réduisant le temps d'intervention. De plus, l'exposition prolongée des tissus augmente le relargage des cytokines pro-inflammatoire et augmente aussi les risques d'infection (40). Cependant, le paradoxe est la simplification de la séquence en dépit d'une plus grande complexité chirurgicale. Lors du forage simplifié, toutes les études passées en revue s'accordent à conclure qu'une plus grande précision est requise en raison de la difficulté à rattraper l'axe de préparation implantaire.

7. LE GUIDE CHIRURGICAL

L'utilisation d'un guide chirurgical permet une réduction du temps de travail et des erreurs chirurgicales, et améliore la précision de l'opérateur. L'avantage est aussi la possibilité de contrôler facilement la profondeur de l'ostéotomie. Il tient compte des considérations anatomiques et facilite la reconstruction prothétique (34).

La revue systématique de Möhlhenrich retient une étude évaluant l'influence du guide chirurgicale sur la température intra osseuse lors du forage implantaire.

- L'étude de Misir et al. en 2009 conclue à une l'augmentation de la production de chaleur lors d'un forage utilisant un guide chirurgical par rapport à ceux n'en utilisant pas, indépendamment de l'irrigation (68).

Des résultats similaires à ceux de Misir sont retrouvés par Dos Santos et al. (26) en 2014.

L'empêchement de l'irrigation osseuse par le guide chirurgical pourrait expliquer ces résultats, que ce soit en irrigation combiné (68) ou externe (26). Le seuil critique de température n'est cependant pas atteint dans ces articles.

8. LES NOUVELLES TECHNIQUES DE FORAGE

De nombreuses évolutions voient le jour en chirurgie implantaire. Nous avons passé en revue les études concernant la piézochirurgie et le forage au LASER. Même si le recul clinique est très faible car ce sont des techniques très récentes, il est intéressant d'observer les tendances qui ressortent de ces articles.

8.1. La piézochirurgie

La revue systématique de Möhlhenrich en 2015 (69) analyse les variations de température du forage piézoélectrique en retenant 2 études publiées entre 2000 et 2014.

- Une étude compare deux systèmes ultrasoniques différents avec un système de forage conventionnel dans de l'os spongieux et cortical. Les deux systèmes ultrasoniques produisent plus de chaleur que le forage conventionnel, et dans 5 cas sur 24, ils atteignent le seuil critique de 47°C, même avec irrigation (Rashad et al. 2011). Möhlhenrich explique les résultats de cette étude pourraient être biaisées par un très faible volume d'irrigation associé lors du forage piézochirurgical.
- La deuxième étude chronomètre le temps de forage par la piézochirurgie plus long que pour le forage conventionnel, et par conséquent produisant la plus haute élévation de température (Stelzle et al. 2014).

Bien que la piézochirurgie se montre comme une méthode douce de découpe osseuse, Möhlhenrich et son équipe s'accordent sur la génération plus importante de chaleur et le temps passé plus long lors du forage par piézochirurgie.

En s'intéressant à l'ostéointégration après préparation implantaire, nous avons relevé un essai clinique contrôlé randomisé de Stacchi et al. (96) en 2013. Il n'a pas été démontré de différence sur la stabilité primaire entre des implants posés par technique conventionnelle et par piézochirurgie.

Seule la stabilité secondaire est significativement plus élevée pour le groupe piézochirurgie.

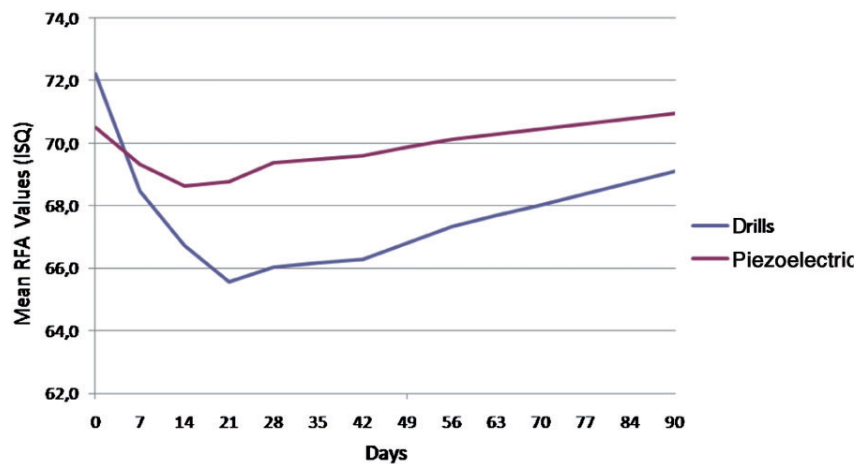


Figure 35 : Les valeurs d'ISQ après forage conventionnel et piézoélectrique en fonction du temps. D'après l'étude de Stacchi et al. 2013 (96)

Dans leur discussion, les auteurs interprètent la précocité de la stabilité secondaire après forage par piézochirurgie en raison de l'effet nettoyant des ultrasons. En effet, les micro-vibrations et l'effet de cavitation de la solution d'irrigation pourraient résulter d'une remontée des débris plus efficace que le forage conventionnel, exposant les espaces médullaires et favorisant une migration rapide des cellules ostéoformatrices au site osseux. Par conséquent, les ultrasons pourraient être efficaces sur la stimulation de la cicatrisation osseuse (93).

À la suite de cette étude, il serait intéressant de compléter ces résultats par un suivi à plus long terme, comprenant la mise en charge de l'implant, sur un échantillon plus important.

En 2013, Esteves et al. (31) étudient la réponse histologique, histomorphométrique et immuno-histo-chimique pendant 60 jours de la cicatrisation osseuse de tibias de rats provoquée par un forage piézochirurgical. La dynamique de la cicatrisation osseuse après forage par piézochirurgie est comparable à celle observée après un forage conventionnel. Des études humaines sont nécessaires avant de pouvoir conclure sur ce point, néanmoins la piézochirurgie semble être une alternative intéressante au forage conventionnel en raison de sa simplicité d'utilisation et de sa sélection de coupe osseuse (31).

L'efficacité de la technique piézochirurgicale ne semble pas être la même entre l'os spongieux et cortical. Une récente étude de 2016 menée par Sirolli et al. (95) sur des rats montre que la technique piézochirurgicale semble apporter une meilleure ostéointégration en région spongieuse qu'en région corticale, en raison d'une plus faible épaisseur de caillot entre la surface de l'implant et l'os.

8.2. Le LASER

Le mécanisme d'ostéotomie au LASER est complètement différent de celui d'un forage classique, dans le sens où le LASER ne nécessite aucun contact osseux. Le forage implantaire par rotation inclut des forces de pression et de friction sur l'os, comme nous avons vu précédemment. L'intérêt d'un forage au LASER serait d'éviter ces désavantages, et l'on pourrait s'attendre à un meilleur processus de régénération osseuse autour de l'implant.

L'étude de Schwarz et al. (90) en 2007 compare l'ostéointégration de trois types d'implants après préparation implantaire au LASER Er:YAG par rapport à une préparation implantaire conventionnelle. L'étude propose une analyse histomorphométrique de la largeur de l'espace péri-implantaire (WPG) à 2 semaines et du contact os-implant (BIC) à 2 et 12 semaines.

Leurs résultats montrent que même si la largeur du lit implantaire est significativement plus importante pour le groupe LASER à 2 semaines, et donc un contact os-implant plus faible, la quantité d'os néoformé à 12 semaines est comparable à celle formée après une préparation implantaire conventionnelle. D'un point de vue clinique, les auteurs ne considèrent pas comme acceptable le temps nécessaire à la préparation implantaire au LASER. Ils relèvent une moyenne de 25 minutes, contre 5 minutes pour la préparation implantaire conventionnelle.

En 2010, Lee et al. (57) analysent la stabilité implantaire entre une préparation implantaire au LASER et une préparation au forage conventionnel. Ils distinguent les préparations sur un os de porc de type I et un os de type II. Les auteurs concluent à une meilleure stabilité implantaire pour le forage LASER uniquement sur l'os de type II.

Ils comparent également les formes des préparations implantaires immédiatement après forage. Lors de l'ostéotomie au LASER, un évasement de la préparation vers la partie apicale est retrouvé (voir figure 36). D'après ces auteurs, ce phénomène a déjà été reporté lors d'études précédentes (70, 102).

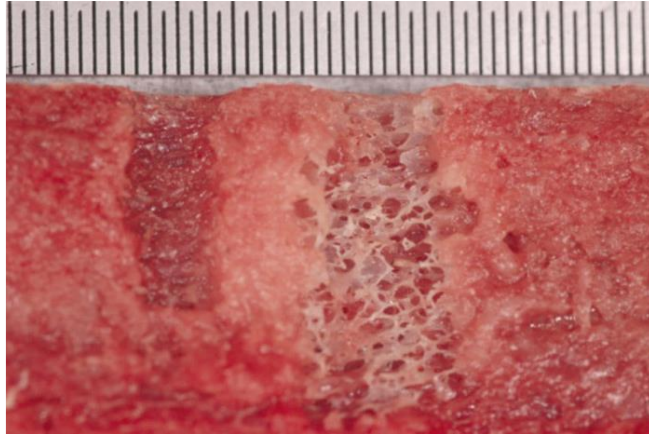


Figure 36 : Comparaison d'une préparation implantaire par un forage conventionnel (à gauche) et une ostéotomie au LASER (à droite). Tirée de l'étude de Lee et al. en 2010 (57)

Récemment en 2016, Esteves et al. (30) publient une étude sur les processus de régénération osseuse sur des rats, suite à des ostéotomies au LASER Er, Cr:YSGG, par rapport au forage conventionnel. L'analyse histologique de la préparation du site implantaire au LASER montre des irrégularités de coupe, cependant, la quantité d'os néoformé est semblable au groupe contrôle conventionnel. L'immunomarquage des protéines de cicatritions montrent un processus de réparation osseuse comparable entre les deux groupes, même si le forage LASER a une tendance à induire une la cicatrision osseuse plus précoce.

Aucune étude ne rend compte de l'élévation de la température intra-osseuse du forage LASER, mais l'étude de Schwarz et al. (90) n'a identifié aucun effet thermique comme la carbonisation ou la fissuration de l'os alvéolaire adjacent.

B. LES PARAMETRES CLINIQUES NON MODIFIABLES PAR L'OPERATEUR

Les paramètres cliniques non modifiables par l'opérateur sont ceux dictés par l'indication clinique.

1. LA PROFONDEUR DE FORAGE

La relation entre la profondeur de forage et l'échauffement généré divise également les auteurs.

Les résultats des études de Sener et al. (91) en 2009, et Harder et al. (44) en 2013 montrent une relation inversement proportionnelle entre la profondeur de forage et la température générée. En raison du mouvement de va-et-vient lors du forage, la friction est plus prolongée au niveau de la couche corticale.

Celle-ci emmagasine plus de chaleur que la couche spongieuse, et la dissipation se fait plus lentement (44).

En revanche Cordioli et Majzoub en 1997 expliquent que l'augmentation de la profondeur de forage induit une augmentation du temps de contact foret-os (20). L'irrigation est moins efficace et peine à expulser les débris osseux hors du site, et engendre une augmentation de la température intra-osseuse avec la profondeur de forage, indépendamment du diamètre du foret.

2. LE DIAMETRE DU FORET FINAL

Le consensus semble être établi (85) : à vitesse et force appliquée équivalentes, l'augmentation du diamètre du foret entraîne une élévation exponentielle de la température (Garcia et al. 2004, Augustin et al. 2008, Kim et al. 2010).

Aucune étude à ce jour ne montre l'influence du foret d'évasement cervical et du taraud sur la cicatrisation osseuse. D'un point de vue mécanique, nous pouvons supposer que l'échauffement osseux serait plus important en raison de la friction des instruments, mais aussi en raison de leurs utilisations en densité osseuse élevée.

3. LA DENSITE OSSEUSE

Ce sujet a été peu étudié car il semble logique de dire que la température augmente avec la densité osseuse lors du forage. Ceci s'explique par l'augmentation des forces de friction entre la surface du foret et celle de la corticale osseuse (85).

Karaca et al. en 2014 l'ont démontré par une étude expérimentale conduite sur deux os de densités différentes mais avec la même combinaison de forage (53).

CONCLUSION

La cicatrisation osseuse obtenue autour de l'implant est influencée par la technique chirurgicale. Le forage induira systématiquement une lésion de l'os entraînant une nécrose superficielle, conséquence du traumatisme osseux. Il importe alors de rassembler toutes les conditions idéales afin de diminuer l'épaisseur de la zone nécrotique en contact avec l'implant.

Même s'il n'existe pas de consensus en raison de la variabilité des résultats, nous pouvons toutefois faire ressortir certaines tendances :

- Une élévation de la température au-delà d'un seuil de 47°C pendant une minute entraîne une perturbation de la cicatrisation osseuse de manière irréversible.
- Le couple vitesse-force appliquée doit inclure une vitesse donnée par le fabricant, associée à une force importante.
- Les irrigations internes et externes sont semblables, mais en augmentant la profondeur de l'ostéotomie, l'irrigation interne semble offrir de meilleurs résultats.
- Une solution d'irrigation à température ambiante est suffisante.
- Irriguer systématiquement, même entre les forets.
- Utiliser des forets correspondant à la forme de l'implant.
- Les séquences de forages simplifiés semblent donner des résultats similaires au forage conventionnel mais il est nécessaire d'être expérimenté avant de les utiliser.
- Limiter le nombre d'utilisation des forets pour éviter la réduction de l'efficacité de coupe.
- L'utilisation des guides chirurgicaux augmente la température intra-osseuse.
- Plus la densité osseuse augmente, plus le risque d'échauffement osseux sera grand.
- La préparation implantaire par piézochirurgie semble obtenir des résultats similaires au forage conventionnel, mais le recul clinique est quasi nul, les études les plus anciennes datent d'il y a 3 ans.
- Le forage au LASER n'apporte pas de précision satisfaisante sur la préparation du lit implantaire.

L'élévation de la température intra-osseuse au-delà du seuil de nécrose est heureusement très rare, et arrive dans des cas très précis de zones osseuses très denses, ou à cause de forets de qualités insuffisantes.

La tendance actuelle est à la simplification du protocole chirurgicale, d'une part par l'exigence des patients, désirant une réduction du temps chirurgical et un confort post-opératoire le plus atraumatique

possible, mais aussi par les praticiens, de plus en plus nombreux à vouloir se former à l'implantologie, et souhaitant un protocole accessible et sécurisé.

Malgré un nombre important d'études sur le sujet, il semble que les paramètres de forage implantaire n'aient pas encore été tous clairement précisés, révélant une absence de consensus scientifique.

Pour autant, le taux de succès implantaire est aujourd'hui très élevé, démontrant que de nombreux autres critères sont susceptibles d'influencer aussi ce taux de succès.

BIBLIOGRAPHIE

1. **AKIBA Y, EGUCHI K, AKIBA N, UOSHIMA K.**
Biological evaluation of implant drill made from Zirconium Dioxide.
Clin Implant Dent Relat Res 2016:[Epub ahead of print].
2. **ALBREKTSSON T, BRÅNEMARK P-I, HANSSON H et coll.**
Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.
Acta Orthop Scand 1981;52(2):155-170.
3. **ALBREKTSSON T, ZARB G, WORTHINGTON P et coll.**
The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1(1):11-25.
4. **ALLSOBROOK OF, LEICHTER J, HOLBOROW D et coll.**
Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills.
Clin Implant Dent Relat Res 2011;13(3):244-254.
5. **AMORIM, MAL, TAKAYAMA L, JORGETTI V et coll.**
Comparative study of axial and femoral bone mineral density and parameters of mandibular bone quality in patients receiving dental implants.
Osteo Int 2007;18(5):703-709.
6. **ANDRIANNE Y, WAGENKNECHT M, DONKERWOLCKE M et coll.**
External fixation pin: An in vitro general investigation.
Orthopedics 1987;10(11):1507-1516.
7. **ANITUA E, ANDIA I.**
Clinical Applications of PRGF. A new approach to bone regeneration. plasma rich in growth factors (PRGF).
J Oral Maxillofac Implants 2007;22(1):171-223.
8. **APARICIO C, LANG NP, RANGERT B.**
Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface.
Clin Oral Implants Res 2006;17(2):2-7.

9. **AUDRAN M, GUILLAUME B, CHAPPARD D.**
Tissu osseux et biomatériaux en chirurgie dentaire.
Paris : Quintessence International, 2014:5-41.

10. **AUGUSTIN G, DAVILA S, MIHOCI K et coll.**
Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited.
Arch Orthop Trauma Surg 2008;128(1):71-77.

11. **BACHUS KN, RONDINA MT, HUTCHINSON DT.**
The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study.
Med Engineer Phys 2000;22(10):685-691.

12. **BENHAMOU A, KLEINFINGER I, MISSIKA P.**
Accéder à l'implantologie.
Rueil-Malmaison : CdP, 2013.

13. **BERT, M., MISSIKA, P.**
Les clés du succès en implantologie. Prévenir les complications et les échecs.
Rueil:CdP, 2009:27-30.

14. **BERTOLLO N, WALSH W.**
Drilling of bone : practicality, limitations and complications associated with surgical drill-bits.
INTECH Open Access Publisher, 2011.

15. **BETTACH R, TASCHIERI S, BOUKHRIS G et coll.**
Implant survival after preparation of the implant site using a single bur : a case series.
Clin Implant Dent Relat Res 2015;17(1):13-21.

16. **BRANEMARK PI.**
Osseointegration and its experimental background.
J Prosth Dent 1983;50(3):399-410.

17. **BRATU E, MIHALI S, SHAPIRA L et coll.**
Crestal bone remodeling around implants placed using a short drilling protocol.
Int J Oral Maxillofac Implants 2015;30(2):435-40.

18. **CHACON GE, BOWER DL, LARSEN PE et coll.**
Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization.
J Oral Maxillofac Surg 2006;64(2):265-269.
19. **CLATTENBURG R, MONTEMURRO D, BRUNI J.**
Neurosecretory activity within suprachiasmatic neurons of the female rabbit following castration.
Neuroendocrinology 1975;17(3):211-224.
20. **CORDIOLI G, MAJZOUB Z.**
Heat generation during implant site preparation: an in vitro study.
Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12(2):186-193.
21. **DAVARPANA M, JAKUBOWICZ-KOHEN B, CRAMAN M et coll.**
Les implants en odontologie.
Paris : CdP, 2004.
22. **DAVARPANA M, MARTINEZ H.**
Manuel d'implantologie clinique.
Paris : CdP, 2000.
23. **DAVARPANA M, SZMUKLER-MONCLER S, RAJZBAUM P et coll.**
Manuel d'implantologie clinique. 3^e ed.
Paris : CdP, 2012:9-14
24. **DE VERNEJOU MC, MARIE P.**
Cellules osseuses et remodelage osseux.
Med/Sci 1993;9(11):92-203.
25. **DICTIONNAIRE MEDICAL DE L'ACADEMIE DE MEDECINE**
Hounsfield
[http://dictionnaire.academie-medecine.fr/?q=Hounsfield%20\(unit%C3%A9\)](http://dictionnaire.academie-medecine.fr/?q=Hounsfield%20(unit%C3%A9))
26. **DOS SANTOS PL, PEREIRA QUEIROZ T, MARGONAR R ET coll.**
Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure.
Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29(1):51-58.

27. **ERCOLI, C, FUNKENBUSCH PD, LEE HJ et coll.**
The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability.
Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19(3) :335-59
28. **ERIKSSON RA, ADELL R.**
Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique.
J Oral Maxillofac Surg 1986;44(1):4-7.
29. **ERIKSSON A, ALBREKTSSON T.**
Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit.
J Prosthet Dent 1983;50(1):101-107.
30. **ESTEVEES JC, DE SOUZA FALONI AP, MACEDO PD et coll.**
Effects on bone repair of osteotomy with drills or with Erbium, Chromium:
Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet Laser: histomorphometric and immunohistochemical study.
J Periodontol 2016;87(4):452-460.
31. **ESTEVEES JC, MARCANTONIO JR E, DE SOUZA FALONI AP et coll.**
Dynamics of bone healing after osteotomy with piezosurgery or conventional drilling—histomorphometrical, immunohistochemical, and molecular analysis.
J Translation Med 2013;11(1):221-234.
32. **FARRÉ-PAGÈS N, AUGÉ-CASTRO L, ALAEJOS-ALGARRA F.**
Relation between bone density and primary implant stability.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011;16(1):62-7.
33. **FLANAGAN D.**
Osteotomy irrigation: is it necessary?
Implant Dent 2010;19(3): 241-249.
34. **GANZ SD.**
Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides.
J Oral Maxillofac Surg 2005;63(9):59-71.

35. **GARCIA OGR, MOMBIELA FL, DE LA FUENTE CJ et coll.**

The influence of the size and condition of the reamers on bone temperature during intramedullary reaming.
J Bone Joint Surg Am, 2004;86(5); 994-999.

36. **GEHRKE SA, BETTACH R, TASCHIERI S et coll.**

Temperature changes in cortical bone after implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: an in vitro investigation.
Clin Implant Dent Relat Res 2015;17(4):700-707.

37. **GEHRKE SA, JÚNIOR A, SARDÁ J et coll.**

The influence of drill length and irrigation system on heat production during osteotomy preparation for dental implants: an ex vivo study.
Clin Oral Implants Res 2016:[Epub ahead of print].

38. **GIRO G, TOVAR N, MARIN C et coll.**

The effect of simplifying dental implant drilling sequence on osseointegration: an experimental study in dogs.
Int J Biomater 2013:1-6.

39. **GOLDBERG M, FARGE, P.**

Manuel d'histologie et de biologie buccale: la dent et ses tissus de soutien.
Paris : Masson, 1989:109-136.

40. **GUAZZI P, GRANDI T, GRANDI G.**

Implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: 4-month post-loading results of a multicenter randomised controlled trial.
Eur J Oral Implantol 2015;8(3) :283-290.

41. **GUNEPIN M, DERACHE F, CATHELINAUD O et coll.**

Intérêt de l'oxygénothérapie hyperbare dans la prévention et le traitement des ostéonécroses des maxillaires dues aux bisphosphonates.
Méd Buc Chir Buc 2013;19(2):91-99

42. **HAIDER R, WATZEK G, PLENK H.**

Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation.
Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8(1):83-83.

43. **HAN G, SHEN Z.**
Microscopic view of osseointegration and functional mechanisms of implant surfaces.
Mater Sci Engineer 2015;56:380-385.
44. **HARDER S, EGERT C, WENZ HJ et coll.**
Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant.
Br J Oral Maxillofac Surg 2013;51(1):74-78.
45. **HARRIS BH, KOHLES SS.**
Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance.
Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16(6) :819-826
46. **HAUTE AUTORITE DE SANTE**
Rapport HAS : Conditions de réalisation des actes d'implantologie orale : environnement technique, 2008.
<http://www.has-sante.fr>
47. **HOBKIRK J, RUSINIAK K.**
Investigation of variable factors in drilling bone.
J Oral Surg 1977;35(12):968-973.
48. **HORTON JE, TARPLEY JR. TM, JACOWAY JR.**
Clinical applications of ultrasonic instrumentation in the surgical removal of bone.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1981;51(3):236-242.
49. **INFELTA P, GRAETZEL M.**
Thermodynamique, principes et applications.
Boca Ratón : BrownWalker Press, 2006.
50. **ITAY S, TSUR H.**
Thermal osteonecrosis complicating Steinmann pin insertion in plastic surgery.
Plastic Recons Surg 1983;72(4):557-561.
51. **JACOBS CH, POPE MH, BERRY JT ET COLL.**
A study of the bone machining process-orthogonal cutting.
J Biomech 1974;7(2):131-132.

52. **KAMINA P.**
Carnet d'anatomie, Tome 2–Tête, cou, dos.
Paris : Maloine, 2014.
53. **KARACA F, AKSAKAL B, KÖM M.**
Effects of bone drilling on local temperature and bone regeneration: an in vivo study.
Acta Orthop Traumatol Turcica 2014;48(3):326-332.
54. **KIM SJ, YOO J, KIM YS.**
Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling.
J Appl Oral Sci 2010;18(5):522-527.
55. **LAVELLE C, WEDGWOOD D.**
Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling.
J Oral Surg 1980;38(7):499-503.
56. **LECLERCQ P, ZENATI C, AMR S et coll.**
Ultrasonic bone cut: a state of the art. Part 1: technologies and common applications.
J Oral Maxillofac Surg 2008;66(1):177-182.
57. **LEE SY, PIAO C, HEO SJ et coll.**
A comparison of bone bed preparation with laser and conventional drill on the relationship between implant stability quotient (ISQ) values and implant insertion variables.
J Adv Prosthodont 2010;2(4):148-153.
58. **LEKHOLM U, ZARB GA.**
Sélection et préparation du patient. In: Brånemark P-I, Zarb GA et Albrektsson T, eds. Prothèses ostéointégrées. L'ostéointégration en pratique Clinique. 3e ed.
Chicago: Quintessence Publishing Co., 1985:199-209
59. **LEONARD G, COELHO P, POLYZOIS I et coll.**
A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants.
Clin Oral Implants Res 2009;20(3):232-239.

60. **LUCCHIARI N, FRIGO AC, STELLINI E et coll.**
In vitro assessment with the infrared thermometer of temperature differences generated during implant site preparation: the traditional technique versus the single-drill technique.
Clin Implant Dent Relat Res 2016;18(1):182-191.
61. **MATTHEWS LS, HIRSCH C.**
Temperatures measured in human cortical bone when drilling.
J Bone Joint Surg Am 1972;54(2):297-308.
62. **MAUCH M, CURREY JD, SEDMAN AJ.**
Creep fracture in bones with different stiffness.
J Biomech 1992;25(1):11-16.
63. **MEREDITH N, ALLEYNE D, CAWLEY P.**
Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis.
Clin Oral Implants Res 1996;7(3):261-267.
64. **MEREDITH N, BOOKS K, FRIBERGS B et coll.**
Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla.
Clin Oral Implants Res 1997;8(3):226-233.
65. **MEYRUEIS P, CAZNAVE A, ZIMMERMANN R.**
Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures.
Encycl Méd Chir (Paris), Appareil locomoteur, Rhumatologie Orthopédique 14-031-A-30, 2003.
66. **MISCH CE.**
Bone density: a key determinant for clinical success.
Contemporary implant dentistry. Chicago: Mosby, 1999:109-118.
67. **MISHRA S, CHOWDHARY R.**
Heat generated by dental implant drills during osteotomy-a review.
J Indian Prosthodont Soc 2014;14(2):131-143.
68. **MISIR AF, SUMER M, YENISEY M et coll.**
Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling.
J Oral Maxillofac Surg 2009;67(12):2663-2668.

69. **MÖHLHENRICH S, MODABBER A, STEINER T et coll.**
Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review.
Br J Oral Maxillofac Surg 2015;53(8):679-689.
70. **NANBU PN, HOSOE T, HAMAI Y et coll.**
Stem cell renewal and contraction of the tunica media caused by a damaged blood vessel following a thick needle stab.
Eur J Drug Metab Pharmacokinetics 2007;32(3):149-162.
71. **OH HJ, WIKESJÖ UM, KANG HS et coll.**
Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study.
Clin Oral Implants Res 2011;22(7):722-726.
72. **OLIVEIRA N, ALAEJOS-ALGARRA F, MAREQUE-BUENO J et coll.**
Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills.
Clin Oral Implants Res 2012;23(8):963-969.
73. **OMEGA**
Thermistance
<http://www.omega.fr/prodinfo/thermistances.html>
74. **PAJANI D.**
Mesure par thermographie infrarouge.
Paris : Add, 1989
75. **PALACCI P, ERICSSON I.**
Esthétique et implantologie. Gestion des tissus mous et péri-implantaires.
Paris: Quintessence International, 2001:137-158.
76. **PANDEY R, PANDA S.**
Drilling of bone : A comprehensive review.
J Clin Orthop Trauma 2013;4(1):15-30.

77. **QUEIROZ TP, SOUZA FÁ, OKAMOTO R et coll.**
Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis.
J Oral Maxillofac Surg 2008;66(6):1233-1240.
78. **RAFEL SS.**
Temperature changes during high-speed drilling on bone.
J Oral Surg 1962;20:475-477.
79. **RAGHAVENDRA S, WOOD MC, TAYLOR TD.**
Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature.
Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20(3):425-431.
80. **REINGEWIRTZ Y, SZMUKLER-MONCLER S, SENGER B.**
Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology.
Clin Oral implants Res 1997;8(3):189-197.
81. **RENOUARD F, RANGERT B.**
Prise de décision en pratique implantaire.
Paris : Quintessence International, 2005.
82. **RIMNAC CM, PEKTO AA, SANTNER TJ et coll.**
The effect of temperature, stress and microstructure on the creep of compact bovine bone.
J Biomech 1993;26(3):219-228.
83. **ROBERTS WE, SMITH RK, ZILBERMAN Y et coll.**
Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants.
Am J Orthod 1984;86(2):95-111.
84. **ROMEO U, DEL VECCHIO A, PALATA G et coll.**
Bone damage induced by different cutting instruments: an in vitro study.
Braz Dent J 2009;20(2):162-168.
85. **SAINT-REQUIER C, PELLETIER H, WALTMANN E et coll.**
L'échauffement osseux lors du forage implantaire : revue de littérature.
J Parodontol Implantol Orale 2016;35(3):223-230.

86. **SANNINO G, CAPPARE P, GHERLONE EF et coll.**
Influence of the implant drill design and sequence on temperature changes during site preparation.
Int J Oral Maxillofac Implants 2015;30(2):351-58.
87. **SCARANO A, CARINCI F, QUARANTA A.**
Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study.
Int J Immunopathol Pharmacol 2007;20(1):23-26.
88. **SCARANO A, PIATTELLI A, ASSENZA B.**
Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills.
Clin Implant Dent Relat Res 2011;13(4):319-323.
89. **SCHLEGEL KA, DONATH K, RUPPRECHT S.**
De novo bone formation using bovine collagen and platelet-rich plasma.
Biomaterials 2004;25(23):5387-5393.
90. **SCHWARZ F, OLIVIER W, HERTEN M et coll.**
Influence of implant bed preparation using an Er: YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs.
J Oral Rehabil 2007;34(4):273-281.
91. **SENER B, DERGIN G, GURSOY B et coll.**
Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths.
Clin Oral Implants Res 2009;20(3):294-298.
92. **SESHAN H, KONUGANTI K, ZOPE S.**
Piezosurgery in periodontology and oral implantology.
J Indian Soc Periodontol 2009;13(3):155-156.
93. **SHADID R, SADAQAH N, OTHMAN S.**
Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants? A systematic review.
Int J Dent 2014:1-17.

94. **SHARAWY M, MISCH C, WELLER N et coll.**
Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed.
J Oral Maxillofac Surg 2002;60(10):1160-1169.
95. **SIROLI M, MAFRA CES, SANTOS RABD et coll.**
Influence of piezosurgery on bone healing around titanium implants: a histological study in rats.
Braz Dent J 2016;27(3):278-283.
96. **STACCHI C, VERCELLOTTI T, TORELLI L et coll.**
Changes in implant stability using different site preparation techniques: twist drills versus piezosurgery. A single-blinded, randomized, controlled clinical trial.
Clin Implant Dent Relat Res 2013;15(2):188-197.
97. **STRBAC GD, UNGER E, DONNER R et coll.**
Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model.
Clin Oral Implants Res 2014;25(6):665-674.
98. **STUBINGER S, VON RECHENBERG B, ZEILHOFER HF et coll.**
Er:YAG laser osteotomy for removal of impacted teeth: clinical comparison of two techniques.
Lasers Surg Med 2007;39(7):583-588.
99. **SUMER M., MISIR AF, TELCIOGLU NT et coll.**
Comparaison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills.
J Oral Maxillofac Surg 2011;69(5):1350-54.
100. **SZMUKLER-MONCLER S, SALAMA H, REINGEWIRTZ Y.**
Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature.
J Biomed Mater Res 1998;43(2):192-203.
101. **TEHEMAR S.**
Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations.
Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14(1):127-136.

102. TRISI P, BERARDINI M, FALCO A et coll.

Effect of 50 to 60 C heating on osseointegration of dental implants in dense bone: An in vivo histological study.

Implant Dent 2014;23(5):516-521.

103. TRISI P, BERARDINI M, FALCO A et coll.

Insufficient irrigation induces peri-implant bone resorption: an in vivo histologic analysis in sheep.

Clin Oral Implants Res 2014;25(6):696-701.

104. TRISI P, CARLESI T, COLAGIOVANNI M et coll.

Implant Stability Quotient (ISQ) vs direct in vitro measurement of primary stability (micromotion): effect of bone density and insertion torque.

J Osteol Biomater 2010;1(3):141-15.

105. TRISI P, RAO W.

Bone classification : clinical-histomorphometric comparison

Clin Oral Implants Res 1999;10(1):1-7

106. UDILJAK T, CIGLAR D, SKORIC S.

Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis.

Adv Prod Engineer Manag 2007;2(3):103-12.

107. VAN HERWAARDEN, SARRO AW, SARRO PM

Thermal sensors based on the Seebeck effect.

Sensors and Actuators 1986;10(3-4), 321-346.

108. VERCELLOTTI T.

Piezoelectric surgery in implantology: a case report a new piezoelectric ridge expansion technique.

Int J Periodont Rest Dent 2000;20(4):358-65.

109. WATCHER R, STOLL P.

Increase of temperature during osteotomy. In vitro and in vivo investigations.

Int J Oral Maxillofac Surg 1991;20(4):245-249.

110. WEINLAENDER M.

Bone growth around dental implants.

Dent Clin North Am 1991;35 (3):585-601.

111. WEISS CM.

Tissue integration of dental osseous implants: Description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration systems.

J Oral Implants 1986;12(2):169-214.

112. YACKER M, KLEIN M.

The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter.

Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(5):634-638.

113. YENIYOL S, JIMBO R, MARIN C.

The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2013;116(5):550-555.

114. YOSHIDA K, UOSHIMA K, ODA K.

Influence of heat stress to matrix on bone formation.

Clin Oral Implants Res 2009;20(8):782–790.

115. ZUCK G.

Le défi implantaire.

Paris : Espace Information Dentaire, 2009

LISTE DES ABREVIATIONS

AFNOR : Association Française De Normalisation

ANAES : Agence Nationale De L'accréditation Des Etudes Scientifiques

BA : Bone Area

BAFO : Bone Area Fraction Occupancy

BHP : Bone Healing Potential

BIC : Bone to Implant Contact

BMP : Bone Morpho Protein

BV : Bone Volume

CBV : Cortical Bone Volume

CBIC : Cortical Bone to Implant Contact

IGF : Insulin Growth Factor

ISQ : Implant Stability Quotient

NFBA : Newly Formed Bone Area

OC : Osteocalcine

OPG : Ostéoprogestérine

PGRF : Preparation Rich In Growth Factors

PMT : Proportion of Mineralized Tissue

PRP : platelet-rich plasma

RANKL : Rank-Ligant

RFA : Resonance Frequence Analysis

RPM : Rotation Par Minute

TGF : Transforming Growth Factor

TRAP : Phosphatase Alcaline Résistante Au Tartrate

VEGF : Vascular Endothelial Growth Factor

WPG : Width of The Peri-Implant Gap

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Ostéoplastes contenant les ostéocytes. (14)	12
Figure 2 : Schéma simplifié du principe fondamental des cellules qui interviennent dans la réparation osseuse. D'après Zuck, 2009 (115)	13
Figure 3 : Schéma représentant l'organisation architecturale de l'os cortical, sous forme de lamelles concentriques autour de canaux centraux. D'après Palacci, 2001 (75).	15
Figure 4 : Os spongieux ou trabéculaire D'après Garg, 2010.	15
Figure 5 : Classification osseuse de Lekholm et Zarb en 1985.	16
Figure 6 : Classification osseuse selon Misch en 1990.	17
Figure 7: Les phases de la cicatrisation tissulaire en fonction du temps. Document du Dr GUERIN Gaëtan, Toulouse : 2009.	19
Figure 8 : Schéma de la réparation osseuse après un traumatisme. D'après Zuck, 2009 (115)	20
Figure 9 : Le remodelage osseux d'après le cycle activation résorption inversion formation. Document du laboratoire Servier®.	21
Figure 10 : La stabilité implantaire en fonction du temps. Raghavendra S et al. en 2005 (79)	25
Figure 11 : Tableau résumant les potentiels de cicatrisation selon les types d'os. D'après Renouard, 2005 (81)	26
Figure 12 : Le système RFA d'après Meredith et al. en 1996 (63)	27
Figure 13 : Enregistrement de la fréquence de résonance au pic du graphe représentant l'amplitude en fonction de la fréquence. D'après Meredith et al. en 1996 (63).....	28
Figure 14 : Os néoformé entre deux spires implantaire. Tiré de l'étude de Giro et al. (38)	30
Figure 15: Tableau résumant les seuils d'ostéonécrose thermique, d'après Pandey et al. 2013 (76).....	31
Figure 16 : Température seuil à ne pas dépasser. D'après Reingewirtz, 1997 (80)	31
Figure 17 : Réponse osseuse lors d'une nécrose thermique. D'après Reingewirtz, 1997 (80)	32
Figure 18 : Radiographie à 3 mois traduisant un échauffement osseux apical important, ayant conduit à la dépose de l'implant. D'après Bert, 2005. (13)	33
Figure 19 : Schéma de montage d'un thermocouple.....	34
Figure 20 : Image à thermographie infrarouge. Tiré de l'étude de Scarano et al. 2011 (88).	35
Figure 21 : Photo d'une thermorésistance. Tiré de l'étude de Sener et al. 2009 (91).	35
Figure 22 : Système d'irrigation combiné (Document Dentsply Implant).....	38
Figure 23 : Schéma d'un foret implantaire. D'après Pandey et al. en 2013 (76).....	39
Figure 24 : Schéma représentant le corps et la pointe d'un foret implantaire. D'après Bertollo et al. en 2011 (14)	39
Figure 25 : Influence de l'angle d'hélice sur les cannelures. D'après Pandey et al. en 2013 (76).....	40
Figure 26 : Pointe d'un foret implantaire vu de face et de profil. D'après Pandey et al. en 2013 (76)..	40

Figure 27 : Pointe d'un foret implantaire à large angle de pointe, b : pointe d'un foret implantaire à faible angle de pointe. D'après Pandey et al. en 2013 (76).....	41
Figure 28 : Géométrie de la pointe du foret implantaire. Tiré de l'étude de Chacon et al. 2006 (18) ...	41
Figure 29 : Les différentes zones de densité osseuse au maxillaire et à la mandibule humaine. Document http://www.periospot.com	43
Figure 30 : Copaux osseux obtenus lors du forage implantaire biologique. Tiré de l'étude d'Anitua et al. 2007 (7)	46
Figure 31 : Séquence d'inserts ultrasonores MECTRON® utilisée pour la préparation du site implantaire. Tiré de l'étude de Stacchi et al. 2013 (96)	48
Figure 32 : Grade des recommandations de l'ANAES	50
Figure 33 : Tableau montrant la corrélation entre la vitesse de rotation du foret implantaire et l'échauffement osseux selon différents auteurs, d'après Saint-Réquier et al. (85) et complété par nos articles d'études	59
Figure 34 : Tableau montrant les recommandations de vitesse de rotation des forets implantaires de plusieurs fabricants. Tiré de la revue de littérature de Saint-Réquier et al. 2016 (85)	60
Figure 35 : Les valeurs d'ISQ après forage conventionnel et piézoélectrique en fonction du temps. D'après l'étude de Stacchi et al. 2013 (96)	67
Figure 36 : Comparaison d'une préparation implantaire par un forage conventionnel (à gauche) et une ostéotomie au LASER (à droite). Tirée de l'étude de Lee et al. en 2010 (57)	69

ANNEXES

Annexe 1 : Le résumé de chaque article en détaillant l'auteur, l'année, l'objectif de l'étude, le site osseux, les paramètres mesurés, l'évaluation, le type de forêt testé, le nombre d'ostéotomies pour chaque test, et la conclusion.

Auteur Année	Objectif de l'étude	Site osseux	Paramètres mesurés	Méthode d'évaluation	Types de forets testés et nombre d'ostéotomies pour chaque test	Conclusion
AKIBA 2016 (1)	Réponse biologique de l'os face une préparation implantaire avec un foret zircon, comparé à la même préparation avec un foret en acier.	Os maxillaire de rat	Analyse microscopique des : -forets en zircon -forets en acier -surfaces osseuses Os néoformé à 7 et 14 jours post chirurgie Analyse histologique à 3, 7 et 14 jours post chirurgie de cellules TRAP (tartrate-resistant acid phosphatase), nombre de lacunes, surface d'os néoformé	SEM avant et après 10 et 30 forages. Micro-computed Tomography scanner Logiciel MetaMorph	2 forets uniques. Diamètre (1,7mm), lames, forme identiques. -Zircon -Acier inoxydable 800 rpm Irrigation externe <i>n= 10 et 30</i>	Après 10 forages : pas de différence notable entre les deux matériaux. Après 30 forages : foret en acier semble plus émoussé et ébréché que le foret zircon. La surface osseuse : cavité de coupe semble plus irrégulière pour le forage en acier que pour la zircon. Micro-CT : A 7 jours : Pas d'os néoformé, aucune différence significative A 14 jours : Tissu osseux néoformé dans les deux groupes, la quantité d'os néoformé est significativement plus importante après le forage zircon. Analyse histologique : 3 jours : Aucune différence significative. 7 jours : Surface de lacune blanche significativement réduite pour le forage zircon 14 jours : Significativement plus d'os néoformé pour le forage zircon. Cellules TRAP plus nombreuses pour le forage acier

BRATU 2015 (17)	Comparer le niveau osseux péri-implantaire pendant 1 an après un forage à protocole simplifié et après un forage conventionnel	Humaine (vivant)	Niveau osseux crestal à 3, 6 et 12 mois Temps chirurgical	Retro alvéolaires standardisées Chronomètres	Séquence simplifiée : -Fraise boule -Foret pilote -Foret final Recommandations du fabricant <i>n=20</i>	Aucune différence statistique entre les deux protocoles
CHACON 2006 (18)	Mesure de la production de chaleur générée par 3 systèmes de forets après des utilisations et des stérilisations répétés	Fémurs bovins	-Température -Angle de relief -Angle de dépouille -Angle de coupe Mesures à chaque utilisation, 25 fois	Thermocouple Goniomètre couplé à un microscope optique	Système A et B : fraise boule et séquence à 4 forets 2500 rpm irrigation externe Système C : 5 forets Système A : trois lames hélicoïdales avec un angle de relief - Système B : trois lames hélicoïdales sans angle de relief - Système C : deux lames hélicoïdales avec angle de relief. Cycle de stérilisation toutes les deux utilisations <i>n=25</i>	Les températures mesurées des systèmes A et C ne dépassent pas 47°C, même après 25 utilisations. Le système B montre une température excédant 47°C dès la première utilisation.

<p>DOS SANTOS 2014 (26)</p>	<p>Comparer l'échauffement osseux, la déformation et la rugosité des forets après préparation implantaire utilisant ou non le guide chirurgical.</p>	<p>Tibias de lapins</p>	<p>Température avant et après la séquence de forage</p> <p>Usure des forets avant et après 10/20/30/40 utilisations</p> <p>Rugosité (µm) Ra : surface rugueuse moyenne Rz : profondeur moyenne Rmax : Profondeur maximale Avant et après 10/20/30/40 utilisations</p>	<p>Thermomètre digital</p> <p>SEM</p>	<p>Séquence à 5 forets 1600 rpm Irrigation externe 4mm de profondeur de forage (corticale)</p> <p>Groupe guide chirurgical (GG)</p> <p>Groupe contrôle (CG)</p> <p>Sous-groupes correspondant à l'utilisation de la séquence G0 : 0 G1 : 10 fois G2 : 20 fois G3 : 30 fois G3 : 40 fois</p> <p><i>n=10</i></p>	<p>Température osseuse significativement plus hautes pour le groupe guide chirurgical (GG) L'augmentation de la température est directement proportionnelle au nombre d'utilisations.</p> <p>La déformation du foret est directement proportionnel au nombre d'utilisations dans les deux groupe. Le GG montre une tendance à la déformation plus forte au bout du 40eme forage, que le CG.</p> <p>La rugosité des forets est directement proportionnel au nombre d'utilisations pour les deux techniques, aucune différence significative entre les groupes</p>
------------------------------------	--	-------------------------	---	---------------------------------------	--	---

<p>ESTEVEVES 2016 (30)</p>	<p>Comparer la cicatrisation osseuse après forage à laser Er, Cr : YSGG, par rapport au forage conventionnel</p>	<p>Tibias de rats</p>	<p>1) Analyse histomorphométrique -Os néoformé (NFB : new formed bone) A 0, 3, 7, 15, 30 et 60 jours</p> <p>2) Analyse immunohistochimique -Protéines associées à la néoformation osseuse (OC) -Remodelage osseux (RANKL et OPG) -Angiogenèse (VEGF) -Apoptose (Cas-3) A 0, 3, 7 et 14 jours</p>	<p>1) Microscope optique x25 et x100 couplé à un logiciel d'analyse d'image</p> <p>2) immunomarquage</p>	<p>Groupe 1 (contrôle) : Séquence à 2 forets 1200 rpm Irrigation externe Changé toutes les 10 utilisations</p> <p>Groupe 2 : Laser Er, Cr : YSGG Longueur d'onde : 2,78µm Fréquence 20Hz Energie pulsée : 150mJ Puissance : 3W Emission Air/Eau : 50% Pointe 0,6mm de diamètre et 6mm de longueur</p> <p><i>n=48</i></p>	<p>1) Aucune différence statistique sur le % de NFB entre les deux groupes à aucun moment.</p> <p>2) OC : J7 : groupe 1 > groupe 2 J14 : groupe 2 > groupe 1</p> <p>OPG et RANKL : pas de différence significative entre les groupes</p> <p>VEGF : J7 : groupe 2 > groupe 1</p> <p>Cas-3 J7 : groupe 1 > groupe 2</p>
---	--	-----------------------	--	--	--	---

<p>ESTEVEVES 2013 (31)</p>	<p>Comparer la cicatrisation osseuse entre un forage par piézochirurgie et un forage conventionnel</p>	<p>Tibias de rats</p>	<p>1) Analyses histologique, histomorphométrique : Newly formed bone area (NFBA) / Totale area (TA) 3, 7, 14, 30 et 60 jours</p> <p>Immunohistochimique : VEGF – CAS3 – OPG – RANKL – OC 3, 7 et 14 jours</p> <p>2) Analyse moléculaire de 21 gènes impliqués dans la cicatrisation osseuse selon 5 catégories : BMP – Wnt – Marqueurs ostéogéniques – Cytokines inflammatoires - Facteurs de croissance</p>	<p>1) microscope optique couplé à une caméra digitale</p> <p>2) qRT-PCR</p>	<p>Séquence à inserts piézoélectrique Irrigation externe</p> <p><i>n=55</i></p>	<p>Pas de différence significative histologique ni histomorphométrique entre les deux groupes sauf à 30 jours, NFBA du groupe piézochirurgie > NFBA groupe contrôle</p> <p>L'analyse immunohistochimique et la qRT-PCR n'a pas détectée de différence significative entre les groupes.</p>
<p>GEHRKE 2013 (36)</p>	<p>Comparer la variation de température intra-osseuse lors d'un forage implantaire à protocole simplifié, à un protocole un protocole conventionnel</p>	<p>Bloc osseux artificiel (type D)</p>	<p>Variation de température = Température intra osseuse avant le forage – température intra osseuse immédiatement après le forage</p>	<p>Thermocouple</p>	<p>Groupe test : un seul foret Diamètre = 4,2mm Longueur = 12mm</p> <p>1500 rpm Avec et sans irrigation externe</p> <p><i>n=20</i></p>	<p>Ne produit pas plus de chaleur qu'un forage conventionnel.</p>

<p>GEHRKE 2016 (37)</p>	<p>Influence de la longueur du foret et du système d'irrigation sur la production de chaleur pendant le forage</p>	<p>Côtes bovines</p>	<p>Variations de températures à 2, 7 et 12mm de profondeurs pour chaque séquence de forets à 4 longueurs différentes, 10, 12, 14 et 16mm</p>	<p>Thermocouple</p>	<p>Groupe 1 : séquence à 3 forets avec double irrigation (interne et externe) pour un implant conique à 4,0mm Groupe 2 et 3 : séquence à 3 forets avec irrigation externe pour un implant à 4,1mm cylindrique et 4,2mm conique respectivement</p> <p><i>n=80</i></p>	<p>Les plus basses variations de températures sont enregistrées en profondeur, indépendamment de la longueur de forage ou de la méthode d'irrigation. La méthode double irrigation induit une variation de température significativement plus basse que la méthode à irrigation externe.</p>
<p>GIRO 2013 (38)</p>	<p>Comparer l'ostéointégration d'implants posés par une séquence de forets implantaires simplifié, par rapport à une séquence conventionnelle</p>	<p>Tibias de chiens</p>	<p>BIC BAFO A 1, 3 et 5 semaines</p>	<p>Microscope et logiciel d'analyse d'image</p>	<p>Foret pilote 3,6mm Foret final 4,0 ou 4,2mm pour des implants à respectivement à 3,75 et 4,2mm de diamètre</p> <p>900 rpm Irrigation</p> <p><i>n=36</i></p>	<p>Pas de différence significative ni de BIC ni de BAFO entre le groupe contrôle et le groupe test à 1, 3 et 5 semaines</p>

<p>GUAZZI 2015 (40)</p>	<p>Comparer les résultats cliniques entre une préparation implantaire à protocole simplifié et à protocole conventionnel</p>	<p>Humaine (vivant)</p>	<p>1) Echech implantaire 2) Complications 3) Niveaux osseux péri-implantaire 4) Temps chirurgical 5) Préférence de l'opérateur 6) Douleur post chirurgie 7) Gonflement 8) Antalgique</p>	<p>1) Mobilité 2) Biologique et prothétique 3) Rétro alvéolaire à t0 et t+7mois post chirurgie 4) Chronomètre 5) A/B/les deux 6) EVA 0-100 7) Nombre de jours 8) Nombre d'antalgiques</p>	<p>Groupe test : foret cylindrique fuselée 4 bords de lame (4 diamètres différents 3,2 ; 3,7 ; 4,3 ; 5,0mm) Os de type II, III et IV : un seul foret Os de type I : Deux forets à diamètre croissant consécutifs 1500 rpm Irrigation copieuse <i>n=20</i></p>	<p>Aucun échec implantaire ni aucune complications Pas de différence significative sur le niveau osseux péri implantaire Temps significativement plus court pour le protocole simplifié Opérateurs préfèrent le protocole simplifié Gonflement, douleurs et antalgiques supérieurs pour le protocole conventionnel</p>
--	--	-----------------------------	--	---	---	--

<p>HARDER 2013 (44)</p>	<p>Evaluer la chaleur produite par la friction intra osseuse au cours du forage implantaire, en utilisant différentes méthodes de refroidissement et 3 types de matériaux différents.</p>	<p>Côtes bovines</p>	<p>Température à 4, 8 et 12mm de profondeurs</p>	<p>Thermocouple</p>	<p>Séquence à deux forets, 1200 rpm, irrigation à 50mL/min - acier et irrigation externe (STEX) - acier et irrigation interne (STIN) - acier recouvert de nitrite de zirconium et irrigation externe (STCEX) - oxyde de zirconium et irrigation externe (ZIEX) <i>n=10</i></p>	<p>Pas de différence significative entre les matériaux sur la variation de température. L'augmentation de température est significativement plus haute à 4mm qu'à 8 et 12mm de profondeur. Le STIN génère significativement moins de chaleur à 4mm que le STEX</p>
<p>KARACA 2014 (53)</p>	<p>Evaluer l'influence du forage implantaire sur la température intra osseuse et sa régénération, et déterminer les paramètres optimaux de vitesse et de force</p>	<p>Tibias de lapins</p>	<p>Température intra osseuse Os néoformé à 21 et 42 jours</p>	<p>Thermocouple Microscope optique</p>	<p>Séquence standard Longueur totale=130mm Longueur de coupe=50mm Angle d'hélice=15° Groupe 1 : standard Groupe 2 : Couche de 85µm de TiBN -230rpm -370rpm -570rpm A 5, 10, 20N <i>n=9</i></p>	<p>Une faible vitesse de rotation diminue la variation de température et montre une meilleure régénération osseuse, comparé à un forage haute vitesse. La couche de TiBN n'a aucun effet significatif sur la température et la structure osseuse. La régénération osseuse semble être la meilleure à une vitesse de 230 rpm et une force de 20 N</p>

KIM 2010 (54)	Evaluer la variation de température intra-osseuse pendant un forage à basse vitesse sans irrigation	Côtes de porcs (semblable à l'os cortical humain)	Température intra osseuse	Thermographie infrarouge	Séquence à 3 forets : Diamètre : 2,0mm 2,5mm et 3,0mm 50 rpm Sans irrigation <i>n=10</i>	Un forage à 50 rpm sans irrigation génère une température intra-osseuse non significativement différente par rapport à un forage conventionnel.
LEE 2010 (57)	Comparer la stabilité implantaire après préparation du site au LASER et au forage conventionnel	Côtes de porcs Os de type I et os de type II	ISQ Torque maximum (Nm-1) Energie du torque (J) Moment angulaire (N.s)	RFA Logiciel ELCOMED	Laser Er, Cr : YSGG Longueur d'onde : NC Fréquence : 25Hz Puissance : 5,25W Energie pulsée : 200mJ Emission air/eau : 55/65 Pointe : 0,6mm de diamètre et 8,5 mm de longueur Groupe contrôle séquence à 4 forets <i>n=20</i>	ISQ : Os de type I : Forage conventionnel > forage Laser Os de type II : Forage Laser > forage conventionnel Torque maximum, Energie du torque et moment angulaire : Aucune différence significative entre les deux groupes

<p>MISIR 2009 (68)</p>	<p>Comparer les variations de température entre deux systèmes de forages implantaire avec et sans guide chirurgical</p>	<p>Os cortical de fémur bovin</p>	<p>Température à 3, 6 et 9mm de profondeur au passage de chaque foret final</p>	<p>Thermocouple</p>	<p>Système A : Irrigation externe TG1 : forage avec guide chirurgical CG1 : sans guide</p> <p>Système B : Irrigation interne et externe TG2 : forage avec guide chirurgical CG2 : sans guide</p> <p>1500 rpm</p> <p><i>n=50</i></p>	<p>Une augmentation statistiquement significative de la température est retrouvée aux profondeurs 3, 6 et 9 mm pour les forages utilisant un guide chirurgical. Le groupe TG1 montre la plus petite augmentation de température.</p>
<p>OH 2011 (71)</p>	<p>Evaluer l'impact de la diminution de la surface de contact foret-os sur la température intra osseuse</p>	<p>Bloc osseux artificiel à 37°C</p>	<p>Température pendant le forage et le retrait, jusqu'à 15mm de profondeur</p>	<p>Image thermique infrarouge</p>	<p>Forets à 3 cannelures modifiés selon le paramètres A (dimension périphérique) réduit de 0,15 ; 0,35 ; et 0,5mm Et le paramètre B (surface de contact os-foret) réduit de 0,1 ; 2 et 7,5mm Foret contrôle : A non modifié (3,6mm), B = 15mm</p> <p>1500rpm</p> <p><i>n=20</i></p>	<p>Le groupe 4 (paramètre A = 0,35mm et paramètre B = 0,1mm) est celui induisant la plus petite variation de température. Les plus petites températures sont mesurées le paramètre A à 0,35mm et avec un paramètre B à 0,1. La diminution de la surface de contact foret-os induit une diminution de la température intra-osseuse lors du forage.</p>

<p>OLIVEIRA 2012 (72)</p>	<p>Comparer la variation de température de l'os et l'usure de deux forets aux matériaux différents</p>	<p>Côtes bovines</p>	<p>Températures mesurées à 8 et 10 mm de profondeur Pendant 50 utilisations</p> <p>Usure de la pointe des forets avant et après 50 forages</p>	<p>Thermocouple</p> <p>SEM</p>	<p>Deux forets à la forme identique (twisté) mais aux matériaux différents :</p> <ul style="list-style-type: none"> -Un foret en acier inoxydable -Un foret en céramique <p>800 rpm Irrigation externe</p> <p><i>n=50</i></p>	<p>Température significativement plus élevée à 10mm pour les deux groupes. Température significativement plus élevée pour le forage acier aux profondeurs 8 et 10mm pour chaque utilisations. Corrélation positive entre le nombre d'utilisations et l'augmentation de température pour les deux groupes</p> <p>Aucun signe excessif d'usure, déformation ou fracture après 50 utilisations, même si le foret en céramique semble mieux préserver sa forme par rapport au foret en acier.</p>
<p>PEREIRA QUEIROZ 2008 (77)</p>	<p>Effets de l'utilisation répétée d'une séquence de forets sur son usure et sur les cellules osseuses</p>	<p>Tibias de lapins</p>	<p>-Expressions immédiates des protéines RANKL OPG OC</p> <p>-Usure du foret</p>	<p>Immunohistochimie</p> <p>SEM</p>	<p>Séquence à 4 forets. En acier. 1600 rpm, irrigation externe Forage à 4mm de profondeur G1 : Forets neufs (jamais utilisés) G2 : Forets utilisés 10 fois G3 : 20 fois G4 : 30 fois G5 : 40 fois</p> <p><i>n= 10</i></p>	<p>Immunohistochimie : OPG et OC équivalente dans chaque groupe. Dans les groupes G4 G5, une hausse significative de RANKL est observée par rapport aux autres groupes.</p> <p>SEM : Déformations et usures sur les pointes actives de G4 et G5, abrasion de la surface métallique.</p>

<p>SANNONIN O 2015 (86)</p>	<p>Comparer les variations de températures de forage entre 2 forets au conception différents selon 3 séquences différentes</p>	<p>Bloc osseux artificiel imitant l'os de type I</p>	<p>Différence entre la température maximum atteinte pendant le forage et la température intra osseuse avant forage.</p>	<p>Thermocouple</p>	<p>Foret test : surface travaillante = 4,2mm de diamètre et 4mm de longueur</p> <p>Groupe A (contrôle) : Séquence à 4 forets Groupe B1 : foret pilote + foret test Groupe B2 : foret test</p> <p>Sans irrigation ou irrigation externe 300 rpm</p> <p><i>n=10</i></p>	<p>Variation de température significativement plus grande pour le groupe A par rapport à B1 et B2 avec et sans irrigation</p>
<p>SCARANO 2007 (87)</p>	<p>Effets de l'utilisation répétée d'un foret sur la température intra-osseuse et l'usure des bords coupant</p>	<p>Côtes bovines</p>	<p>Température Usure des bords coupant après 10, 30, 60, 90 et 120 préparations</p>	<p>Thermocouple SEM</p>	<p>6 forets tests : 10,5 x 3,5mm Irrigation externe 500 rpm</p> <p><i>n=10-30-60-120</i></p>	<p>Augmentation significative de la température en fonction du nombre d'utilisations dans l'os cortical</p>

<p>SCARANO 2011 (88)</p>	<p>Comparer la variation de température entre une préparation implantaire utilisant un foret cylindrique, par rapport à un foret conique</p>	<p>Os cortical de fémur bovin</p>	<p>-Température maximale intra-osseuse -Température maximale de la portion apicale du foret -Température moyenne intra-osseuse -Température moyenne de la portion apicale du foret</p>	<p>Image thermique infrarouge</p>	<p>Foret cylindrique (3,7 mm de diamètre) à triple hélice Foret conique (3,7 mm de diamètre) à quadruple hélice 800 rpm Irrigation externe <i>n=18</i></p>	<p>Les températures après utilisation du foret cylindrique sont significativement plus hautes que celles du foret conique.</p>
<p>SCHWARZ 2007 (90)</p>	<p>Comparer l'ostéointégration de trois types d'implant après préparation implantaire au LASER par rapport au forage conventionnel</p>	<p>Mandibules de chiens (race : Beagle)</p>	<p>WPG (width of the peri-implant gap) à 2 semaines après la pose de l'implant (mm) BIC (bone to implant contact) à 2 et 12 semaines après la pose de l'implant (%)</p>	<p>Microscope optique</p>	<p>Laser Er : YAG Longueur d'onde : 2,940 µm Fréquence : 15Hz Energie pulsée : 300mJ Irrigation <i>n=20</i></p>	<p>WPG à 2 semaines : groupe LASER > groupe conventionnel BIC à 2 semaines : groupe LASER < groupe conventionnel BIC à 12 semaines : Aucune différence significative</p>
<p>SENER 2009 (91)</p>	<p>Evaluer l'efficacité de l'irrigation sur la température osseuse lors du forage implantaire</p>	<p>Mandibules bovines</p>	<p>Température aux profondeurs -3mm -7mm -12mm</p>	<p>Thermorésistance</p>	<p>-Sans irrigation -Avec irrigation externe à 25°C -Avec irrigation externe à 10°C 800 rpm <i>n=10</i></p>	<p>Plus de chaleur générée à la surface osseuse qu'en profondeur. Diminution de la température d'irrigation = diminution de la température osseuse.</p>

<p>SHARAWY 2002 (94)</p>	<p>Comparer la chaleur générée par 4 systèmes de forets selon différentes vitesses</p>	<p>Mâchoire de porc entre canine et prémolaire</p>	<p>-Température intra osseuse -Temps de forage -Temps nécessaire à l'os pour retrouver sa température initiale</p>	<p>Thermocouple</p>	<p>Deux systèmes à irrigation interne Et deux systèmes à irrigation externe Selon 3 rpm -1225 rpm -1667 rpm -2500 rpm <i>n= 36</i></p>	<p>La plus haute vitesse de rpm génère le moins de chaleur quel que soit le système de forage implantaire. A haute vitesse, le temps nécessaire au forage est moindre. Il faut plus de temps pour des basses rpm à revenir à la température initiale.</p>
<p>SIROLLI 2016 (95)</p>	<p>Comparer la cicatrisation osseuse entre une préparation implantaire par piézochirurgie et une préparation conventionnelle</p>	<p>Tibias de rats</p>	<p>Analyse histomorphométrique : %BIC %BA %PMT Pour os cortical et os spongieux A 30 jours</p>	<p>Microscope optique couplé à une caméra digitale</p>	<p>Séquence piézochirurgicale, Puissance : 35W Modulation : 80MO <i>n=15</i></p>	<p>%BIC : Os cortical : Contrôle > Piézo Spongieux : Contrôle = Piézo %BA : Os cortical et spongieux : Piézo > contrôle % PMT : Os cortical : Contrôle > Piézo Os spongieux : Piézo > contrôle</p>

STACCHI 2013 (96)	Etude longitudinale de 90 jours comparant la stabilité des implants placés dans des sites préparés par piézochirurgie par rapport à une préparation conventionnelle	Région prémolaire maxillaire humaine (vivant)	ISQ à : (jours) 0 7 14 21 28 42 56 90	RFA	Séquence à 4 inserts de piézochirurgie Suivant les recommandations du fabricant Groupe contrôle : forage conventionnelle séquence à 4 forets <i>n=20</i>	L'ISQ après forage ultrasonique est significativement plus haut que l'ISQ après forage conventionnel sauf à J0
STRBAC 2014 (97)	Comparer un système d'irrigation combiné (interne et externe) à une méthode conventionnelle d'irrigation interne, externe, et sans irrigation	Côte bovine (semblable à l'os mandibulaire humain)	Température osseuse à 14 position différentes entre -2 et -16mm de profondeurs	Thermocouple	Séquence à 4 forets 800rpm Irrigation = 50mL/min à 21°C <i>n=80</i>	Qualités de refroidissement : irrigation interne > irrigation combinée > irrigation externe > absence d'irrigation Plus grande production de chaleur dans la couche spongieuse que dans la couche corticale
TRISI 2014 (103)	Evaluer les effets de la chaleur produit par 3 systèmes d'irrigation et un système sans irrigation, sur l'ostéointégration de l'implant	Mandibules de moutons	%CBV %CBIC %BIC %BV 2 mois après le forage	Analyse histomorphométrique Analyse histologique	4 systèmes de forets : -Sans irrigation -Irrigation interne -Interne et externe -Externe 1000 rpm <i>n=5</i>	Irrigation interne et combiné (interne + externe) sont significativement plus efficaces que les autres méthodes pour prévenir des résorptions péri implantaire

YENIYOL 2013 (113)	Evaluer l'effet de différentes vitesses de forage sur la cicatrisation osseuse précoce	Tibias de chiens (Race : Beagle)	BIC BAFO à 1 et 3 semaines	Analyse histologique et histomorphométrique	Même séquence à : -100 rpm -500 rpm -1000 rpm Irrigation abondante <i>n=12</i>	Augmentation du BIC dans tous les groupes mais plus importantes pour le groupe à 100 rpm. Augmentation du BAFO pour le groupe à 1000 rpm. Mais à une semaine le BAFO des groupes à 100 et 500 est plus important que le groupe à 1000 rpm. L'inverse est retrouvé à 3 semaines.
-----------------------------------	--	----------------------------------	----------------------------------	---	---	--

MUNOS (Bérengère) – Les conséquences du forage implantaire sur la cicatrisation osseuse. f. ; ill. ; 115 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2017)

RESUME

L'augmentation de la température intra-osseuse lors du forage implantaire est inévitable, et nécessite d'être maîtrisée afin de maintenir la température en dessous du seuil de nécrose osseuse de 47°C pendant une minute. Ainsi, l'objectif est de trouver la combinaison idéale des paramètres de forage permettant une cicatrisation osseuse optimale autour de l'implant.

A partir d'une analyse de la littérature depuis les années 2000 à nos jours, les paramètres influant sur le forage implantaire sont regroupés selon deux axes : les modifiables et non modifiables par l'opérateur. Même si certains points ne font plus débat aujourd'hui, des incohérences persistent encore sur les autres points étudiés. Ceci peut s'expliquer par le manque de standardisation dans les protocoles expérimentaux, et par l'interdépendance des paramètres entre eux. Malgré les variabilités étudiées, peu d'études montrent une élévation de la température au-delà du seuil de nécrose.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Implantologie

MOTS CLES MESH

Pose d'implant dentaire / Dental Implantation

Ostéointégration / Osseointegration

Temperature / Temperature

Ostéonécrose / Osteonecrosis

JURY

Président : Monsieur le Professeur A. SOUEIDAN

Assesseur : Monsieur le Docteur X. STRUILLOU

Assesseur : Monsieur de Docteur D. LOCHON

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur A. HOORNAERT

ADRESSE DE L'AUTEUR

15 rue Alexandre Fourny

44200 NANTES

bmunos@live.fr