



**HAL**  
open science

# Prévention des échecs implantaires précoces dans les os de densité élevée

Julie Nédellec

► **To cite this version:**

Julie Nédellec. Prévention des échecs implantaires précoces dans les os de densité élevée. Chirurgie. 2015. dumas-01241375

**HAL Id: dumas-01241375**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01241375>**

Submitted on 10 Dec 2015

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

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

Université de Bordeaux  
Collège des Sciences et de la Santé  
UFR des Sciences Odontologiques

Année 2015

N°82

Thèse pour l'obtention du  
DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par Julie Nédellec  
Née le 13 Février 1989 à Pau

Le 1<sup>er</sup> Décembre 2015

**Prévention des échecs implantaires précoces dans les os  
de densité élevée.**

Directeur de thèse  
Docteur Jean-Marie MARTEAU

Membres du jury

Président	Mme M-J. BOILEAU	Professeur des Universités
Directeur	M. J-M. MARTEAU	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	M. S. CATROS	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	M. E. D'INCAU	Maître de Conférences des Universités

# UNIVERSITE DE BORDEAUX

**Président**

M. Manuel TUNON de LARA

**Directeur de Collège des Sciences de la Santé**

M. Jean-Luc PELLEGRIN

## **COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES**

<b>Directrice</b>	Mme	Caroline BERTRAND	58-02
<b>Directrice Adjointe – Chargée de la Formation initiale</b>	Mme	Dominique ORIEZ	58-01
<b>Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche</b>	M.	Jean-Christophe FRICAIN	57-02
<b>Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales</b>	M.	Jean-François LASSERRE	58-02

### **ENSEIGNANTS DE L'UFR**

#### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES**

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

#### **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES**

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Jean-Pierre	BLANCHARD	Prothèse dentaire	58-02
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Sylvain	CATROS	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Stéphane	CHAPENOIRE	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Reynald	DA COSTA NOBLE	Parodontologie	57-01
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Raphael	DEVILLARD	Odontologie conservatrice- Endodontie	58-01

M.	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-02
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Dominique	GILLET	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme	Dominique	ORIEZ	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Jean-François	PELI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Sciences biologiques	57-03
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-03
M.	Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

## **ASSISTANTS**

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences biologiques	57-03
M.	Terence	BARSBY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Aurélie	BARSBY-EL- KHODER	Prothèse dentaire	58-02
M.	Julien	BROTHIER	Prothèse dentaire	58-02
M.	Mathieu	CLINKEMAILLIE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Mathieu	CONTREPOIS	Prothèse dentaire	58-02
M.	Guillaume	CRESTE	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Clarisse	DE OLIVEIRA	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Hélène	DENOST	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Guillaume	FENOUL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Nicolas	GLOCK	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme	Sandrine	GROS	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-02
Mme	Alice	LE NIR	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme	Karine	LEVET	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Alexandre	MARILLAS	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Matthieu	MEYER	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Darrène	NGUYEN	Sciences biologiques	57-03
Mme	Virginie	PANNEREC	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Chloé	PELOURDE	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Candice	PEYRAUD	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Jean-Philippe	PIA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Mathieu	PITZ	Parodontologie	57-01
M.	Clément	RIVES	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	François	VIGOUROUX	Parodontologie	57-01

## Remerciements

### A notre présidente de thèse,

Madame le Professeur Marie-Josée Boileau,  
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier  
Sous-section : Orthopédie dento-faciale

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en présidant notre thèse.*

*Nous avons pu apprécier votre enseignement et toute l'importance de votre spécialité au cours de ces années.*

*Veillez trouver ici l'expression de notre sincère reconnaissance et de notre sympathie.*

### A notre directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Jean-Marie Marteau  
Maitre de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier  
Sous-section : Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique

*Veillez trouver ici toute l'expression de notre gratitude.*

*Nous avons pu apprécier votre implication et votre disponibilité pour mener à bon port et à terme ce travail.*

*Nous avons pu bénéficier de votre enseignement universitaire et hospitalier, et nous offrir une vision, une dimension supplémentaire à notre exercice, tout en simplicité. Merci.*

A notre rapporteur de thèse,

Monsieur le Docteur Sylvain Catros  
Maitre de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier  
Sous-section : Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique

*Nous vous remercions de l'intérêt que vous avez bien voulu porter à notre thèse.  
Nous avons eu l'opportunité de bénéficier de votre enseignement de qualité.  
Veuillez trouver ici l'expression de notre reconnaissance et de notre respect.*

A notre Assesseur,

Monsieur le Docteur Emmanuel D'Incau  
Maitre de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier  
Sous-section : Prothèse dentaire

*Nous vous remercions d'avoir accepté de siéger dans notre jury.  
Nous estimons votre spontanéité et la disponibilité que vous nous avez accordée.  
Nous avons apprécié votre pédagogie et l'implication dont vous avez fait preuve lors de votre enseignement.  
Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère reconnaissance et de notre sympathie.*

A l'heure où j'écris ces quelques lignes, la France est en deuil, elle ouvre une nouvelle page de son Histoire suite aux horribles événements de ce « Black Friday »... et les mots remerciements prennent alors une autre dimension, plus intense ...

*A ma famille,*

*A mes parents,* que je peux désormais remercier pour tout ce qu'ils nous ont offert. Les belles années de mon enfance, le bonheur de la campagne, des vacances en Bretagne, souvenirs heureux et à jamais éternels. Merci pour votre soutien perpétuel.

Maman, grâce à toi, j'ai vécu des choses extraordinaires et j'ai pleinement conscience des sacrifices que tu as du faire. Tu as toujours été une mère aimante, attentionnée et tu as toujours fait de ton mieux pour nous.

Papa, tu nous as appris les vraies valeurs, celles de l'éducation, du travail, de la vie... Je pense bien à toi, quoi que tu en dises.

*A mon frère et ma sœur,* mes génies, de merveilleux modèles aux mauvais caractères avec qui j'ai pu partager tant de choses. Vous êtes maintenant réunis à Paris, et quelque part je vous envie un peu.

*A ma grand-mère,* énergie, volonté et soutien sans faille, que je ne vois plus assez souvent mais qui reste toujours près de mon cœur.

*A mes grands-pères,* partis trop tôt, j'aurais aimé pouvoir vous connaître plus...

*A mes oncles, tantes, cousins, cousines,* je ne vous oublie pas.

*A mes amis,*

*A Zes, Stéphane...* Merci de me supporter (oui je sais ce n'est pas facile) et de me faire confiance, de croire en moi. Merci d'être toi. Le quotidien est plus facile à tes côtés, je mesure ma chance.

*A Aurélie*, ta générosité et ton humour sont inversement proportionnels à ta taille. ;) Tu es toujours là quand il faut (quand tu réponds au téléphone). Une véritable copine, comme on en a peu, depuis longtemps, et pour longtemps encore je l'espère. Tu as toute ma confiance.

*A Pauline*, ma très chère amie, à qui je pense beaucoup. La distance nous a séparées, on s'appelle moins souvent mais rien n'a changé. On a passé de tellement bons moments ensemble... et ça me manque tellement aujourd'hui. On se rend véritablement compte de la valeur des choses lorsqu'on les perd.

*A Lily*, je pourrais à quelque chose près faire la même dédicace que pour Pauline. Notre super trio n'est que trop rarement reformé. Mais je suis fière de toi et de tout ce que tu as accompli.

*A Gérard*, dont l'enseignement équestre et humain m'aura tant apporté. Merci de m'avoir permis de rencontrer de si belles personnes.

*A Laure*, presque inépuisable, tu as toute mon admiration. Quelle battante, quelle force que caractère... tout en étant blonde. Chapeau ! Ton humour, ton dévouement, et cette faculté à toujours trouver pile poil les bons mots... Ton prochain départ va laisser un vrai vide...

*A Marine*, super binôme de choc à Pellegrin, réunies par la passion du poney ;) Je suis contente d'avoir fait ta rencontre et d'avoir pu passer ces 2 années avec toi. Une 3<sup>e</sup> année aurait été bien aussi ! Ne perdons surtout pas contact.

*A mes poneys*, bien plus que ça, mon évasion, mon équilibre. Chronophages, oui, mais tellement indispensables.

A tous ceux que je n'ai pas cités mais qui y ont participé de près ou de loin.



# Table des matières

---

<b>Introduction</b> .....	9
<b>1. Notions d'échec</b> .....	10
1.1 Classifications .....	10
1.2 Manifestations cliniques de l'échec .....	12
<b>2. Causes des échecs</b> .....	14
2.1 Ostéo-intégration .....	14
2.2 Densité osseuse élevée .....	17
2.3 Technique chirurgicale .....	19
2.4 Infection.....	21
2.5 Facteur patient .....	23
<b>3. Comment la gestion de critères techniques et physiologiques peut permettre d'optimiser le succès implantaire dans les os de densité élevée ?</b> .....	26
3.1 Critères praticien dépendant.....	26
3.1.1 Choix de l'implant.....	26
a. Diamètre et longueur .....	27
b. Forme et pas de vis.....	29
c. Etat de surface.....	33
d. Implant autotaraudant .....	36
3.1.2 Technique de mise en œuvre .....	40
a. Température de forage .....	40
b. Irrigation .....	43
c. Choix des forets et protocole de forage.....	47
d. Torque d'insertion .....	52
e. Guide chirurgical.....	56
f. Chirurgie flapless .....	58
3.2 Critères issus de la connaissance de la physiologie.....	61
3.2.1 Densité.....	61
3.2.2 Vascularisation .....	64
3.2.3 La stimulation endostée .....	65
<b>Discussion</b> .....	67
<b>Conclusion</b> .....	69
<b>Bibliographie</b> .....	70

## Introduction

---

Devenue une technique de référence apportant de nombreuses solutions thérapeutiques, la chirurgie implantaire connaît de multiples applications. Mais le développement d'un savoir-faire se fait également par l'analyse et la gestion de ses échecs.

A l'heure actuelle, la majorité des échecs précoces, c'est-à-dire avant la mise en charge, ont lieu dans des densités osseuses faibles voire défavorables à l'implantation ; et ces situations-là sont bien documentées.

Cependant, ce n'est pas le cas des sites osseux à densité favorable à élevée. Bien que leur taux soit comparativement faible, ces échecs existent. L'enjeu sera de les comprendre afin de les minimiser et de les voir se trouver presque occasionnels, obtenant une procédure de mise en œuvre chirurgicale la plus fiable possible. Cette recherche comprend de nombreux paramètres qu'il faut contrôler et mettre en adéquation avec la situation clinique.

L'objectif de notre travail sera donc de déterminer les causes des échecs implantaires prématurés survenant dans une zone anatomiquement favorable à la chirurgie implantaire, de savoir comment réduire ce taux d'échec, et d'évaluer le rôle que pourrait jouer la stimulation de la vascularisation dans leur prévention.

L'identification d'un échec précoce constitue le premier point de notre étude. Ce sont des notions qui font aujourd'hui consensus mais qu'il semble nécessaire de rappeler afin de pouvoir reconnaître l'existence d'un incident.

La 2<sup>e</sup> partie a pour but d'expliquer quels sont des paramètres décisifs dans la survenue de l'échec.

Enfin, la 3<sup>e</sup> partie examine les différents éléments clés de l'application chirurgicale pouvant jouer un rôle dans l'optimisation du succès thérapeutique : d'abord par des critères praticien dépendant, avec le choix de l'implant et de ses nombreuses caractéristiques, puis la technique de mise en œuvre, et finalement par la parfaite connaissance des données physiologiques. Cette partie propose des consignes pour la mise en pratique dans ce type osseux.

# 1. Notions d'échec

---

Comme c'est le cas de toute thérapeutique, la réhabilitation implantaire ne fait pas exception aux risques d'échecs ou de complications. Lors d'un traitement implantaire, il existe différents types d'échecs. (1)

## 1. Les échecs thérapeutiques :

Ce sont des erreurs dans la conception du projet sur le plan chirurgical et/ou prothétique. La réévaluation du plan de traitement se trouve nécessaire car la solution initiale se trouve irréalisable.

## 2. Les échecs prothétiques :

Appelés également échecs tardifs, ils ne mettent en péril que la reconstruction prothétique. Ils peuvent entraîner une perte de l'ostéo-intégration de l'implant nécessitant sa dépose. L'ensemble du plan de traitement doit alors être modifié.

## 3. Les échecs implantaires précoces:

Ce sont des échecs qui affectent la viabilité de l'implant avant la mise en charge prothétique. Selon Esposito et coll., la réalisation ou le maintien de l'ostéo-intégration par l'hôte est alors impossible. Ils surviennent soit durant la période d'enfouissement, soit quelques semaines à quelques mois après l'implantation. (2)

## 1.1 Classifications

Au fil du temps, l'appréciation subjective des praticiens a laissé place à plusieurs classifications plus ou moins précises, mettant en évidence des critères objectivant un échec.

Selon Albrektsson et coll. (1986) (3), le succès d'une implantation repose sur :

## 1. L'absence de mobilité clinique.

L'immobilité d'un implant testé cliniquement est primordiale, elle confirme l'ostéo-intégration c'est-à-dire le contact direct de l'implant avec l'os.

2. L'absence de zone radioclaire autour de l'implant.  
C'est le seul critère objectivant la réussite thérapeutique.
3. Une perte osseuse verticale annuelle inférieure à 0.2 mm après la première année de mise en fonction de l'implant.
4. L'absence stricte de signes et symptômes persistants et/ou réversibles, tels que des douleurs, infections, névropathies, paresthésies, effractions du canal mandibulaire.  
Un implant doit être parfaitement fonctionnel, indolore, exempt de toute inflammation.
5. Dans le contexte des critères mentionnés, un taux de succès de 85% à la fin d'une observation de cinq ans et de 80% à la fin d'une période de dix ans est le taux minimum requis.  
Ce critère est à nuancer selon la localisation de l'implant (type osseux, résorption, ancienneté de l'édentement ...)

Une autre classification fait également référence, apportant quelques éléments supplémentaires à la notion d'échec. C'est celle de Zarb et coll. (1989), qui ont défini onze critères décisionnels. (4)

1. Mobilité
2. Espace radioclaire péri-implantaire  
Ceci est directement lié à la présence d'un tissu fibreux et donc à une mobilité de l'implant. Pour pouvoir estimer qu'il y a une bonne ostéo-intégration, le contact direct entre l'os et l'implant doit représenter 90% de leur interface. L'analyse et la reproductibilité des radiographies sont essentielles dans l'appréciation du résultat : lors d'un succès le contact osseux augmente avec le temps, ce qui va à l'inverse lors d'un échec.
3. Perte osseuse marginale  
La limite acceptable de perte osseuse après la première année de mise en fonction est de 0.2 mm. C'est un critère clé car une absence de stabilité de l'os conduit à l'échec thérapeutique.
4. Confort du patient  
Inconfort, douleur, paresthésies, compression nerveuse sont des complications auxquelles le praticien doit remédier. La douleur et l'inconfort sont souvent associés à la mobilité et peuvent être les premiers signes indiquant un échec implantaire. (5)

5. Profondeur du sillon gingivo-implantaire  
D'après Marc Bert, la profondeur du sillon gingivo-implantaire n'est pas un critère acceptable pour juger du succès d'un implant. (4)
6. Etat gingival  
Une inflammation gingivale n'est pas souhaitable mais il n'a pas été démontré qu'elle était un facteur de succès ou d'échec implantaire.
7. Dommages aux dents adjacentes
8. Atteinte du canal mandibulaire, du sinus maxillaire, ou du plancher des fosses nasales
9. Apparence  
L'apparence esthétique est le reproche le plus couramment formulé contre les prothèses ostéo-intégrées. Or l'implant doit permettre la mise en place d'une prothèse d'aspect esthétique acceptable.
10. Infection persistante
11. Durée d'utilisation

## 1.2 Manifestations cliniques de l'échec

Les signes d'une infection se manifestent par des gonflements, des fistules, une suppuration. On peut rencontrer plusieurs problèmes gingivaux dans les semaines suivant la chirurgie de pose des implants. Or ces signes cliniques pendant la période d'enfouissement peuvent conduire à un risque accru d'échecs implantaires précoces. (5)

Il peut apparaître une inflammation pouvant être extériorisée par une fistule. Cette fistulisation aura différentes sources.

Elle peut provenir d'une fibro-intégration de l'implant. La constitution d'un tissu fibreux interposé entre l'os et l'implant n'est pas favorable au succès implantaire sur le long terme. Autrefois considéré comme un véritable ligament péri-implantaire, l'histologie a permis de mettre en évidence que cette interface était constituée de fibres parallèles à la surface implantaire, contrairement à l'interface os-dent où elles sont perpendiculaires. Cette théorie de ligament s'est donc révélée fautive, et les résultats d'une étude de M. Bert (1985) montrent

que les implants ayant une interface fibreuse dans les premiers mois ne seront jamais ostéo-intégrés. (6) Le sondage et la radiographie vont permettre de localiser l'implant causal. (4)

Une fistulisation peut aussi être due à un défaut de cicatrisation de la muqueuse, entraînant une nécrose de la gencive. C'était une complication plus fréquente lorsque le matériau utilisé pour les vis de couverture n'était pas du titane. Ceci apparaît avant la mise en fonction et est en rapport avec une gencive très fine. Zarb et coll. (1990) ont mis en évidence qu'une perforation muqueuse dans les six premières semaines postopératoires pouvait compromettre l'ostéo-intégration.

Un dévissage de la vis de couverture peut également entraîner la formation d'une fistule, ou d'un abcès. La gestion de cette complication est assez simple puisqu'il suffit de la revisser après anesthésie et désinfection.

Les infections postopératoires ne sont pas d'actualité compte tenu des mesures d'asepsie actuelles lors de l'acte implantaire et du contrôle de la contamination bactérienne. Selon les recommandations de l'Afssaps de 2011, chez les patients présentant un haut risque d'endocardite infectieuse, la prémédication d'une antibioprophylaxie 1 heure avant l'acte réduit ce risque.

L'antibiothérapie sera décidée au cas par cas. Il faudra pour cela considérer le niveau d'asepsie mis en place, l'existence d'une maladie systémique chez le patient, ainsi que le type de chirurgie (avec ou sans lambeau), l'expérience du praticien, le nombre d'implants posés en un seul acte chirurgical, et le fait que le site implantaire soit un site guéri ou post-extractionnel.

## 2. Causes des échecs

---

### 2.1 Ostéo-intégration

Terme initié par Brånemark, l'ostéo-intégration est actuellement définie comme « la jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ». (7)

La compréhension de ces phénomènes d'ostéo-intégration est essentielle dans le but d'optimiser les résultats. (6)(7)

Paramètre fondamental du succès de l'ostéo-intégration, la stabilité primaire est le degré d'ancrage mécanique établi au terme de la pose de l'implant. Une stabilité primaire élevée assure une résistance élevée des implants aux micromouvements. Cela est important car l'obtention de l'ostéo-intégration repose sur l'absence des micromouvements implantaires supérieurs à 50-150  $\mu\text{m}$  (Szmukler-Moncler et al, 1998). (8) L'immobilisation de l'implant dans le tissu osseux, obtenu dans un premier temps par la stabilité primaire, est progressivement remplacée par la stabilité secondaire, c'est-à-dire une néoapposition osseuse au contact direct de l'implant. (7)

L'ostéo-intégration dépend de six facteurs :

- Le matériau de l'implant

Le titane commercialement pur (Ti cp, grade 1 à 4) est le matériau de référence permettant d'obtenir un ancrage à long terme des implants. Ses propriétés biologiques sont dues à une couche d'oxydes dense et stable qui le recouvre instantanément. C'est un matériau biocompatible, ayant une bonne résistance à la corrosion, et produisant une réponse inflammatoire faible. Le tantale et le zirconium sont des substituts.

- La forme de l'implant

Grâce au recul clinique, on sait que l'implant doit nécessairement être en forme de vis pour que l'ostéo-intégration puisse être maintenue dans le temps. En effet, les implants vis répartissent mieux les contraintes dans l'os que les implants cylindriques lors de la mise en fonction. De plus, la stabilité primaire et la dispersion des forces sont améliorées grâce aux spires.

L'implant peut avoir des configurations cylindriques, coniques ou cylindro-coniques. Les implants cylindriques ont une stabilité primaire inférieure aux implants coniques mais leur mise en place est simplifiée. Cela peut être attribué à différentes formes de filetage, géométrie de l'implant, aire de surface. La géométrie du filetage d'un implant conique permet d'avoir une surface de contact en relation avec le tissu plus importante.

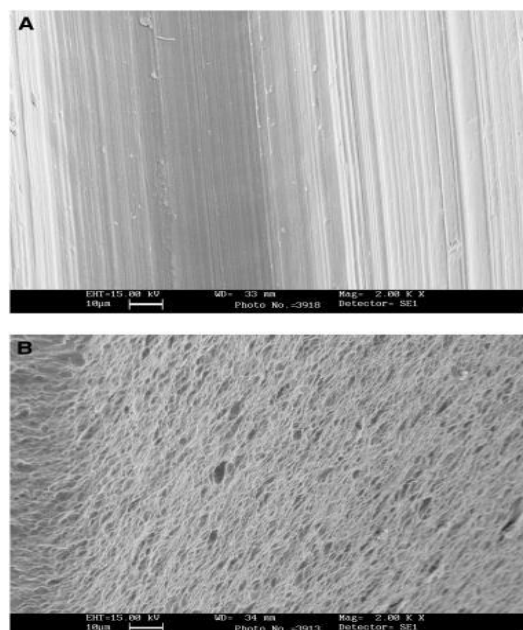
De plus, le diamètre et la longueur de l'implant doivent être choisis en fonction des données cliniques afin d'optimiser les chances de succès. On sait que les sollicitations biomécaniques vont directement influencer l'ostéo-intégration, et que le choix du diamètre de l'implant n'est pas anodin.

Pour ce qui est de la longueur, les implants courts offrent de bons résultats lorsque la hauteur osseuse résiduelle fait défaut, ou que des structures anatomiques obligent à recourir à ce type d'implant.

- L'état de surface de l'implant

Les surfaces sont mordancées à l'acide et/ou sablées par différents procédés, dans l'optique de rendre la surface rugueuse, et de la rendre bioactive. Le but est d'avoir un état de surface favorisant une bonne mouillabilité du matériau car cela va influencer sur la réponse tissulaire péri-implantaire. En favorisant la trabéculatation, on améliore la proportion d'os à l'interface os-implant, et donc l'ancrage.

Le traitement de surface change significativement le degré de rugosité, lequel influence la qualité de l'interaction avec l'interface cellulaire. Mais la préparation de l'état de surface par sablage ou mordantage engendre des frottements importants de l'implant contre l'os lors du vissage, qui vont faire accroître la température, et ce d'autant plus que l'os est de forte densité. Il faudra donc tarauder avant de visser l'implant.



**Fig 1** : micro-géométrie de la surface implantaire.  
A : surface usinée. B : surface sablée et mordancée. (9)



- La préparation du site osseux receveur

La génération de chaleur est un des facteurs de risque les plus connus induisant l'échec de l'ostéo-intégration. Eriksson et Albrektsson (1983) ont mis en évidence que la température de 47°C pendant une minute était la limite maximale à ne pas dépasser lors de la préparation du site pour espérer avoir une reconstruction osseuse normale.

Un forage allant au-delà de ces critères perturbe le renouvellement osseux, et produit à court terme une hyperhémie plus ou moins importante, ainsi qu'une nécrose tissulaire, une dégénérescence ostéocytaire et une augmentation de l'activité ostéoclastique. A long terme, l'arrêt de la microcirculation provoqué au cours du forage induit la formation d'un tissu fibreux suite à la perturbation de la cicatrisation. (10)(11)

Lorsque l'os est échauffé ou comprimé, il apparaît la « douleur du 3<sup>e</sup> jour ». Au 3<sup>e</sup> jour suivant l'intervention, le patient a une douleur croissante, pulsatile, qui cède peu ou mal aux antalgiques ou anti-inflammatoires. Sans prise en charge, la douleur se maintiendra environ trois semaines puis disparaîtra progressivement. La dépose de l'implant est la conduite à tenir, car au tableau clinique de l'ostéite décrit ci-dessus fera suite une fibro-intégration de l'implant.

- La technique chirurgicale

C'est une chirurgie qui nécessite de bonnes conditions d'asepsie. Elle regroupe un ensemble de techniques de préparation para-chirurgicale (matériau de comblement...).

La technique de forage est essentielle : le foret ne doit être maintenu en rotation dans l'os que quelques secondes, puis sorti afin que le liquide de refroidissement (sérum physiologique ou autre) vienne refroidir son extrémité travaillante et éliminer des spires les débris cumulés au cours du forage. (6) Les débris réduisent l'efficacité mécanique du foret et peuvent contribuer à l'élévation de la température de l'os.

L'utilisation d'un foret terminal adapté à la densité osseuse permet d'éviter un serrage trop important de l'implant contre l'os : en cas de forte densité, cela peut être à l'origine d'une ischémie et donc d'une fibro-intégration.

- Les conditions de mise en charge

Des études ont montré que les implants à mise en charge immédiate avaient un taux d'échec de 15%. La mise en charge précoce est considérée comme garante d'un taux de succès maximal. Les auteurs d'expérience tels qu'Ericsson ou Lindhe déconseillent la mise en charge précoce d'implants unitaires car ils sont sollicités dès leur mise en place et ne peuvent être immobilisés efficacement.

Cependant, différentes études (Degidi and Piattelli, 2005 ; Crespi et al, 2008) ont montré qu'il pouvait exister un taux de succès élevé de la mise en charge immédiate des implants, attribué à une forte stabilité primaire. (8)

La connexion du pilier au col de l'implant induit des réactions au niveau des tissus mous et durs. Lorsque le pilier de cicatrisation est posé, dans les techniques chirurgicales en 2 temps,

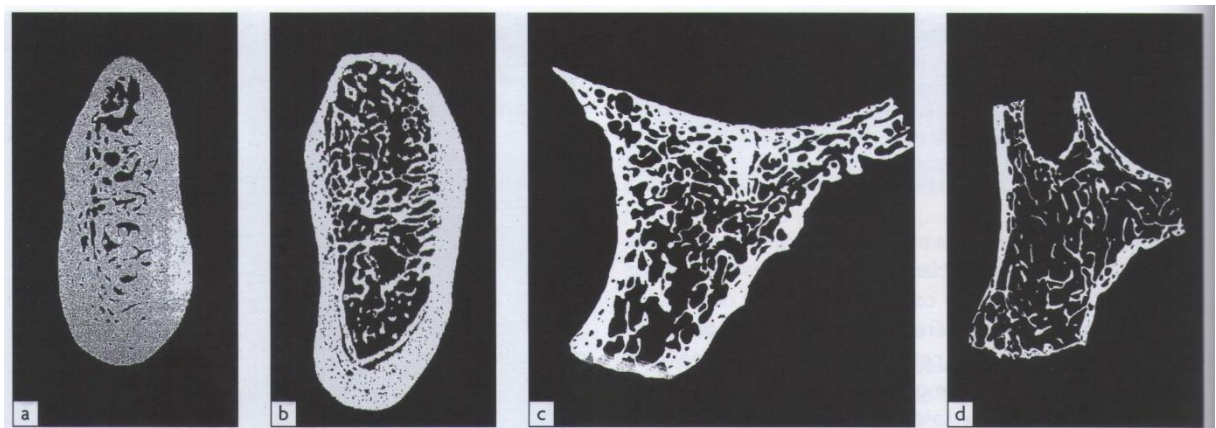
il se produit une lyse osseuse verticale de 1 à 1,5 mm autour de la première spire au cours de la première année. Cette lyse est considérée comme une réaction physiologique lors de la mise en fonction de l'implant.

Il faut veiller à respecter l'espace biologique, afin de ne pas induire une lyse osseuse apicale, pathologique et irréversible. Celle-ci serait la réponse à une agression (infiltrat bactérien, micromouvements, manipulations prothétiques répétées, micro-hiatus à la jonction implant-pilier, ...), dans le but de conserver cet espace. (7)

## 2.2 Densité osseuse élevée

La qualité osseuse a été évaluée et répertoriée en plusieurs classifications. Celle de Lekholm et Zarb est la plus ancienne et fait référence :

- Type 1 : os essentiellement composé d'un tissu homogène compact
- Type 2 : couche épaisse d'os compact entourant un noyau d'os spongieux dense
- Type 3 : couche fine d'os cortical entourant un noyau d'os spongieux dense
- Type 4 : couche très fine d'os cortical entourant un noyau d'os spongieux de faible densité



**Fig 2 :** Section mandibulaire et maxillaire représentant la classification de Lekholm et Zarb, a : type 1, b : type 2, c : type 3, d : type 4. (7)

Tsiri et Rao (12) ont établi une classification osseuse plus clinique :

- Dense, le clinicien ne sent pas la délimitation sensible entre une partie corticale et une partie spongieuse
- Normal, le clinicien sent nettement le passage de la corticale à un os moins résistant
- De faible densité, la corticale et la partie spongieuse offrent peu de résistance, elles sont facilement passées.

La connaissance de la densité osseuse est essentielle pour la mise en œuvre d'un protocole chirurgical adéquat, afin d'obtenir une bonne stabilité primaire et donc une bonne ostéo-intégration.

On sait que le taux d'échec varie en fonction de la localisation de l'implantation : il y a un plus faible taux de survie au maxillaire, surtout en postérieur, par rapport à la mandibule.(13)

La qualité et la quantité du contact os-implant, éléments déterminants la stabilité primaire, sont plus élevés dans de l'os dense car la structure de l'os trabéculaire comporte de larges espaces médullaires. La stabilité diminue avec la classe osseuse, l'os le plus favorable est celui de type 2. (14)

L'os de type 1 est principalement constitué d'os cortical, c'est-à-dire un tissu homogène compact où la substance osseuse est plus importante que les cavités contenant la moelle (appelées systèmes de Havers) et les vaisseaux sanguins. Ce type osseux est donc faiblement vascularisé. Bert et al (2005) ont montré que les implants courts (7 mm) posés dans cette densité osseuse présentaient un taux d'échec initial de 25%. (6)

Ce type osseux permet une bonne stabilité primaire mais les réactions permettant l'ostéo-intégration sont plus lentes que dans un os de densité plus faible, ceci étant lié à la physiologie osseuse et à la trabéculatation. (7)

Selon Misch (2007), la densité osseuse est le paramètre clé dans la stabilité mécanique des implants. La stabilité primaire est directement liée à la qualité osseuse. (8) Lors de la mise en place de l'implant, l'os est comprimé, induisant un stress osseux. Lorsque la densité osseuse et les forces de compressions augmentent, la force compressive de l'implant contre le mur osseux augmente. Le stress compressif augmente parallèlement aux forces de friction, augmentant alors le torque d'insertion. Cela explique pourquoi l'insertion d'implants en milieu dense requiert un torque d'insertion élevé.

## 2.3 Technique chirurgicale

De nombreuses complications peuvent survenir lors d'une chirurgie implantaire :

- complications vasculaires (hémorragies),
- nerveuses (compression ou lésion d'un nerf, lésion d'une dent adjacente),
- sinusiennes (sinusites, hémosinus, intrusion partielle ou totale de l'implant),
- muqueuses (exposition de la vis de couverture, abcès gingival),
- techniques (fracture instrumentale, fenestration, mauvaise stabilité primaire).

L'analyse préopératoire du cas clinique, la bonne connaissance de l'anatomie, et la mise en place d'une thérapeutique, d'une technique appropriée sont autant d'éléments qui vont prévenir ces risques d'échec.

La technique chirurgicale peut être révisée dans un os très dense, ou os de type 1 principalement corticalisé. C'est un os que l'on retrouve au niveau mandibulaire antérieur, et qui est notamment présent lors de grosses résorptions chez les patients édentés.

Une vascularisation réduite existe dans ce type osseux, le rendant plus susceptible à un échauffement lors du forage. A cela s'ajoute une surface de contact avec le foret plus importante, et donc une résistance plus élevée. L'anatomie de l'os cortical permet une évacuation limitée de la température par les espaces médullaires. De plus grandes précautions doivent être prises afin d'assurer la persistance d'un os viable et le processus d'ostéo-intégration.

La production de chaleur augmente lorsque l'efficacité de coupe d'un foret diminue. Or l'efficacité de coupe est liée à l'usure du foret et donc à la dureté du matériau fraisé. (6)

Une capacité de coupe élevée, associée à une irrigation abondante, pourra maintenir une température inférieure à 47°C pendant moins d'une minute. Selon Eriksson et Albrektsson cette température est la limite maximale autorisant un remodelage osseux normal. (7)

Température	Effets immédiats	Effets à long terme
50°C, 1 min	Hyperhémie importante	Remplacement de l'os par du tissu fibreux
47°C, 5 min	Hyperhémie discrète	Fibrose osseuse avec ostéogénèse occasionnelle
47°C, 1 min		Remodelage osseux normal

**Fig 3** : conséquences de la température sur la cicatrisation osseuse. (6)

Il ne faut jamais forcer lors du forage ou dépasser la valeur de torque recommandée lors de l'insertion de l'implant. (15) Une pression excessive lors du forage produit une élévation de température. Si l'avance du foret est faible, il faut utiliser un foret de plus petit diamètre.

Il est conseillé de tarauder le site dans un type osseux dense afin d'éviter les contraintes excessives lors de la mise en place de l'implant.

De plus, le diamètre du dernier foret peut significativement changer le torque d'insertion. Il est possible d'augmenter la stabilité primaire en réduisant le diamètre du dernier foret. Cette modification dans le protocole de forage est une alternative que les chirurgiens peuvent utiliser pour améliorer la stabilité primaire des implants dans les os de faible densité. Le torque d'insertion augmente d'autant que le diamètre du dernier foret diminue.

La réduction du pas de vis d'un implant augmente sa surface de contact. Et lorsque la surface de contact entre l'implant et l'os augmente, les forces de friction augmentent également, conduisant à un torque d'insertion plus important. (8)

Un couple de serrage important entraîne une ischémie de l'os, qui réagit alors :

- De manière aiguë, c'est la « douleur du 3<sup>e</sup> jour » nécessitant la dépose de l'implant ;
- De manière chronique, où l'ostéo-intégration est absente, substituée par la fibro-intégration. (6)

La vitesse de forage pourrait être une cause d'échec lié à la technique chirurgicale. Il est admis qu'une vitesse faible lors de la mise en place de l'implant éviterait un échauffement osseux, en rapport avec la réduction des forces de frictions.

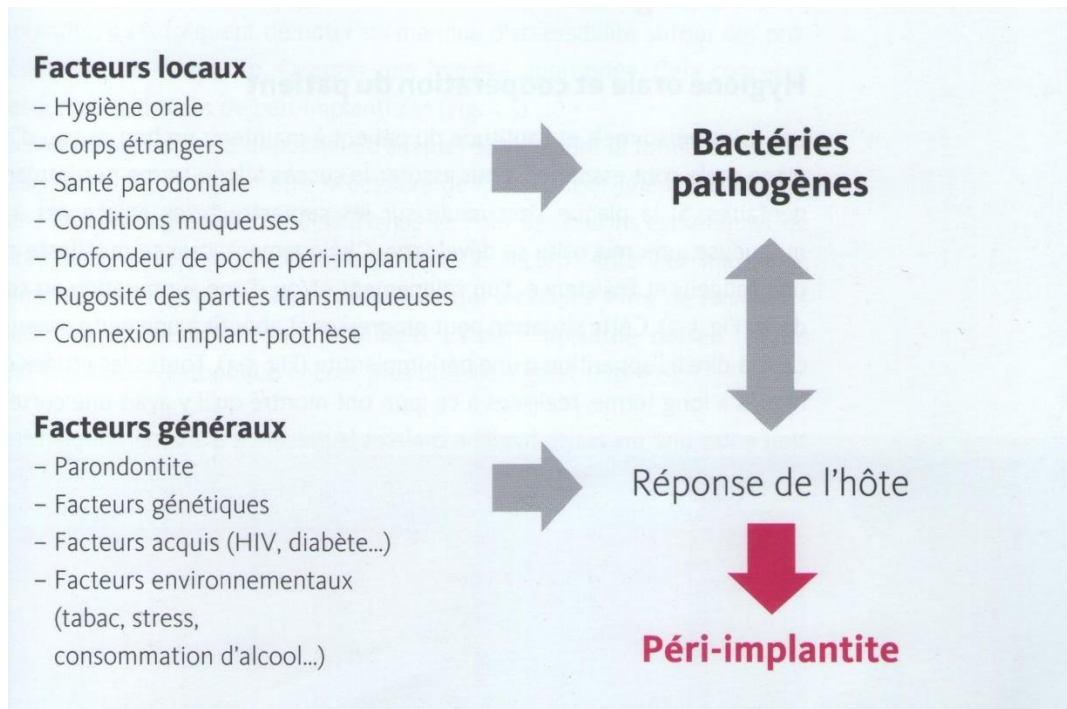
La mise en œuvre d'un protocole chirurgical flapless (sans lambeau) est potentiellement un désavantage. En effet, dans cette technique, il existe un ajustage précis des instruments, pouvant conduire à une irrigation restreinte de la zone chirurgicale. Un échauffement, secondaire à un refroidissement inadéquat, conduit à une nécrose osseuse et une mauvaise ostéo-intégration. Lors de la préparation du site, le chirurgien doit être attentif à la bonne entrée et sortie des forets, afin d'obtenir une irrigation adaptée pour les forets, et par conséquent de l'os. (15)

## 2.4 Infection

Les complications infectieuses peuvent survenir dès la mise en place chirurgicale des implants ou pendant la phase d'ostéo-intégration. Le plus souvent les infections précoces conduisent à la perte et la dépose de l'implant. Toutefois il existe des situations où l'infection ne compromet pas irrémédiablement l'implant ; cela se manifeste par la présence d'une lésion sans que la stabilité mécanique de l'implant ne soit altérée.

Une péri-implantite précoce se définit comme l'apparition d'une perte osseuse d'origine infectieuse autour d'un implant en phase d'ostéo-intégration présentant une bonne stabilité mécanique. Elle peut concerner toutes les régions des deux arcades mais sont plus fréquentes dans la région mandibulaire antérieure. (16)

L'étiologie peut être une contamination au cours de la chirurgie, comme une infection pendant la phase initiale de cicatrisation (hygiène déficiente, accumulation de plaque sur les piliers de cicatrisation lors de la technique en un temps, maladie parodontale, temporisation prothétique compressive entraînant une perforation muqueuse, pathologie endodontique de dents voisines, résidus septiques et tissus de granulation...).



**Fig 4 : Facteurs de risque d'une péri-implantite. (16)**

On peut considérer qu'une seule prise de 2g d'amoxicilline une heure avant l'intervention réduit significativement le risque de complications. Mais on ne sait toujours pas si une prolongation de la prescription est bénéfique, ni quelle est la molécule antibiotique la plus efficace. (16)

Même si ce n'est pas la majorité des cas, nous savons aujourd'hui qu'une destruction osseuse péri-implantaire peut être asymptomatique. De plus, la plupart des péri-implantites rencontrées ont une forme chronique évolutive dont le degré d'atteinte peut varier, et dont la progression peut s'étaler sur plusieurs années. Comme en parodontie, on a des formes aiguës très destructrices et des formes chroniques habituelles.

Cliniquement, en plus d'une sensibilité à la pression et d'une mobilité, on trouve une perte d'attache juxta-implantaire, une hyperplasie ou un œdème, un saignement au sondage et/ou une suppuration, ou encore une fistulisation.

Le sondage doit utiliser des forces légères afin de ne pas endommager les tissus mous péri-implantaires. Une sonde graduée en plastique ou en titane peut permettre d'effectuer les mesures. La prudence est de mise quant à l'interprétation du sondage autour des implants. En effet, la résistance autour d'un implant n'est pas la même que lorsqu'on effectue la mesure autour d'une dent naturelle ; cela s'explique par la nature des tissus mous parodontaux et péri-implantaires, ainsi que par l'absence de fibres de Sharpey autour des implants.

Le sondage reste la méthode diagnostique la plus fiable. Une augmentation de la profondeur de poche dans le temps est un signe de perte osseuse. Le saignement au sondage objective l'inflammation des tissus mous péri-implantaires. (16)

La radiographie a aussi un rôle déterminant dans le diagnostic. La présence d'une ligne radio-claire le long de la surface de l'implant est identifiable sur une image radiographique, ainsi que la présence d'un défaut osseux péri-implantaire. La péri-implantite est reconnaissable à sa forme en cupule, expression de la destruction osseuse due à un accident infectieux, aisément identifiable sur une radiographie, et autour de tout type d'implant (surface rugueuse, hydroxyapatite, implant usiné...). (7)

## 2.5 Facteur patient

Ces dernières années de nombreuses études ont été faites afin de documenter l'impact des facteurs systémiques et comportementaux des patients, sur l'os et notamment le remodelage osseux, élément décisif dans le traitement implantaire.

Age, sexe, traitements en cours, ostéoporose, diabète, irradiation, maladies cardiovasculaires, maladies parodontales, hygiène orale, para-fonctions, tabagisme... seraient autant de causes à effet dans les échecs implantaires. (15)

### Age :

Le vieillissement augmente le risque de maladie systémique, et affecte négativement la physiologie osseuse.

On préférera éviter l'implantation chez un individu en croissance car l'évolution du développement osseux n'est pas prédictible : les implants étant ankylosés, ils ne suivent pas le développement des maxillaires. De plus, la partie prothétique serait également difficile à gérer, des modifications régulières devant être anticipées.



### Maladies cardio-vasculaires :

Les cardiopathies à haut risque d'endocardite infectieuse sont des contre-indications à la chirurgie implantaire. La présence de prothèses valvulaires aortiques ou mitrales, les cardiopathies congénitales cyanogènes, et les antécédents d'endocardite infectieuse constituent cette catégorie de cardiopathies à haut risque. Un acte chirurgical ou un acte « à risque » peut conduire à la présence de bactéries (tels que les staphylocoques dorés, ou streptocoques) responsables de l'endocardite. Une antibioprophylaxie permet de réduire les risques de contamination bactérienne et de prévenir l'endocardite chez ces sujets à risque.

### Ostéoporose :

Elle est plus commune chez la femme ménopausée. Le remodelage osseux est plus fréquent. La résorption osseuse excède progressivement la formation. Des études ont démontré que l'ostéoporose n'était pas assimilable à une réduction d'ostéo-intégration, et donc à un faible taux de succès implantaire. Ce n'est donc pas une contre-indication.

### Diabète :

Le diabète est associé à une détérioration de la cicatrisation et une susceptibilité accrue à l'infection. Les patients diabétiques ont généralement un risque augmenté de problèmes oraux, et par là même, ils sont associés à un facteur de risque d'échec implantaire. Cependant, les études montrent qu'il ne semble pas exister de différences significatives en terme d'échec implantaire, comparativement à des patients non diabétiques.

### Irradiation :

Le traitement par irradiation augmente le risque d'ostéoradionécrose. Il peut compromettre la physiologie osseuse, en altérant le potentiel régénératoire du périoste, en détruisant les formations cellulaires, vasculaires, en détruisant les ostéocytes dans le champ d'irradiation.

Le risque d'échec est considéré comme élevé lorsque la thérapie par irradiation utilise plus de 55 Gy. Les inflammations de la muqueuse sont choses courantes lors de cette thérapie, et conduit à un fort risque 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.

### Hygiène dentaire et maladie parodontale :

Les recherches montrent qu'il existe plus d'inflammation muqueuse au niveau du site implantaire chez les patients ayant eu une maladie parodontale. Cependant, il n'existe pas d'impact significatif de la parodontite sur le succès ou l'échec d'un implant.

### Tabagisme :

Le tabac nuit à la cicatrisation car il provoque une hypoxie et une vasoconstriction périphérique. Il interfère avec la fonction ostéoblastique et peut être responsable d'un accroissement de la résorption osseuse chez les consommateurs de plus de 10 cigarettes par jour.

Quelques études préliminaires ont mis en évidence que le risque d'échec implantaire était modérément plus élevé chez les fumeurs ; et que ce risque était directement en relation avec la quantité de cigarettes consommées. Il apparaît qu'un arrêt avant la chirurgie peut éliminer l'effet nuisible du tabac sur la cicatrisation péri-implantaire.

Study	Load period	Implant survival	
		Smoker	Nonsmoker
Klokkevold and Han*	1-12 y	89.7% <sup>†</sup>	93.3% <sup>†</sup>
DeLuca and Zarb <sup>‡</sup>	1-20 y	76.9% <sup>§</sup>	86.7% <sup>§</sup>

\*Pooled implant survival based on 14 studies, 1993-2005; 2,394 implants placed in smokers; 5,402 implants placed in nonsmokers.  
<sup>†</sup>Difference between groups is statistically significant (Z test  $P < .01$ ).  
<sup>‡</sup>Implant survival by patient, based on crude proportion of patients with failures; 494 implants placed in 104 smokers; 1,045 implants placed in 285 nonsmokers.  
<sup>§</sup>Difference between groups is statistically significant (Kaplan-Meier survival analysis  $P \leq .01$ ).

**Fig 5 : études montrant les variations du taux de succès implantaire entre fumeurs et non-fumeurs. (15)**

### Parafonctions :

Une parafonction peut conduire à de nombreuses complications comme un taux plus élevé de pertes osseuses crestales (le défaut osseux prend une forme caractéristique en V, avec une pente fortement accentuée), fractures d'implants ou de ses composants, ou de matériels prothétiques.

Il faut donc des contacts bilatéraux à une dimension verticale confortable, une liberté en position rétrusive, une distribution des forces selon une arche, et des forces appliquées selon l'axe de l'implant.

Chez le bruxomane, les faces occlusales seront préférentiellement aplanies pour éviter les composantes latérales des forces exercées lors des mouvements de bruxisme. On préférera remplacer chaque dent manquante par un implant, et il est conseillé d'utiliser le diamètre le plus large possible, compatible avec le cas clinique. Une gouttière occlusale nocturne devra être prescrite.

### 3. Comment la gestion de critères techniques et physiologiques peut permettre d'optimiser le succès implantaire dans les os de densité élevée ?

---

Plusieurs articles plus ou moins récents (de 1997 à 2015) ont pu être trouvés sur les moteurs de recherches Pubmed, Scopus, Google Scholar et Dentistry and Oral Sciences Source. Les références bibliographiques des articles, études, et revues ont permis l'identification de références supplémentaires. Les mots clés MeSH correspondants aux intitulés des parties et sous-parties ainsi que leur réunion ont été utilisés pour ces recherches. Seulement les publications de langue française et anglaise ont été retenues. Toutes les études identifiées par cette recherche ont été évaluées sur leurs titres et résumés, et les articles pertinents ont été retenus. Dans un second temps, leur inclusion définitive a été jugée sur leur texte intégral.

Notre étude a été centrée uniquement sur les dix dernières années. Compte tenu de la quantité de résultats obtenus, nous avons dû inclure les études animales et in vitro. Son but est l'identification et la compréhension d'un ensemble de données liées aux échecs implantaires précoces dans les os de densités élevés, et la recherche, dans ces conditions, d'un protocole idéal de mise en œuvre pour favoriser le succès de la chirurgie implantaire. La question majeure et finale de notre cheminement portera sur la stimulation de la revascularisation.

#### 3.1 Critères praticien dépendant

##### 3.1.1 Choix de l'implant

La macro-géométrie et micro-géométrie d'un implant peuvent améliorer ou interférer avec la stabilité primaire de cet implant. Ainsi, le diamètre, la longueur, la forme, le pas de vis, l'état de surface déterminent l'interaction de l'implant avec le site receveur et le renforcement ou l'amenuisement du processus d'ostéo-intégration.

### a. Diamètre et longueur

Le diamètre et la longueur de l'implant doivent être choisis en fonction des données cliniques afin d'optimiser les chances de succès.

Le rôle du diamètre et de la longueur d'un implant ont été défini par Renouard et Nisand en 2006 (17). Ils s'interrogent sur l'impact de la longueur et du diamètre implantaire sur le taux de survie.

Les auteurs ont procédé à une revue de la littérature, grâce à des recherches sur Medline et à des recherches manuelles dans des revues cliniques. Ils ont pu retenir 53 études sur l'Homme remplissant leurs critères de sélections.

Les résultats obtenus concernant l'impact de la longueur d'un implant sur le taux de succès étaient mitigés. Certaines études montrant que les implants courts (c'est-à-dire inférieur ou égal à 8 mm dans cet article) présentaient un taux d'échec plus élevé que les autres implants, bien que le taux de survie reste tout à fait acceptable dans la majorité des cas. Pour d'autres études, cela n'a pas d'impact.

Il faut noter que les taux de succès les plus élevés sont présents sur les études réalisées de 2003 à 2005. De plus, en fonction des études, il existe des facteurs qui varient, comme le type osseux, l'état de surface de l'implant, ou la préparation du site, influant sur les données.

Concernant le diamètre de l'implant, toutes les études trouvaient un taux d'échec faible lors de l'utilisation d'implants de petit diamètre, et un meilleur résultat à la mandibule plutôt qu'au maxillaire, certainement grâce à une préparation atraumatique et adaptée.

En revanche, les implants de diamètre 5 mm ont un taux d'échec plus important car l'étude met en évidence un recours à ces implants lorsque la stabilité primaire ne peut être obtenue par un implant standard, donc une mise en œuvre et une situation défavorable.

Ce que l'on peut retenir c'est que la mise en place d'une technique chirurgicale adaptée, comme cela a pu être le cas sur les études les plus récentes, conduit à un taux de succès comparable entre les implants court/ long et large/ standard.

L'influence du diamètre d'un implant sur l'os environnant a été recherchée dans l'étude de Brink et al. (18)

Pour ce faire, 20 implants standards (3.75 mm) et 20 implants larges (5 mm) ont été posés sur des chiens dans un ordre randomisé. Les données recueillies sont l'IBD (initial bone density), le BIC (bone to implant contact), et l'ABD (adjacent bone density).

La préparation a été standard. Des mesures histologiques ont été faites incluant le BIC, l'IBD (la mesure étant réalisée à au moins 3 mm de l'implant), et l'ABD (la quantité d'os sur une surface de 1 mm<sup>2</sup>, dans la portion apicale au contact de l'implant).

Les résultats ont révélé que la densité osseuse n'était pas affectée par la présence d'implants larges, mais elle était augmentée avec les implants standards. En effet, la densité osseuse à proximité des implants larges était réduite comparativement aux diamètres plus étroits, tandis que tous les autres paramètres restaient identiques. Cela indique que la distribution des forces est plus diluée lors de l'utilisation d'un implant large, car il a une plus grande aire de surface.

Le diamètre joue un rôle significatif dans la distribution du stress osseux, certaines études notent même une différence pouvant aller jusqu'à 47% entre implant étroit et large.

Article publié en 2015, Borie et al (19) ont étudié l'influence de la longueur et du diamètre d'un implant sur la biomécanique de l'os, au cours d'une revue de la littérature.

Les résultats donnent deux positions contradictoires sur le rôle de la longueur et il n'existe pas de consensus sur la longueur la plus favorable au succès thérapeutique.

Pour certains, un implant court est synonyme d'échec car la faible surface de contact produit un plus grand stress osseux. Selon Rubo et Capello Souza, le stress osseux diminue de 14% lorsque l'on passe de 10 à 13 mm de longueur.

Pour d'autres, il semble que lors de forces axiales, le stress ne varie pas en fonction de la longueur. Pour Geng et al, dans les os de type 1 la longueur n'influence pas le succès du traitement. La distribution du stress dépendrait de la différence du module d'élasticité entre les deux structures : il serait assez proche entre un implant et un os de type 1.

Beaucoup d'auteurs déclarent que les variations de stress ne sont pas significatives entre les différentes longueurs.


Pour ce qui est du diamètre, il semble avoir une influence sur la concentration du stress au niveau des implants et de l'os environnant, et par conséquent, sur le succès final.

Sous une charge identique, lorsque l'on augmente le diamètre, le stress diminue dans l'implant et l'os adjacent. Les surfaces de contact os-implant augmentent, autorisant une meilleure distribution. Cela est particulièrement vérifié dans l'os cortical.

D'après Oliveira, une augmentation de 0.25mm du diamètre, accroît d'environ 10% l'aire de contact.

On sait que les sollicitations biomécaniques vont directement influencer l'ostéo-intégration, et que le choix du diamètre de l'implant n'est pas anodin. Le risque biomécanique diminue avec l'augmentation du diamètre implantaire, notamment dans un site de faible qualité osseuse : la stabilité primaire sera meilleure de même

que la résistance à la fracture de l'implant. Selon Chou et al, un élargissement de 0.5mm d'un implant offre 10 à 15% de surface supplémentaire, et par conséquent une interface os-implant d'autant plus importante, donc un degré d'ostéo-intégration supérieur. La pose d'un implant de diamètre réduit se voit alors contre indiqué pour le remplacement d'une canine, prémolaire et molaire, mais il trouvera particulièrement sa fonction au niveau incisif mandibulaire et latéral maxillaire. La longueur de l'implant ne semble, quant à lui, pas être un critère décisif dans le succès implantaire.

	Année	Type d'étude	Rôle de la longueur	Rôle du diamètre
<i>Impact of implant length and diameter on survival rates.</i> Renouard et Nisand	2006	Revue de la littérature	-	+
<i>Influence of implant diameter on surrounding bone.</i> Brink et al	2007	Prospective, randomisée		+
<i>The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics.</i> Borie et al	2015	Revue de la littérature	Contradictoire mais plutôt faible	++

**Tableau 1** : Synthèse du rôle de la longueur et du diamètre sur le succès implantaire

#### b. Forme et pas de vis

Selon Chou et al, les macrodesign et microdesign implantaires ont un impact sur les valeurs de stabilité implantaire. On sait que le filetage d'un implant a un effet sur le remodelage osseux. La densité osseuse augmente au sommet des spires mais diminue dans les rainures. En effet, grâce aux spires les contraintes sont mieux réparties dans l'os car la dispersion des forces est améliorée. Les implants sans filetage ont un os moins compact à leur périphérie que les implants en forme de vis. L'ensemble de la forme de l'implant affecte la redistribution de la densité osseuse. (20)

L'article «Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods » (21) a été écrit par Valente et al en 2015 et recherche l'influence de la forme de l'implant sur sa stabilité primaire.

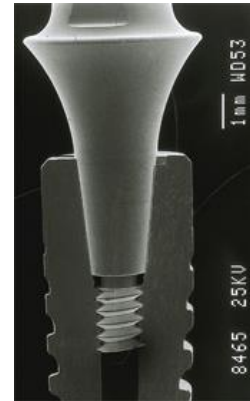
54 implants avec six macro-designs différents ont été utilisés dans cette étude. La moitié de ses implants sont de forme conique, l'autre moitié de forme cylindrique. Pour chaque forme, il a été prévu 3 types de connexions : hexagonale externe, hexagonale interne, cône morse. Il existe donc 9 implants de chaque forme et connexion.



Connexion hexagonale  
externe



Connexion hexagonale  
interne



Connexion cône morse

Ces implants ont été positionnés dans 162 blocs de polyuréthane (PU), pour simuler les densités osseuses suivantes :

0,24 g/cm <sup>3</sup>	0,32 g/cm <sup>3</sup>	0,64 g/cm <sup>3</sup>
15 PCF	20 PCF	40 PCF (PCF = per cubique foot)
Type 3	Type 2 et 3	Type 1 (selon la classification de Lekholm et Zarb)

Ils ont aussi été placés dans 54 blocs osseux de 20 mm de long issus de porcs, dans le but de simuler la variabilité osseuse que l'on peut retrouver dans la cavité buccale.

Les facteurs mesurés sont le torque d'insertion (IT), la fréquence de résonance (RFA), et la résistance au retrait.

Les implants coniques et cylindriques sont les formes les plus commercialisées. Les implants coniques sont les plus performants au niveau du torque d'insertion et de la résistance au retrait dans les densités de 20 et 40 PCF PU ainsi que dans l'os. Des études ont démontré que les implants coniques avaient une meilleure stabilité primaire, une meilleure résistance, et une plus grande facilité d'insertion que les implants cylindriques.

Dans une forte densité (40 PCF PU et os), les implants cylindriques à connexion hexagonale interne ont une plus faible résistance au retrait, cela peut être mis en rapport avec des caractéristiques de surface externe.

Les facteurs relatifs à la densité osseuse et au design de l'implant affectent directement la stabilité primaire. Quel que soit les méthodes de mesures, les implants coniques sont plus performants que les cylindriques, le meilleur semblant être l'implant conique à cône morse. En revanche, ceux qui offrent les moins bons résultats sont les implants cylindriques à connexion hexagonale interne.

Cela prouve que la forme et les caractéristiques externes de l'implant jouent fortement sur la biomécanique et la stabilité primaire. Et leur comparaison permet de dire que les implants coniques et les os de densité élevée offrent la meilleure stabilité primaire.

L'étude de Xu et al (22) analyse l'impact de la forme et du filetage des implants sur les microlésions induites à l'os mandibulaire au cours de la chirurgie.

Les auteurs de l'étude ont utilisé 30 implants de forme cylindrique, de forme conique, et de forme cylindro-conique ; ainsi que des filetages de 1.25 mm et 0.8 mm pour chaque type d'implant. La zone mandibulaire animale retenue pour l'implantation est un os de type 3 selon la classification de Lekholm et Zarb.

Ont été mesurées la longueur des microfissures (Cr.Le,  $\mu\text{m}$ ), la densité surfacique des microfissures (Cr.Le/B.Ar = crack length/bone area,  $\mu\text{m}/\text{mm}^2$ ), et la fraction de l'aire osseuse endommagée (DB.Ar/B.Ar = microdamage area/bone area, %).

Les valeurs enregistrées montrent que les longueurs des microfissures (Cr.Le) des implants cylindro-coniques sont significativement inférieures à celles des implants coniques et des implants cylindriques, lorsqu'il existe un filetage de 1.25 mm. Ces résultats se retrouvent lorsque les mesures sont réalisées pour un filetage de 0.8 mm. De plus, pour la même forme d'implant, les valeurs enregistrées sont plus faibles avec un filetage de 0.8 mm qu'avec un filetage de 1.25 mm : par exemple un implant cylindrique de 0.8 mm aura un Cr.Le inférieur à un implant cylindrique de 1.25 mm.

Concernant la densité surfacique des microfissures (Cr.Le/B.Ar), on retrouve des valeurs importantes pour les implants cylindriques, moins importantes pour les implants coniques, et les valeurs les plus faibles relèvent des implants cylindro-coniques. Ces résultats sont valables lorsque les mesures sont effectuées avec un filetage de 1.25 mm, comme avec un filetage de 0.8 mm. La comparaison de la même forme d'implant avec deux tailles de filetage aboutit à nouveau à des valeurs plus faibles pour les filetages de 0.8 mm que pour ceux de 1.25 mm.



La fraction de l'aire osseuse endommagée (DB.Ar/B.Ar) donne des résultats similaires aux mesures précédentes.

L'augmentation de la taille du filetage se traduit par l'augmentation de toutes les valeurs mesurées dans l'article (Cr.Le, Cr.Le/B.Ar, DB.Ar/B.Ar).

Il a été démontré que le stress réduisait graduellement en rapport avec la réduction du filetage. Il a été suggéré que les microlésions étaient générées lors du placement de l'implant. Cela indique que la forme de l'implant, comme la taille du filetage, a un effet immédiat sur les microlésions.

Cet article montre que les implants cylindro-coniques constituent la forme qui génère le moins de microlésions lors de l'insertion de l'implant. Et l'utilisation d'implants cylindriques crée le plus de microlésions.

Lorsque la taille du filetage augmente, la surface de contact os-implant diminue, ce qui accentue le stress et peut entraîner la production de microlésions.

Les implants les moins nocifs pour l'os lors de leur insertion sont donc les implants cylindro-coniques de 0.8 mm. Leur utilisation favorise la prévention des échecs précoces.

	Année	Type d'étude	Forme la plus favorable à la stabilité primaire	Forme la moins favorable à la stabilité primaire
<i>Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods.</i> Valente et al	2015	Etude comparative non randomisée	Implant conique à cône morse	Implant cylindrique à connexion hexagonale interne
			Forme générant le moins de microlésions	Forme générant le plus de microlésions
<i>The Effect of Implant Shape and Screw Pitch on Microdamage in Mandibular Bone: Effect of Implant Shape and Pitch on Microdamage.</i> Xu et al	2015	Etude comparative randomisée	Implant cylindro-conique de filetage 0.8mm	Implant cylindrique de filetage 1.25mm

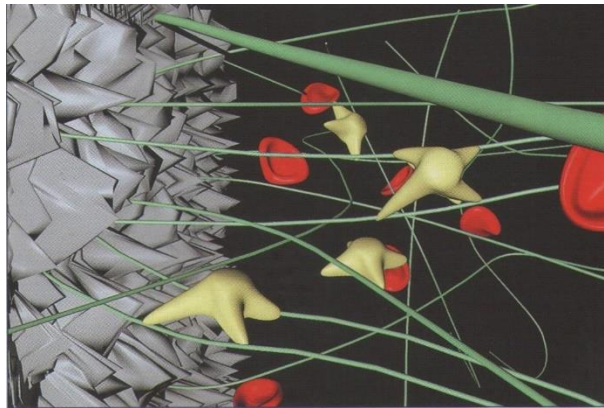
**Tableau 2** : Synthèse des critères de formes favorisant le succès implantaire

### c. Etat de surface

Les surfaces implantaires lisses, ou usinées, très utilisées dans le passé, ont aujourd'hui été remplacées par des surfaces rugueuses.

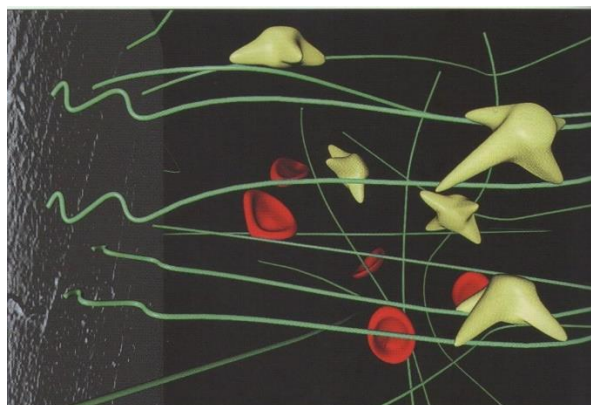
Les études suggèrent que la rugosité de surface d'un implant permet une meilleure fixation osseuse car elle optimise la migration et la prolifération des cellules osseuses, et accroît le pourcentage de contacts os-implant, comparativement aux surfaces usinées des implants.

Avec les implants à surface rugueuse, l'ostéo-intégration se produit par une ostéogénèse de contact : l'arrivée de cellules néo-différenciées est permise grâce à leur migration le long des fibres qui se sont attachées à la surface implantaire.



**Fig 6 : ostéogénèse de contact. (7)**

Au contact des implants à surface usinée, la migration des cellules le long des fibres n'est pas possible car les fibres ne sont pas suffisamment bien attachées pour résister à la traction produite lors de la migration cellulaire. Il se met en place une ostéogénèse à distance. Il y aura ensuite une réaction osseuse de corticalisation permettant l'ostéo-intégration. Cela nécessite du temps, surtout dans de l'os de type spongieux. (7)



**Fig 7 : ostéogénèse à distance. (7)**

La contrepartie de la préparation de l'état de surface par sablage ou mordançage, se trouve au cours du vissage. En effet ces préparations vont créer des frottements plus importants de l'implant contre l'os, qui vont faire accroître la température, et ce d'autant plus que l'os est de forte densité. Il sera alors souhaitable de tarauder avant de visser l'implant.

L'article proposé en 2006 par Grassi et al (9) met en place une évaluation histologique de la réponse de l'os à différents types de surfaces implantaires.

Pour cette étude 14 personnes ont reçu deux micro-implants ; l'un des deux implants était l'implant test et avait une surface sablée et mordancée, l'autre était l'implant contrôle et avait une surface usinée.

Les mesures prises en compte dans cette étude ont été :

- Le BIC% : pourcentage de contact os-implant
- Le BA% : pourcentage de densité osseuse dans la zone de filetage
- Le BD% : pourcentage de densité osseuse dans une zone latérale à l'implant de 500 µm
- Le Ra : la moyenne arithmétique des valeurs absolues de tous les points de profil
- Le Rq : la racine carrée moyenne des valeurs de tous les points
- Le Rz : les valeurs absolues moyenne des hauteurs des 5 sommets les plus hauts, et la profondeur des 5 vallées les plus profondes

Les surfaces sablées et mordancées présentent des valeurs plus importantes pour tous les paramètres mesurés. Le groupe test (surface sablée et mordancée) présente plus d'os attaché à la surface de l'implant que le groupe contrôle (surface usinée).

Le groupe test montre des pourcentages de BIC et BA plus élevés, indépendamment de la position sur l'arcade (maxillaire ou mandibule). Lorsque l'on a comparé les groupes par rapport à leur position en bouche, les données ont mis en évidence que les deux groupes avaient un BIC% plus élevé dans la mandibule.

Une fine couche osseuse couvrait une relativement grande portion des filetages des micro-implants sablés mordancés. Cela suggère que les ostéoblastes sont activés par les surfaces sablés mordancés.

Les données recueillies lors de cette étude permettent d'affirmer que la réponse tissulaire osseuse à l'implantation est liée à la topographie de surface.

De plus un ensemble d'éléments incluant les protéines d'adsorption, la prolifération et la dépose de tissu osseux pourraient être dépendants de la topographie de surface.

Les résultats montrent que l'utilisation d'implants avec surface rugueuse peut améliorer l'ostéo-intégration. Chez l'homme, les surfaces implantaires sablées mordancées offrent une meilleure réponse osseuse que les implants usinés.

Publiée en 2014, l'étude de Lee et al (23) souhaite évaluer les effets de la fibronectine et de l'oxystérol sur l'amélioration de l'adhésion cellulaire, la différenciation ostéogénique, et la cicatrisation péri-implantaire.

La fibronectine fait partie de la matrice extracellulaire et intervient dans l'attachement des cellules aux autres cellules ou à d'autres surfaces. Quant à l'oxystérol, c'est un substitut naturel des facteurs de croissance qui améliore la différenciation cellulaire. Des études ont démontré que l'oxystérol régulaient la différenciation des cellules souches en cellules osseuses. D'autres études ont aussi mis en évidence son rôle dans l'amélioration de la cicatrisation osseuse.

Cinq types d'implants différents, de diamètre 3.4 mm et de longueur 10 mm, ont été observés chez des animaux choisis de façon randomisée :

- MI : surface implantaire usinée
- AMI : surface implantaire usinée recouverte d'apatite
- FAMI : de la fibronectine a été ajoutée au AMI
- OAMI : de l'oxystérol a été ajouté au AMI
- SLAI : surface implantaire sablée et mordancée (sandblasted, large-grit, and acid-etched)

Des analyses histologiques et histométriques ont été menées pour déterminer les proportions de contacts os-implant (BIC) et la densité autour des surfaces implantaires.

Après 2 semaines, environ la moitié des surfaces implantaires sont directement en contact avec de l'os nouvellement formé. De plus, dans les groupes de FAMI et SLAI, l'os nouvellement formé constitue une ligne continue sur toute la surface, tandis que les autres types d'implants ont une ostéo-intégration limitée.

Le BIC est le plus élevé dans le groupe SLAI, la différence est significative avec les autres groupes. On peut penser à une ostéogénèse de contact dans le processus de cicatrisation.

Au bout de 4 semaines, dans tous les groupes, le tissu osseux nouvellement formé augmente autour de la surface implantaire et dans les espaces inter-spires. La plupart des espaces inter-spires sont comblés par de l'os lamellaire, plus que de l'os tissé ; et un contact direct os-implant est trouvé le long de la totalité des implants.

Une augmentation significative de la densité osseuse a été trouvée de la 2<sup>e</sup> à la 4<sup>e</sup> semaine, mais cela n'a pas pu être mis en rapport avec le type de surface de traitement.

Dans les résultats histométriques, les groupes SLAI montrent un BIC plus élevé que les autres groupes expérimentaux.

Le revêtement implantaire à l'oxystérol a échoué quant à l'amélioration du BIC et de la densité osseuse dans les espaces inter-spires.

Le but de cette étude est de déterminer les effets produits sur les processus de cicatrisation osseuse à l'interface os-implant, lors de la phase de la cicatrisation initiale, par

les techniques de revêtements de surface via l'amélioration de l'adhésion cellulaire à la surface implantaire, ainsi que la différenciation ostéogénique.

En favorisant l'adhésion cellulaire sur les surfaces implantaires on améliore l'ostéogénèse de contact autour des implants dans la phase de cicatrisation précoce. On comprend tout l'intérêt des surfaces rugueuses comparativement aux surfaces usinées.

Deux types d'implants focalisant sur l'adhésion cellulaire améliorent le BIC à 2 semaines de la pose chirurgicale : les implants SLA et à revêtement de fibronectine. Cependant les surfaces avec des molécules ostéo-inductives n'ont pas modifié le BIC ou la densité osseuse autour des surfaces implantaires.

	Année	Type d'étude	Surface implantaire améliorant l'ostéo-intégration
<i>Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces.</i> Grassi et al	2006	Etude de Cohorte	Surface sablée et mordancée
<i>Early bone healing onto implant surface treated by fibronectin/oxysterol for cell adhesion/osteogenic differentiation : in vivo experimental study in dogs.</i> Lee et al	2014	Etude comparative randomisée	Surface sablée et mordancée + Surface à revêtement de fibronectine

**Tableau 3** : Synthèse des états de surface favorisant le succès implantaire

#### d. Implant autotaraudant

Dans les os de forte densité, il est conseillé de tarauder le site implantaire avant de procéder à la pose de l'implant, afin de réduire les forces de frictions. Aujourd'hui c'est une étape qui est le plus souvent éliminée par l'utilisation d'implants auto-taraudants. Classiquement, les implants auto-taraudants ont des lames de coupes verticales dans le tiers apical du corps implantaire. Ces lames de coupes réduisent l'aire de surface et par conséquent le contact os-implant dans le tiers apical. En découle le questionnement à propos de l'effet sur la stabilité primaire.

« Effect of implant design on initial stability of tapered implants » (24) a été écrit en 2009 par Chong et al. Ils ont cherché à déterminer si le design implantaire des lames auto-taraudantes avait un effet sur la stabilité initiale des implants coniques.

Deux designs implantaires, de deux marques différentes, sont pris en compte dans cette étude : l'un comportant des lames auto-taraudantes, l'autre n'en comportant pas. Ils ont ensuite été placés à 3 profondeurs différentes : tiers apical, tiers moyen, et insertion complète, dans des blocs en polyuréthane simulant 3 densités différentes (D1 la densité la plus élevée, D2 la densité moyenne, D3 la plus faible).

La fréquence de résonance (RF) a été mesurée déterminant la stabilité des implants. Cette mesure RF a permis d'établir un quotient de stabilité implantaire (ISQ).

L'analyse des résultats expose que dans une densité élevée ainsi que dans une densité moyenne lorsque les implants sont insérés en totalité, la forme non auto-taraudante a une meilleure stabilité initiale que la forme auto-taraudante.

Cette étude démontre que le design de la totalité de la surface implantaire est important pour la stabilité primaire, et non pas seulement le tiers apical. Le design non auto-taraudant, testé ici, a une meilleure stabilité initiale. Par ailleurs, la profondeur d'insertion et la densité osseuse sont plus fortement associées à la stabilité primaire que le design de l'implant.

Les implants classiques ont un nombre de spires supérieur aux implants auto-taraudants, ce qui accroît la surface en contact avec l'os adjacent. Les lames auto-taraudantes réduisent l'aire de surface des spires, et donc le contact os-implant dans la partie apicale. La compression latérale de l'os associé au design des spires auto-taraudantes n'améliore pas la stabilité primaire.

De plus, la stabilité primaire peut être mise en relation avec la profondeur d'insertion, la densité osseuse et le design de l'implant. Et il apparaît que le design de l'implant est le paramètre ayant le moins d'effet sur la stabilité primaire, alors que la profondeur est le facteur qui l'influence le plus, suivi par la densité osseuse.

Autre étude mettant en lien stabilité primaire et implant auto-taraudant dans une densité osseuse moyenne, « Primary stability and self-tapping blades : biomechanical assessment of dental implants in medium-density bone » (25) a été publiée en 2011.

60 implants ont été utilisés dans des blocs en polyuréthane simulant une densité osseuse moyenne. La moitié était des implants auto-taraudants, l'autre moitié n'était pas des implants auto-taraudants. Le design des implants est exactement le même, un seul système implantaire a été étudié ici. La seule différence constitue la présence de lames coupantes sur la moitié de la portion apicale des implants auto-taraudants.



**Fig 8** : design implantaire auto-taroudant (à gauche) et classique (à droite). (25)

Cinq facteurs ont été enregistrés : le torque d'insertion, la fréquence de résonance (RFA), le torque de retrait, et les tests pull-out et push in.

Il apparait que les implants non auto-taroudants ont des valeurs significativement plus élevées pour toutes les mesures, excepté la RFA. La RFA et l'ISQ (quotient de stabilité de l'implant) ont des valeurs similaires entre les deux groupes.

Dans cette étude, le protocole de forage, la densité osseuse, et la géométrie de l'implant ont été des facteurs constants. Pour cela, les différences entre les valeurs de stabilité semblent être en lien avec les caractéristiques du design implantaire : les lames auto-taroudantes.

Les données de cette analyse indiquent qu'en général les implants sans lames auto-taroudantes ont une meilleure stabilité primaire que les implants qui en ont.

Il apparait que dans des conditions cliniques, in vivo, dans les cas de qualité osseuse moyenne, la stabilité primaire pourrait être améliorée en ne procédant pas à un taroudage après le protocole de forage. Dans un os de plus forte densité, la procédure standard incluant un taroudage est recommandé.

Cet aspect du design implantaire a donc son importance, de même que les paramètres étudiés précédemment. Un implant auto-taroudant n'offre pas une meilleure stabilité primaire qu'un implant classique dans un os de forte densité, dans lequel un taroudage reste indiqué. Ce design auto-taroudant trouvera son application dans les os de faibles densités, assurant une meilleure fixation, stabilité de l'implant.(26)

	Année	Type d'étude	Stabilité primaire d'un implant non auto-taroudant	Stabilité primaire d'un implant auto-taroudant
<i>Effect of implant design on initial stability of tapered implants.</i> Chong et al	2009	Etude comparative non randomisée	+	-
<i>Primary stability and self-tapping blades: biomechanical assessment of dental implants in medium-density bone.</i> Kim et al	2011	Etude comparative non randomisée	+	-

**Tableau 4** : Synthèse de l'impact d'une forme auto-taroudante sur le succès implantaire



### 3.1.2 Technique de mise en œuvre

Le succès d'un implant dépend en partie de la capacité de l'os à assurer la cicatrisation initiale. En cela, une préparation atraumatique du lit implantaire est essentielle. Des études récentes ont démontré que les effets du forage osseux favorisaient les échecs implantaires. Les dommages thermiques et mécaniques doivent être minimisés lors de la préparation du site implantaire.

#### a. Température de forage

Lors du forage, la résistance de l'os cortical est responsable de l'augmentation de la température osseuse. Cette élévation de température, principalement due à la chaleur de friction, peut aboutir à une nécrose tissulaire. Il est difficile de déterminer le seuil thermique causant des dommages osseux irréversibles. Il est évident qu'au-dessus de 70°C, la mort des cellules est reconnue ; pour certains, cette température seuil pourrait être de 50°C.

Article publié en 2009, « Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report » (27), Augustin et al ont voulu évaluer la distribution spatiale de l'élévation de la température au cours du forage, grâce à des caméras thermographiques infrarouge.

Dans cette étude animale, l'épaisseur de la corticale était de 4 à 5 mm, et il n'y a pas eu d'irrigation externe.

Les résultats montrent que l'élévation de la température est irrégulière, et que la valeur la plus importante se situe le long de l'os cortical, os le plus compact. L'augmentation de température se distribue selon la forme de l'os cortical (en anneau), lequel cause la plus haute résistance au forage. De plus, la zone apicale du foret a pu avoir une température dépassant les 47°C, sur une longueur de 5 mm environ, correspondant à l'épaisseur de l'os cortical. La cause principale d'élévation de température dans l'os est la chaleur produite par la friction, cela pouvant aboutir à une nécrose osseuse thermique.

Une des limites de cette étude réside dans le fait qu'elle ait été faite in vitro, donc dans des conditions différentes des conditions cliniques. En effet, il n'y avait pas de flux sanguin, et donc pas de transfert de chaleur par convection pour refroidir et hydrater l'os.

En conclusion, l'élévation de température se répand selon l'os cortical, os dense compact, où est générée une chaleur de friction importante lors du forage. L'augmentation de la température est inévitable lors du forage. La cavité médullaire contribue à la dissipation thermique grâce à sa structure gélatineuse. La distribution spatiale dépend de la dureté des éléments forés (os cortical), et de la forme du matériau foré.

On peut supposer qu'une vitesse de forage optimale, associée à une irrigation, pourrait réduire la production de chaleur.

L'influence de la vitesse de rotation des forets sur la cicatrisation précoce de l'os a été abordée par Yenyol et al dans l'article « The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants ». (28)

Pour cela, 36 implants ont été placés à des vitesses de forage de 100, 500 et 1000 tours par minute, avec une irrigation abondante. Ils sont restés une semaine ou 3 semaines in vivo.

Les paramètres mesurés sont le contact os-implant (BIC), et l'aire occupée par l'os (BAFO pour bone area fraction occupancy).

Le BIC a significativement augmenté pour tous les groupes entre la 1<sup>ère</sup> et la 3<sup>e</sup> semaine post-chirurgicale. L'augmentation du BIC entre la 1<sup>ère</sup> et la 3<sup>e</sup> semaine a été la plus importante dans le groupe à 100 tours/minute.

Par contre, concernant le BFAO, il n'y avait pas de différence significative entre la 1<sup>ère</sup> et la 3<sup>e</sup> semaine aux vitesses de 100 et 500 tours par minute. Pour la vitesse de 1000 tours par minute, une différence notable a été relevée entre les périodes d'observation. A une semaine, les groupes de 100 et 500 tours/minute avaient un BFAO plus important que le groupe à 1000 tours/minute. Ce qui était l'inverse à 3 semaines.

Le degré de traumatisme chirurgical produit a donc été différent. On a pu observer, à une semaine de la chirurgie, des fragments osseux comblant les espaces entre les spires plus nombreux à basse vitesse. A 3 semaines, de l'os tissé était présent partout et les fragments avaient été éliminés naturellement par le processus de régénération osseuse.

Par conséquent, la vitesse de forage est un facteur décisif pour une cicatrisation précoce, et une ostéo-intégration précoce. Un forage trop lent ou trop rapide génère de plus grandes forces de compression et donc une génération de chaleur plus importante. Un forage à 1000 tours par minute semble produire les réponses biologiques les plus fortes.

L'article suivant «Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited » (29), de 2008, recherche les conditions optimales pouvant permettre de réduire la température lors du forage. Plusieurs paramètres du processus de forage ont été évalués pour connaître leur répercussion sur la température de l'os.

Ainsi les diamètres de forets 2.5, 3.2, et 4.5 mm, la vitesse de forage de 188, 462, 1 140 et 1 820 tours par minute, la vitesse de travail de 24, 56, 84, et 196 mm/min, l'angle de coupe des forets de 80°, 100° et 120°, l'irrigation externe avec de l'eau à 26°C ont constitué les variables de cette étude, réalisée sur des fémurs de porc.

Les résultats ont mis en évidence que l'étude de chaque combinaison de vitesse de forage et du diamètre des forets avec une irrigation externe permettait d'avoir une température bien en dessous du seuil critique, soit entre 29.9 et 33.9°C. Sans irrigation externe, et avec la même combinaison de paramètres, les températures étaient comprises entre 31.4 et 55.5°C.

Les températures au-delà du seuil critique ont été enregistrées lors de l'utilisation de forets de 4.5 mm, à vitesse élevée (1 140 et 1820 tours/minute), sans irrigation externe.

Une forte corrélation a pu être relevée entre l'augmentation de la température osseuse et l'augmentation de la vitesse de forage et du diamètre des forets. De plus, la vitesse de forage a un impact plus important que le diamètre des forets. Lorsqu'il existe une irrigation externe, le degré de corrélation est inférieur.

Lorsque les vitesses de travail et les angles de coupes ont été étudiés, les analyses statistiques n'ont pas montré d'impact significatif des différents angles de coupe des forets sur la variation de la température de l'os. La vitesse de travail la plus élevée conduit à la plus faible élévation de température osseuse. Toutes les mesures de température obtenues étaient au-dessus du seuil critique, pour toutes les combinaisons de paramètres.

En conclusion, l'irrigation externe est le facteur de refroidissement le plus important. Malgré toutes les combinaisons de paramètres utilisées, l'existence d'une irrigation externe a pu permettre le maintien de la température osseuse en dessous de 47°C.

L'augmentation du diamètre des forets et de la vitesse de forage ont été responsables de l'augmentation de la température osseuse. Mais la vitesse de forage l'impacte plus que le diamètre des forets.

Les variations d'angles de coupe des forets n'ont pas eu d'influence sur l'élévation de la température osseuse.

Lorsque l'on augmente la vitesse de travail, l'élévation de température osseuse est plus faible ; une vitesse de travail importante réduit le temps de forage et donc la durée d'accroissement de la température.

Pour maintenir la température osseuse au niveau le plus faible possible, la meilleure procédure consiste donc à utiliser des forets de petits diamètres lorsque c'est possible, associée à une vitesse de forage faible et une vitesse de travail élevée, tout ceci associé à une irrigation externe systématique.

	Année	Type d'étude	Résultats
<i>Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report.</i> Augustin et al	2009	Etude comparative non randomisée	Les températures les plus élevées sont le long de l'os cortical
<i>The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants.</i> Yeniyol et al	2013	Etude comparative prospective randomisée	Une vitesse de forage de 1000t/min est favorable à une bonne cicatrisation osseuse
<i>Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited.</i> Augustin et al	2008	Etude comparative	↗ Vitesse de forage et diamètre des forets = ↗ Température osseuse
			Angle de coupe des forets = ∅ d'impact sur la température osseuse
			↗ Vitesse de travail = ↘ Elévation de température

**Tableau 5** : Synthèse des sources d'élévation de température

## b. Irrigation

La qualité de l'irrigation lors de la préparation du lit implantaire dépend de plusieurs paramètres, certains d'entre eux ont été revus au cours d'études récentes.

Notamment celle de Sener et al, « Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths » (30) qui recherchent, le rôle de la température des solutions salines d'irrigation.

Pour réaliser cette étude, trois groupes ont été constitués : un groupe où le forage a été effectué sans irrigation, un groupe avec une irrigation externe constituée par une solution saline à 25°C, et un groupe où la solution d'irrigation était à 10°C. Des thermorésistances ayant une sensibilité thermique de 0.45°C ont été placées perpendiculairement dans des mandibules d'animaux, à 0.5 mm du site foré, et aux profondeurs de 3 mm, 7 mm, et 12 mm. Les températures maximales enregistrées lors du forage sans irrigation étaient de 50.9°C à 3mm, 47.4°C à 7 mm, et 38.1°C à 12 mm de profondeur. On constate que l'élévation de température est la plus importante à la surface de la cavité de forage, puis à 7 mm de profondeur, et l'élévation la plus faible est à 12 mm.

Avec les solutions d'irrigation à 25 et 10°C, les températures les plus hautes sont à 12 mm de profondeur. Les températures les plus faibles ont été enregistrées à 3 mm de profondeur. Toutes les autres mesures effectuées avec une solution d'irrigation à 25 et 10°C étaient en dessous de la température corporelle.

Il existe des différences de structure entre l'os superficiel cortical et l'os plus profond spongieux. Ainsi l'os cortical a un coefficient de friction supérieur à l'os spongieux. De plus, au cours du forage, l'os cortical sera soumis à des forces de frictions sur une durée plus importante. L'élévation de température sera en conséquence. Cependant, l'irrigation externe sera capable de faire baisser la température à ce niveau.

La conductivité thermique de l'os cortical est réduite par rapport à l'os spongieux. Cela signifie que la chaleur produite est toujours présente dans l'os cortical à l'arrêt du forage. Dans cette étude, il est dit que la température chute de 0.8°C par seconde à l'arrêt du forage. Par conséquent, l'irrigation de la cavité ne doit pas être stoppée entre les forets. L'irrigation externe semble alors être la plus appropriée.

En conclusion, cette étude expérimentale in vitro montre que la chaleur est plutôt générée dans la partie superficielle de la cavité de forage qu'en profondeur. Une élévation de température doit être anticipée dans les os de type 1 du fait des qualités de l'os cortical. Pour cela l'irrigation externe à température ambiante peut permettre un refroidissement satisfaisant au cours du forage.

Mais une solution saline à température inférieure est plus efficace dans le refroidissement de l'os, et l'irrigation du site semble devoir perdurer entre les étapes de forage.

Un article (31) un peu plus récent, de 2013, s'intéresse à l'impact du matériau des forets et de la méthode de refroidissement sur la variation de la température intra-osseuse.

L'objectif est d'évaluer la chaleur qui est produite par la friction intra-osseuse au cours du forage implantaire, en utilisant différentes méthodes de refroidissement, et des forets de

même géométrie mais ayant 3 types de matériaux différents. Pour ce faire les combinaisons suivantes de matériaux de forets et de refroidissement ont été testées :

- acier et irrigation externe,
- acier et irrigation interne,
- acier recouvert de nitrite de zirconium et irrigation externe,
- oxyde de zirconium et irrigation externe.

10 forets de chaque groupe ont été expérimentés ex vivo. La température intra-osseuse lors du forage est mesurée à 4, 8, et 12 mm.

La température intra-osseuse a augmenté avec tous les forets implantaires testés. Les valeurs médianes de température étaient plus élevées à 4 mm de profondeur qu'à 8 ou 12 mm. Il n'y avait pas de différences significatives dans la production de chaleur en fonction des différents matériaux des forets, mais l'étude a pu constater une production de chaleur légèrement plus importante à 4 mm de profondeur avec des forets en céramique.

Il existait cependant des différences significatives entre les groupes ayant une irrigation interne et ceux ayant une irrigation externe. Les forets ayant une irrigation interne génèrent significativement moins de chaleur intra-osseuse que lors de l'utilisation d'une irrigation externe.

La méthode de refroidissement joue un rôle sur le développement de la température intra-osseuse pendant la préparation du site implantaire, mais le matériau des forets ne semble pas avoir d'impact particulier.

Strbac et al (32) publient en 2014 une étude évaluant les changements de températures au cours du forage en fonction du système d'irrigation. Ainsi, les usages classiques d'irrigations externe et interne ont été comparés à une irrigation combinée.

Des conditions chirurgicales standards ont été reproduites sur des côtes de bovins. Les blocs osseux ont été divisés en groupe de façon randomisée, et les biais liés aux différentes densités osseuses étaient réduits. Au total 320 forages à une vitesse de 800 tours/minute ont été réalisés avec différents diamètres de forets, à différentes profondeurs (10 ou 16 mm) et avec différentes méthodes d'irrigation :

- absence d'irrigation
- irrigation externe
- irrigation interne
- irrigation combinée

Les variations de température ont été enregistrées en temps réel à l'aide de capteurs, et aux profondeurs de 2, 4, 8, 10, 11, 13, 16 mm. Les valeurs moyennes des 14 enregistrements de

température effectués à chaque forage ont été utilisées pour l'analyse de l'influence de la méthode d'irrigation, du diamètre du foret, et de la profondeur de forage.

Tous les relevés ont montré une augmentation de la température superficiellement, dans l'os cortical, et plus en profondeur dans l'os spongieux sans toutefois dépasser le seuil critique de 47°C.

De plus, une différence entre les profondeurs de forages a été constatée : les températures relevées lors du forage à 10 mm étaient les plus élevées entre 2 et 4 mm ; tandis que lors du forage à 16 mm, les températures les plus élevées se trouvaient entre 2 et 11 mm.

La profondeur de forage influence donc la génération de chaleur : la prolongation du temps de forage est corrélée à la production de forces de friction.

L'augmentation moyenne de température la plus élevée a été trouvée lors d'absence d'irrigation, suivi par l'usage de l'irrigation externe, puis l'irrigation combinée, et enfin de l'irrigation interne.

L'élévation de la température est significativement plus faible avec une irrigation interne qu'avec une irrigation externe. Une irrigation combinée semble être préférable à une irrigation externe seule lors d'un forage à profondeur plus importante.

L'efficacité de l'irrigation externe est confirmée dans la réduction de température de la zone corticale superficielle. L'irrigation combinée permet une réduction satisfaisante de l'élévation de température se produisant au cours du forage, et elle trouve son indication dans les sites où la profondeur de forage est plus importante.

Cependant, la qualité de la désinfection et de la stérilisation d'un système à irrigation interne doit être mises à l'épreuve afin d'affirmer l'absence de risque infectieux.

	Année	Type d'étude	Résultats
<i>Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths.</i> Sener et al	2009	Etude comparative non randomisée	↘ Température d'irrigation externe = ↘ Température osseuse
<i>Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant.</i> Harder et al	2013	Etude comparative non randomisée	∅ rôle du matériau des forets sur la température osseuse ≠ Type d'irrigation (interne/externe)
<i>Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model.</i> Strbac et al	2014	Etude comparative randomisée	Qualités de refroidissement : absence d'irrigation < irrigation externe < irrigation combinée < irrigation interne

**Tableau 6** : Synthèse des caractéristiques de l'irrigation

### c. Choix des forets et protocole de forage

La technique chirurgicale de mise en œuvre est un paramètre pouvant permettre de minimiser les traumatismes liés à la chirurgie.

Afin de connaître les choix de forets les plus appropriés à la réussite d'une chirurgie implantaire, ainsi que les protocoles les plus adaptés, nous allons étudier un ensemble d'articles qui se sont penchés sur la question.

En premier lieu, s'appuyant sur la connaissance de l'influence de la température sur la cicatrisation osseuse, l'article « Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills » (33) s'intéresse aux conséquences de la forme du foret sur la production de chaleur dans l'os.

Ils ont comparé les élévations de températures dans la zone apicale des forets lors de l'utilisation de forets implantaires cylindriques et coniques dans de l'os cortical.

Pour ce faire, 2 types de forets implantaires de même diamètre ont été utilisés sur de l'os cortical de bovins, associés à une irrigation externe. Un système A et B ont été définis, le A étant un foret cylindrique à 3 hélices, le B étant un foret de type conique à 4 hélices. Les relevés de températures sont effectués par thermographie infrarouge.



Lors du forage, la température moyenne enregistrée dans l'os cortical était de 31.2°C +/- 0.5°C pour le système A, et de 29.1°C +/- 0.6°C pour le système B. Dans la zone apicale, la température moyenne s'élevait à 32.1°C +/- 0.7°C pour le système A, et 29.6°C +/- 0.6°C pour les forets coniques. Les différences relevées entre les 2 groupes étaient significatives à chaque fois.

Les caractéristiques géométriques des forets jouent donc un rôle important sur la production de chaleur au cours de l'ostéotomie. Les températures sont significativement supérieures lors de l'utilisation d'un système cylindrique que lors de l'utilisation d'un système conique.

L'article «Influence of Implant Drill Materials on Wear, Deformation, and Roughness After Repeated Drilling and Sterilization » (34) a étudié un autre paramètre dont il faut rechercher l'effet : le matériau du foret.

Ainsi, il souhaite évaluer la déformation, la rugosité, et la perte de masse de l'acier inoxydable, de la zircone, et du revêtement de carbone sous forme de diamant amorphe (DLC) après un usage multiple et plusieurs processus de stérilisation. Il faut noter que la stérilisation peut entraîner la formation de corrosion, une augmentation de la résistance à la rotation, une réduction de l'efficacité de coupe, et une déformation de la zone coupante.

Pour les procédures de forage, réalisées sur animaux à 800 tours par minute, 3 groupes ont été constitués :

- G1 : acier inoxydable
- G2 : revêtement DLC
- G3 : zircone

Chaque groupe a été sous divisé en 5 groupes en fonction du nombre d'usage des forets (0, 10, 20, 30, 40 fois).

Il n'a pas été observé de résultats significatifs concernant les facteurs de perte de masse et de rugosité quel que soit le groupe ou sous-groupe.

Tous les groupes avaient des signes d'usure des forets caractérisés par des dommages des surfaces de coupes, et le G2 présentait un délaminage de son revêtement. De plus, dans ce dernier groupe, l'usure est étroitement liée au nombre d'ostéotomies réalisées.

La mise en œuvre du protocole de forage ayant suivi les recommandations du fabricant, dans le G3 les premiers forets utilisés pour disloquer l'os cortical n'étaient pas des forets en zircone mais en acier. Cela a pu contribuer aux bons résultats obtenus pour ce groupe.

Les forets du groupe G1 montraient le plus d'irrégularité de surface, alors que les arêtes des lames étaient les plus régulières dans le groupe G3.

Les forets zircone ont donc une régularité de surface plus satisfaisante que les forets en acier. Mais il reste à mettre en relation leur utilisation avec la génération de chaleur lors du forage.

Les caractéristiques des forets jouant un rôle majeur dans le succès implantaire, on peut ne pas seulement s'arrêter à la forme générale du foret ou à son matériau, mais essayer de trouver d'autres éléments anatomiques ou de surface ayant une fonction dans l'élévation de température.

C'est ainsi qu'une étude de 2006 (35) comparant 3 systèmes de forets met en relation les spécificités anatomiques de ces forets à la production de chaleur, après un usage répété.

Les températures sont enregistrées au cours du dernier forage de la séquence, à l'aide d'un dispositif spécial placé à 15 mm de profondeur et à 0.5 mm de la zone de travail. Un protocole de forage a été appliqué sur un os cortical bovin, utilisant un système d'irrigation externe.

Nous avons ici 3 systèmes de forets :

- Système A : trois lames hélicoïdales avec un angle de dépouille
- Système B : trois lames hélicoïdales sans angle de dépouille
- Système C : deux lames hélicoïdales avec angle de dépouille.

Les températures avaient tendance à être plus élevées après de multiples usages. Les températures recueillies pour les systèmes A et C étaient inférieures à 47°C, même après 25 utilisations ; contrairement au système B pour lequel les 47°C étaient dépassés dès le premier usage et l'inspection au microscope rapportait une usure après 25 utilisations.

Les systèmes A et C offrent des résultats acceptables après 25 manipulations. Le système B produit plus de chaleur et montre des signes d'usure visibles à l'œil nu.

La géométrie des forets est un aspect important dans l'élévation de la température. Le système B ne comporte pas d'angle de dépouille et l'élimination des débris est ici plus difficile que pour les autres systèmes. Après un usage répété des forets, on constate une élévation des températures osseuses.

Il est acquis qu'un usage répété des forets confère une usure et donc une efficacité de coupe moindre, se répercutant sur la température du site chirurgical. Cela se retrouve dans l'étude de Scarano et al (36) qui ont évalué la hausse de la température osseuse en fonction du nombre de préparations implantaire effectuées par un foret.

L'élévation de température dans l'os cortical était dépendante du nombre d'utilisation des forets. Ils confirment donc l'importance du lien entre usure des forets et génération de chaleur.

Autre aspect à étudier dans la mise en œuvre des protocoles de forage : l'utilisation de séquences multiples ou l'usage unique? Leur influence sur les variations de température a été recherchée par Gehrke et al dans son article « Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus Multiple Drilling Steps: An In Vitro Investigation ». (37)

Des blocs synthétiques osseux mimant une densité de type 1 ont été utilisés pour le protocole de forage. On sait que ce type osseux est celui qui conduit à un risque plus élevé de développer un échauffement lors de la préparation du site. 3 groupes ont été constitués :

- Groupe 1 : séquence utilisant 3 fraises de diamètre progressif pour la mise en place d'un implant de 4.1 mm cylindrique.
- Groupe 2 : séquence utilisant 3 fraises de diamètre progressif pour la mise en place d'un implant de 4.3 mm conique.
- Groupe 3 : forage avec une seule fraise pour la mise en place d'un implant de 4.2 mm conique.

Pour chaque groupe, 20 forages ont été réalisés sans irrigation, et 20 avec une irrigation externe. Un thermocouple, placé dans les 2 mm superficiels des blocs, a recueilli les températures durant les ostéotomies.

Les températures moyennes en absence d'irrigation étaient de :

- $25.5^{\circ}\text{C} \pm 1.24^{\circ}\text{C}$  pour le groupe 1,
- $28.1^{\circ}\text{C} \pm 1.76^{\circ}\text{C}$  pour le groupe 2,
- $26.5^{\circ}\text{C} \pm 1.79^{\circ}\text{C}$  pour le groupe 3.

Les températures moyennes recueillies lors de forages avec irrigation étaient de :

- $20.4^{\circ}\text{C} \pm 1.17^{\circ}\text{C}$  pour le groupe 1,
- $22.2^{\circ}\text{C} \pm 1.38^{\circ}\text{C}$  pour le groupe 2,
- $20.2^{\circ}\text{C} \pm 0.82^{\circ}\text{C}$  pour le groupe 3.

Les groupes 1 et 3 offraient des résultats similaires, tandis que le groupe 2 avait des élévations de température significativement plus élevées que les autres groupes.

Comme on a pu le voir, la durée nécessaire à la préparation implantaire impacte la production de chaleur. La réduction du temps de travail est bénéfique aux tissus car les dommages sont moins importants. Une prolongation de la mise en œuvre chirurgicale est négative pour les suites opératoires car il y a une amplification de la réponse inflammatoire due à une augmentation de la production de cytokines pro-inflammatoires.

Par ailleurs, un mouvement de va-et-vient est nécessaire lors du forage. Cela produit un effet de pompage, permettant l'accès de l'irrigation en profondeur. L'application du foret par intermittence, puis son retrait stimule le saignement et limite l'échauffement du site.

Cependant, un point qu'il est important de signaler : en réduisant le nombre d'étapes à la préparation du site, jusqu'à une unique étape, une erreur dans l'axe de forage se trouvera impossible à corriger, une parfaite précision est donc exigée.

Concernant le rapport du type de protocole à la température, l'usage unique n'a pas produit un échauffement de l'os plus important que les protocoles conventionnels et cette technique peut être considérée comme un procédé fiable.

Plusieurs auteurs ont convenu que la production de chaleur était plus faible lorsque la vitesse de forage augmentait. L'effet de la vitesse de forage sur la cicatrisation précoce de l'os a été revu par Yenyol et al. (28)

36 implants en titane ont été posés chez des chiens de façon randomisée aux vitesses de 100, 500, et 1000 tours/minute. Le torque d'insertion a été enregistré. Le contact os-implant (BIC pour Bone Implant Contact) et l'aire occupée par l'os (BAFO pour bone area fraction occupancy) ont été évalués à 1 semaine et à 3 semaines.

Dans la littérature, il est affirmé qu'une vitesse réduite ou excessivement élevée est responsable d'une compression plus importante et d'un accroissement de la température. Cette étude énonce que la vitesse de forage est un facteur décisif dans l'ostéo-intégration précoce, et à 1000 tours/minute il semble que la réponse biologique soit la plus favorable.

	Année	Type d'étude	Résultats
<i>Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills.</i> Sacarano et al	2011	Etude comparative non randomisée	↗ Température = Implant cylindrique : ++ Implant conique : +
<i>Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization.</i> Batista Mendes et al	2014	Etude comparative non randomisée	Matériau des forets : Acier < DLC < zircone
<i>Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization.</i> Chacon et al	2006	Etude comparative randomisée	↗ Nb de lames hélicoïdales + Présence d'angle de dépouille = ↘ élévation de température
<i>Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study.</i> Scarano et al	2007	Etude comparative non randomisée	↗ Nb d'utilisations = ↗ Elévation de température
<i>Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus Multiple Drilling Steps: An In Vitro Investigation.</i> Gehrke et al	2015	Etude comparative non randomisée	∅ différences ↗ température lors de l'usage unique ou multiple
<i>The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants.</i> Yeniyol et al	2013	Etude comparative prospective randomisée	Une vitesse de forage de 1000t/min est favorable à une bonne cicatrisation osseuse

**Tableau 7** : Synthèse des caractéristiques de choix des forets

#### d. Torque d'insertion

La stabilité primaire est fondamentale dans l'obtention d'une bonne ostéo-intégration. On sait qu'elle dépend de la quantité des contacts os-implant mais aussi du stress compressif qui peut exister à l'interface des tissus et de l'implant. Le couple de serrage semble jouer un rôle dans l'acquisition de cette stabilité primaire. Plusieurs articles ont recherché l'existence d'interactions entre le torque d'insertion et différents facteurs.

La question de la relation à la stabilité primaire a été posée dans l'article « Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test » (38) en 2013 par Bayarchimeg et al.

Les diamètres de forage dépendaient du groupe expérimental, le diamètre de l'implant restant fixe. Des blocs osseux artificiels ont permis de reproduire différentes densités osseuses (10 dpc, 20 dpc, 30 dpc, 40 dpc, 50 dpc). 5 épaisseurs d'os cortical ont été utilisées : sans couche d'os cortical, puis des couches de 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, et 2 mm.

Le torque d'insertion (IT) et le quotient de stabilité de l'implant (ISQ) ont été relevés.

Dans le groupe 1, il a été évalué la corrélation entre l'IT et la stabilité implantaire en fonction de la densité osseuse. Les valeurs moyennes d'IT et ISQ s'élèvent proportionnellement à l'augmentation de la densité des blocs osseux.

Dans le groupe 2, la variable était le diamètre du dernier foret utilisé. Les valeurs moyennes d'IT réduisent lorsque le diamètre du dernier foret s'accroît. Pour l'ISQ les résultats n'étaient pas significatifs.

Le groupe 3 recherchait le rapport d'IT et ISQ avec l'épaisseur de l'os cortical. Les valeurs moyennes d'IT et ISQ augmentent avec l'épaisseur de l'os cortical.

Pour le groupe 4, le lien de l'os spongieux à l'IT et l'ISQ a été étudié. Les valeurs moyennes d'IT augmentent avec une élévation de la densité osseuse spongieuse, mais pour l'ISQ la corrélation était faible.

Dans le groupe 5, il est évalué la corrélation entre l'IT et la stabilité implantaire en fonction du diamètre du foret final dans des blocs osseux avec une épaisseur corticale de 1.5 mm. Les valeurs moyennes d'IT réduisent d'autant que le diamètre du foret final augmente, mais la corrélation avec l'ISQ est faible.

La stabilité primaire ne dépend donc pas seulement du torque d'insertion mais également de la qualité osseuse.

Le torque d'insertion augmente avec la densité osseuse et avec l'épaisseur de l'os cortical. L'épaisseur de la couche d'os cortical joue un rôle déterminant dans l'acquisition de la stabilité primaire. Dans un os spongieux, la densité impacte l'IT mais a un effet limité sur la stabilité primaire. Elle ne peut pas être acquise en réduisant le diamètre du dernier foret dans le but d'accroître l'IT.

Connaissant désormais la relation du torque à la stabilité primaire, on peut se demander si un torque élevé est plus ou moins favorable qu'un torque faible dans l'accomplissement d'une bonne thérapeutique implantaire. Pour cela l'article « High versus low implant insertion

torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. » (39), de Trisi et al, a été revu.

Ils ont comparé la cicatrisation de l'os mandibulaire animal durant les 6 semaines suivant la pose d'implants à torque élevé (high torque, HT) c'est-à-dire en moyenne à 110 Ncm, ou faible (low torque, LT) en moyenne à 10 Ncm. Les valeurs de RFA, de l'ISQ et du torque de retrait ont été relevées, ainsi que le contact os-implant.

Lors du placement des implants, l'utilisation d'un torque élevé a conduit à des fractures et micro-fractures de l'os cortical. Cependant, les implants du groupe HT avaient une apposition osseuse significativement plus élevée que ceux du groupe LT, quel que soit la phase de cicatrisation observée. Ceci a notamment été bien visible après la 1<sup>ère</sup> semaine de cicatrisation : dans le groupe HT on observe une bonne adaptation, tandis que l'inverse se produit dans le groupe LT, avec l'observation de vides entre l'os et l'implant.

Le torque de retrait était plus important dans le groupe HT que dans le LT. Une semaine après la chirurgie, il existait une perte de stabilité primaire significative dans le groupe HT. Ce n'était pas le cas aux autres dates d'observation. Dans le groupe LT, il a pu être obtenu une augmentation de la stabilité primaire progressive puis significative après 4 semaines.

Le relevé de RFA n'a pas pu être mis en relation avec ces modifications histologiques et biomécaniques.

Par conséquent, un torque d'insertion élevé dans un os cortical n'induit pas de nécrose osseuse ou d'échec implantaire, malgré la compression et les micro-fractures que subit l'os. Le remodelage osseux est plus rapide que lors de l'utilisation d'un torque faible, et la stabilité primaire des implants est améliorée.

Ceci est confirmé par l'étude de Khayat et al (40), réalisée en 2013, exposant que l'utilisation d'un torque élevé n'empêche pas l'ostéo-intégration. Mais cette étude montre que les différences relevées ci-dessus entre les torques et leur effet sur la cicatrisation ne sont plus valables lorsqu'un examen est effectué à un an de la chirurgie.

Enfin, autre élément important à connaître, c'est la relation du torque à la densité osseuse. Ceci a déjà été un peu abordé par le 1<sup>er</sup> article, mais sera développé par l'étude « Peak insertion torque correlated to histologically and clinically evaluated bone density ».(41)

Dans cet article, le type osseux a été établi selon le sens tactile du chirurgien au cours du forage. 40 implants ont été posés chez 18 patients et le torque d'insertion (IT) a été relevé.

La valeur moyenne de IT était significativement plus élevée dans l'os de type 1 que dans le type 4. Les os de type 2 et 3 avaient des valeurs intermédiaires sans différences valables entre ces 2 types osseux.

Un lien existe entre la qualité de l'os et le torque d'insertion, une grande qualité osseuse étant associée à un torque élevé. Ainsi, sa valeur sera plus importante dans la région mandibulaire antérieure, suivie par la région mandibulaire postérieure puis par le maxillaire. Quel que soit la densité il n'existe aucune corrélation entre l'IT et la longueur ou le diamètre de l'implant.

Cependant, selon Dos Santos et al (42), la géométrie de l'implant et du pas de vis, ainsi que son état de surface, pourrait influencer le torque maximal d'insertion d'un implant. Selon eux, un implant ayant une surface traitée, rugueuse, a un coefficient de friction plus élevé, et par conséquent un couple de serrage plus élevé que les surfaces usinées. De plus, les résultats exposent un torque d'insertion plus élevé pour les implants coniques que cylindriques.

Selon les auteurs cela est à mettre en lien avec les différences de surfaces de contact, et donc la géométrie du pas de vis.

	Année	Type d'étude	Résultats
<i>Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test.</i> Bayarchimeg et al	2013	Etude comparative non randomisée	↗ Torque d'insertion = ↗ Stabilité primaire
<i>High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible.</i> Trisi et al	2011	Etude comparative prospective randomisée	↗ Torque d'insertion ≠ ↘ ostéo-intégration + ↗ Remodelage osseux et stabilité primaire
<i>Peak insertion torque correlated to histologically and clinically evaluated bone density.</i> Makari et al	2011	Etude comparative non randomisée	IT le plus élevé = os de type 1 ∅ lien avec longueur ou diamètre de l'implant
<i>The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants.</i> Dos Santos et al	2011	Etude comparative non randomisée	Torque maximal = Implant conique avec une surface traitée

**Tableau 8** : Synthèse de l'impact du torque d'insertion sur le succès implantaire



#### e. Guide chirurgical

L'utilisation d'un guide chirurgical permet une réduction du temps de travail et des erreurs chirurgicales, et améliore la précision. 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.

Nous connaissons l'impact de la production de chaleur et de différents facteurs sur la cicatrisation osseuse, mais quel peut être l'impact de l'utilisation d'un guide chirurgical sur la cicatrisation, et notamment dans la génération de chaleur?

L'analyse de Misir et al (43) confronte deux systèmes de mise en œuvre, avec et sans guide chirurgical, et recueille les valeurs des températures produites au cours de ces forages. In vitro, dans de l'os bovin, des thermocouples ont été placés à 3, 6, et 9 mm de profondeur. Les valeurs ont été enregistrées lors du dernier forage de la séquence. 4 groupes ont été réalisés :

- TG1 : groupe ayant un système d'irrigation externe et utilisant un guide chirurgical,
- CG1 : groupe ayant un système d'irrigation externe et utilisant une préparation classique,
- TG2 : groupe ayant un système d'irrigation interne et externe, et utilisant un guide chirurgical,
- CG2 : groupe ayant un système d'irrigation interne et externe, et utilisant une préparation classique.

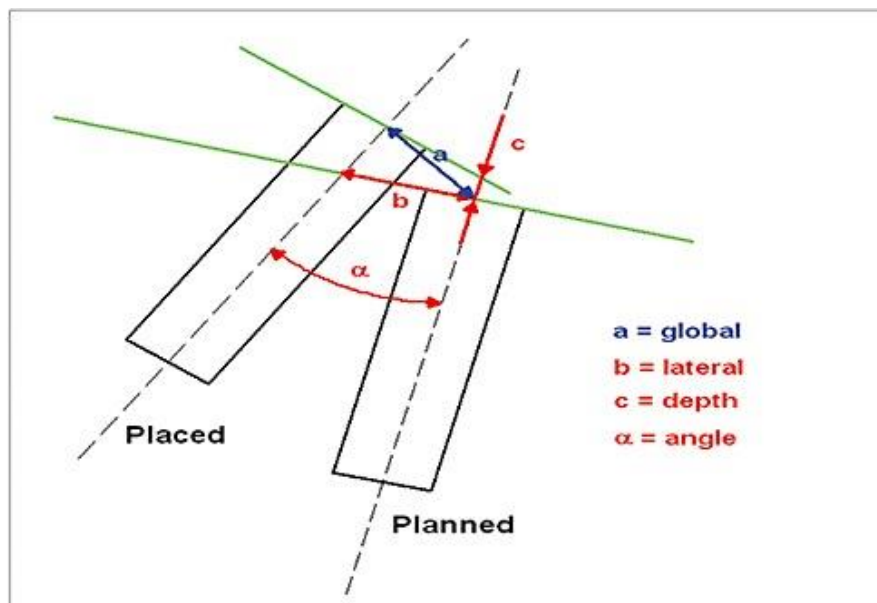
A chaque profondeur d'enregistrement des températures, des différences significatives ont pu être établies entre les groupes avec guide chirurgical et les groupes ayant une préparation classique.

Lors de la réalisation d'une ostéotomie, l'utilisation d'un guide chirurgical conduit donc à une production de chaleur supérieure à un protocole classique de préparation implantaire, et ce quel que soit le type d'irrigation choisi, probablement car l'efficacité de l'irrigation est amoindrie.

L'utilisation de guides chirurgicaux réalisés par stéréolithographie (consistant en une technique de prototypage rapide à partir d'un modèle numérique) s'est développée au cours des dernières années. Il semble donc approprié de connaître les complications chirurgicales et prothétiques de cette technique ainsi que l'importance des déviations et donc de perte

d'exactitude qu'elle procure. L'article (44) de D'haese et al propose une revue de la littérature à ce sujet.

Parmi les documents sélectionnés, l'existence de déviations apicales entre la position planifiée de l'implant et la position réelle de l'implant post-opératoire a pu être mise en évidence dans plusieurs études, in vitro, ex vivo et in vivo. Cependant, ces déviations étaient réduites par rapport à un système de guide chirurgical classique.



**Fig 9 :** Evaluation tridimensionnelle de la position virtuelle planifiée et de la place réelle in vivo de l'implant. (44)

Plus l'extension d'un guide dento-muquo-portée est importante, plus le risque d'avoir un effet secondaire de flexion est élevé. Un guide chirurgical présentant des dents au voisinage de la zone implantaire aura moins de déviations que des implants distaux, positionnés en fin de guide. Par extension, les guides dento-supportés conduisent significativement à de plus faibles déviations que les guides à appuis muqueux et osseux. Ex vivo, la moyenne de déviation coronaire était de 1.13mm, la moyenne de déviation apicale était de 0.9mm, et la moyenne de l'angle de déviation était de 3.9°.

Les complications peuvent être réparties en complications précoces ou tardives, et en mécaniques (concernant un problème d'ajustage, une fracture de la prothèse, un manque de rétention de la prothèse, des difficultés d'élocution...) ou en problèmes tissulaires (inflammation, fistules, perte osseuse...). Une perte osseuse marginale moyenne de 1.9 mm a été relevée lors de l'utilisation de cette technique de mise en œuvre. Elle pourrait dépasser les 2 mm à 1 an de la chirurgie dans 28% des cas. Ce chiffre indique donc une perte osseuse supérieure à un protocole classique.

On relève également un taux de survie plus faible à la mandibule qu'au maxillaire, pouvant s'expliquer par la densité de l'os mandibulaire qui mettrait en tension, fragiliserait le guide chirurgical et pourrait causer sa fracture. Cela pourrait aussi s'expliquer par une mauvaise irrigation de l'os : elle serait réduite par le guide, ce qui causerait une surchauffe osseuse, notamment à la mandibule, os plus dense.

Des précautions doivent donc être prises quant à la mise en pratique de cette technique.

	Année	Type d'étude	Résultats
<i>Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling.</i> Misir et al	2009	Etude comparative non randomisée	L'utilisation d'un guide produit une élévation de la température quel que soit le système d'irrigation
<i>Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature.</i> D'haese et al	2012	Revue de la littérature	Taux de survie inférieur lors de l'utilisation d'un guide chirurgical dans un os dense.  Guide dento supporté = - de déviations qu'un guide à appui muqueux ou osseux

**Tableau 9** : Synthèse du rôle de l'utilisation d'un guide chirurgical dans le succès implantaire

#### f. Chirurgie flapless

La chirurgie sans lambeau (flapless) a de nombreux avantages comme la préservation de la circulation sanguine, ainsi que de l'intégrité des tissus mous et des tissus durs, la réduction du temps chirurgical, l'amélioration du confort du patient, l'optimisation de la cicatrisation, la possibilité d'avoir une hygiène orale normale immédiatement après l'intervention.

Cependant, elle compte plusieurs inconvénients, tels que le manque de visualisation des structures vitales et des repères anatomiques par le chirurgien, un risque accru de malposition de l'implant, l'impossibilité de manipuler et d'améliorer les tissus mous, ou encore l'altération de l'irrigation externe pouvant créer des dommages secondaires à un problème thermique.

Il paraît intéressant de vouloir comparer une chirurgie classique et une chirurgie flapless, comme ont pu le faire Tsoukaki et al (45) dans une étude prospective randomisée, sur les plans cliniques, radiologiques, microbiologiques et immunologiques.

20 patients recevant 30 implants ont été répartis dans deux groupes distincts : un groupe contrôle où 15 implants ont été posés par une chirurgie avec lambeau, et un groupe test où 15 implants ont été posés par une chirurgie sans lambeau. Les examens ont eu lieu à 1, 2, 6 et 12 semaines post-chirurgicales. Pour cette étude, les enregistrements cliniques (recueil des indices de plaques, profondeur du sulcus), l'échantillonnage du fluide sulculaire (comportant de nombreux biomarqueurs de l'inflammation et de la résorption osseuse), l'analyse microbiologique, la radiographie numérique par soustraction ont été évalués.

A 6 et 12 semaines, la profondeur du sulcus péri-implantaire était significativement plus importante lors d'une chirurgie avec lambeau. La présence élevée de *Porphyromonas gingivalis*, *Treponema denticola* et *Tannerella forsythia* dans le groupe test indique la formation et la maturation rapide du sulcus péri-implantaire. Il existe une résorption osseuse autour des implants de  $0.29 \pm 0.06$  mm dans une chirurgie avec lambeau, ce qui n'est pas le cas d'une chirurgie flapless où la perte osseuse est inexistante avant la mise en charge. De plus, les patients signalent significativement plus de douleurs après une intervention avec lambeau ; et à une semaine de cicatrisation on peut noter que les marqueurs de l'inflammation sont plus élevés dans ce groupe.

La chirurgie flapless montre une amélioration des résultats cliniques, radiographiques, et immunologiques par rapport à une chirurgie classique avec lambeau. De plus, les patients supportent mieux la voie flapless. Il faut cependant rester prudent sur la sélection du cas clinique, qui doit être adapté à cette technique.

La chirurgie flapless semble nuire à la conduite d'une irrigation externe efficace. C'est ce qui a été étudié en 2013 dans l'article « The effect of guided flapless implant procedure on heat generation from implant drilling » (46).

La production de chaleur a été évaluée in vitro, par la réalisation d'une procédure flapless et utilisant un guide chirurgical, donc à priori des conditions défavorables.

10 modèles en résine mimant une densité de type 1 ont été utilisés. D'un côté de la mandibule il a été réalisé une ostéotomie flapless et avec un guide chirurgical ; de l'autre l'ostéotomie a été réalisée avec une élévation de lambeau et avec un guide chirurgical. Une irrigation externe a accompagné les forages. La température a été mesurée avec des thermocouples lors du dernier forage.

Les températures moyennes maximales enregistrées à 3 et 6 mm lors d'une chirurgie flapless avec guide chirurgical étaient de 29.5°C et 32.6°C respectivement ; et de 29.4°C et 31.3°C

respectivement pour une intervention conventionnelle. Aucune différence significative n'a donc pu être mise en évidence.

Il est démontré ici qu'une ostéotomie réalisée en flapless et avec un guide chirurgical ne génère pas plus de chaleur qu'une procédure classique. Les forages ont été exécutés avec des mouvements de pompage, favorisant le passage de la solution d'irrigation et son efficacité.

	Année	Type d'étude	Résultats
<i>Clinical, radiographic, microbiological, and immunological outcomes of flapped vs. flapless dental implants: a prospective randomized controlled clinical trial.</i> Tsoukaki et al	2013	Etude comparative prospective randomisée	Flapless = amélioration des résultats cliniques, radiologiques, immunologiques.
<i>The effect of guided flapless implant procedure on heat generation from implant drilling.</i> Jeong et al	2014	Etude comparative non randomisée	Chirurgie flapless + guide chirurgical = ∅ production de chaleur supplémentaire

**Tableau 10** : Synthèse du rôle de la chirurgie flapless sur le succès implantaire

## 3.2 Critères issus de la connaissance de la physiologie

### 3.2.1 Densité

Un des buts de notre revue de la littérature était de connaître le lien entre une densité osseuse élevée et les échecs implantaire. Ce sera donc l'objectif de cette sous-partie.

Pour commencer, considérant la stabilité primaire comme critère décisif dans le succès de l'ostéo-intégration et donc le succès thérapeutique, nous recherchons le rôle que peut jouer la densité osseuse dans l'acquisition et la conservation de cette stabilité primaire.

Il est acquis que les macrodesign et microdesign implantaire ont un impact sur les valeurs de stabilité implantaire : un élargissement de 0.5 mm d'un implant offre 10 à 15% de surface supplémentaire, et une interface os-implant d'autant plus importante, permettant un degré d'ostéo-intégration supérieur. De plus, on sait que le filetage d'un implant a un effet sur le remodelage osseux : la densité osseuse augmente au sommet du pas de vis mais diminue dans les rainures. Les implants sans filetage ont un os moins compact à leur périphérie que les implants en forme de vis. L'ensemble de la forme de l'implant affecte la redistribution de la densité osseuse. (20)

C'est donc l'objet de l'article de Marquezan et al (47) proposant en 2012 une revue de la littérature à ce sujet.

Il existe différentes façons de déterminer la qualité, la densité de l'os : une façon subjective dont la référence est celle de la classification de Lekholm et Zarb, et une façon objective reposant sur une analyse tridimensionnelle de l'os, comme le CBCT (pour Cone Beam Computed Tomography) établi en Unités Hounsfield (HU). Le CBCT présente les avantages d'avoir une meilleure résolution, une dose d'exposition plus faible et un coût moindre par rapport au CT.

L'évaluation in vivo de la stabilité primaire peut se faire selon 3 unités de mesures subjectives :

- IT (insertion torque) pendant le placement de l'implant
- PTV (periotest value) mesure les vibrations de l'implant par percussion
- ISQ (implant stability quotient) mesure la fréquence de résonance

Les enregistrements de densité osseuse (en HU) montraient une différence selon le site. Ainsi, les valeurs étaient plus élevées à la mandibule qu'au maxillaire. De plus, les valeurs de IT indiquant la stabilité étaient supérieures à la mandibule plutôt qu'au maxillaire, et dans la région antérieure plutôt que postérieure.

La densité osseuse était plus importante chez les hommes que chez les femmes. Cependant, les valeurs de stabilité primaire n'ont pas pu mettre en évidence de corrélation avec le genre.

Il existait une corrélation modérée à élevée, en fonction des articles, entre l'ISQ et les HU, et une forte corrélation entre l'IT et les HU.

Dans cette revue de la littérature, l'ensemble des articles sélectionnés montraient l'influence positive de la densité osseuse du site receveur sur la stabilité primaire des implants.

Cette conclusion est également appuyée par d'autres articles comme celui de Ribeiro-Rotta et al (48) dont le résultat est que la stabilité intraosseuse d'un implant est principalement déterminée par la densité de l'os.

Dans la continuité, l'article de Monje et al « Effect of location on primary stability and healing of dental implants »(49), achève son étude en définissant qu'il existe une grande stabilité implantaire en zone mandibulaire antérieure (qui présentait l'ISQ le plus élevé) comparativement au maxillaire, que ce soit immédiatement après l'intervention ou à 4 mois de cicatrisation.

La qualité de l'os peut être déterminée par différents moyens, notamment par le CBCT, comme nous avons pu l'aborder précédemment. L'article d'Isoda et al (50) recherche la relation entre la stabilité primaire et la densité osseuse définie objectivement par des enregistrements faits à l'aide du CBCT.

Chez des animaux, la densité osseuse a été évaluée à l'aide du CBCT, puis 18 implants ont été posés, enregistrant simultanément le torque maximal d'insertion. Immédiatement après la pose, la stabilité a été mesurée par le relevé des valeurs d'ISQ.

Les résultats montraient qu'il existait un lien significatif entre la densité et l'IT, entre la densité et l'ISQ, et entre l'IT et l'ISQ.

Ainsi, la qualité osseuse précisément établie par CBCT présente une forte corrélation avec la stabilité primaire. De plus, cela laisse à penser qu'une évaluation de la densité osseuse telle qu'elle est réalisée ici pourrait permettre de prédire la stabilité initiale d'un implant.

La définition de la qualité de l'os apparaît donc comme primordiale dans la réalisation du projet implantaire.

La mise au point d'un outil diagnostique évaluant la qualité de l'os alvéolaire pendant la chirurgie implantaire semble alors intéressante. Cet outil, appelé BoneProbe, effectue un test compressif de l'os afin d'estimer les qualités mécaniques de l'os. Il est supposé que cela permettrait de mettre en œuvre le protocole technique idéal, et n'affecterait pas la cicatrisation et l'ostéo-intégration.

Dans l'étude de Karl et al (51), le BoneProbe a permis de tester la qualité de 6 sites implantaires et un groupe contrôle a vu la mise en place d'implants sans ce test. Les torques maximaux d'insertion et les stabilités primaires (ISQ) ont été notés. Après 5 et 20 semaines d'attente, le contact os-implant (BIC) et la densité de l'os (BMD) ont été quantifiés et analysés. Tous les paramètres étaient semblables quel que soit le protocole suivi, sauf pour le BIC où les valeurs étaient meilleures à 20 semaines de cicatrisation plutôt qu'à 5. Il y avait une corrélation satisfaisante des paramètres entre eux, notamment entre le BoneProbe et les BIC et BMD.

Il apparaît donc bien que ce test osseux qualitatif et quantitatif ne constitue pas un facteur préjudiciable pour le succès implantaire, éliminant l'aspect lésionnel de ce test. De plus, les mesures de BoneProbe offrent de bonnes évaluations de la qualité osseuse et par extension de stabilité implantaire, puisque les qualités mécaniques de l'os déterminent cette stabilité primaire.

Une autre méthode récente permettrait d'évaluer et caractériser la microarchitecture de l'os, c'est le T.B.S (Trabecular Bone Score)(52). Le procédé couple une technique classique d'acquisition de données sur la densité minérale osseuse du site à l'étude des niveaux de gris : les niveaux de gris obtenus lors d'images mesurant l'ostéodensitométrie sont réanalysés.

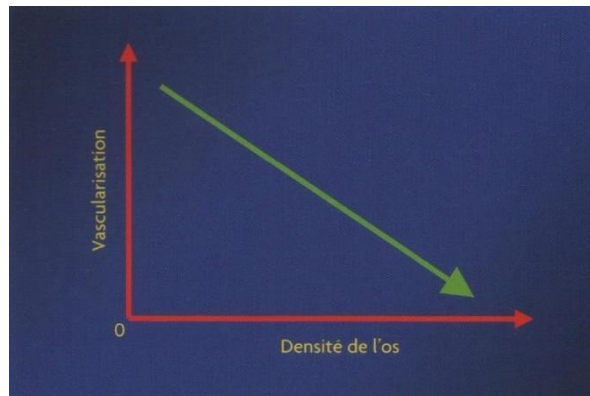
Ainsi, ce procédé peut être mis en œuvre à partir d'une radiographie panoramique, et trouverait de multiples indications notamment en chirurgie orale et implantaire en tant qu'examen complémentaire. En effet, le T.B.S caractérise précisément et de manière non invasive la microarchitecture osseuse avant, pendant, et après la chirurgie. Il pourrait permettre le suivi de l'ostéo-intégration et de la cicatrisation du site opératoire, l'évaluation précise de la qualité de la résorption d'un biomatériau de substitution osseuse et donc la date optimale d'intervention chirurgicale, ou encore l'évaluation d'un site de prélèvement osseux et de sa microarchitecture en vue d'une greffe.

L'ensemble des études détermine une forte corrélation entre stabilité primaire et densité osseuse, et la zone la plus favorable se situe au niveau mandibulaire antérieur. L'évaluation précise à l'aide de différents procédés aujourd'hui à notre disposition pourrait améliorer la prévention des échecs implantaires.



### 3.2.2 Vascularisation

Il existe des classifications des différents types osseux, dépendant de leur structure et de leurs caractéristiques propres, et qui sont *in fine* en rapport avec la qualité du réseau sanguin. En effet, les variations de localisations sont corrélées à des variations de densités vasculaires.



**Fig 10** : incidence de la densité sur la vascularisation. (6)

Il semble que la direction du flux sanguin puisse dépendre de plusieurs facteurs : la présence de dents, l'âge du patient, le degré de résorption de l'os alvéolaire, l'existence de problèmes systémiques. (53)

Lorsque l'implant est tout juste mis en place après l'ostéotomie, le premier tissu en contact avec la surface implantaire est le caillot sanguin comportant des plaquettes et de la fibrine. Quelques jours après l'intervention, un os tissé se met en place à la jonction os-implant. C'est un os trabéculaire de réparation avec de grands espaces médullaires riches en vaisseaux sanguins et cellules mésenchymateuses. Un site osseux saignant possède donc de meilleures capacités ostéogéniques. De plus le réseau vasculaire apporte la nutrition aux cellules en cours de différenciation. Par conséquent, les conditions de réparation osseuse sont plus favorables dans un os trabéculaire entouré de vaisseaux sanguins.(7) Un os de ce type a une composition permettant un remodelage rapide comparativement à un os cortical. Cet os trabéculaire sera par la suite remodelé en os lamellaire mature.

On met ici en évidence l'importance de la vascularisation dans le processus ostéogénique. L'interaction des éléments sanguins avec la surface de l'implant peut moduler la cicatrisation tissulaire en agissant sur la migration, la différenciation et l'activité des cellules ostéogéniques. La différenciation tissulaire est entièrement dépendante du tissu sanguin, l'ossification étant étroitement liée à la revascularisation des tissus. (54)

Il est intéressant de savoir plus précisément quelles sont les caractéristiques du réseau vasculaire aux abords d'un implant. La vascularisation constituant un vecteur de nombreux facteurs de croissance promoteur de l'ostéogenèse, comme nous l'avons dit, c'est un facteur clé du succès thérapeutique.

A ce propos, l'étude de Scardina et al (55) a défini 2 groupes : la moitié de l'échantillon recevant des implants, et l'autre n'en recevant pas. Ils évaluent ensuite la microcirculation péri-implantaire in vivo grâce à une technique de vidéo-capillaroscopie.

Il existe des similitudes d'anatomie tissulaire entre une muqueuse implantaire et une muqueuse saine. Dans les deux cas, c'est la terminaison des larges vaisseaux du périoste qui vient se distribuer à l'épithélium de jonction créant un plexus sulculaire. Dans un site sain, il y aura des anastomoses perpendiculaires à l'axe de la dent entre les vaisseaux alvéolaires et les vaisseaux du ligament parodontal. Dans un site implantaire, il n'existe pas de ligament parodontal, la distribution se fait parallèlement à la surface implantaire.

On peut observer que les capillaires sont disposés de façon parallèle et de façon perpendiculaire à la surface lorsqu'un implant est en place, tandis qu'en absence d'implant, tous les capillaires sont perpendiculaires à la surface. La densité vasculaire est plus importante au voisinage de l'implant.

La zone péri-implantaire a des spécificités vasculaires différentes de la physiologie saine en terme de morphologie et de densité.

Un aspect important à la viabilité des apports vasculaires est l'écart inter-implantaires. En effet, cette distance impacte la santé, la conservation de l'os et de sa vascularisation. Plusieurs études se sont penchées sur le sujet, et il en ressort qu'une distance minimale de 3mm permet d'obtenir une plus grande quantité de vaisseaux sanguins, indispensable pour un succès clinique. (56)

### 3.2.3 La stimulation endostée

S'appuyant sur les données précédentes, à savoir l'importance de la densité osseuse du site receveur, et l'importance de la vascularisation dans le processus de cicatrisation et d'ostéo-intégration, on peut soulever la question de la réussite de l'ostéo-intégration dans un site dense peu vascularisé.

L'os de type 1 est cet os faiblement vascularisé. Mais selon un certain nombre d'études, le forage d'une néo-alvéole implantaire peut permettre de déclencher l'apparition de systèmes de Havers. Les implants pourront ensuite être posés dans des conditions idéales, alors que la néo-vascularisation sera maximale. C'est ce que l'on appelle la « stimulation endostée ». (6)

Pour Marc Bert, le délai d'attente est de 6 semaines avant de pouvoir poser l'implant dans un site ayant reçu une telle technique.

Pour El Attar et al (57), ce n'est pas le cas. Pour eux, la réparation tissulaire s'effectue en 3 étapes : inflammation, tissu fibreux, et maturation. Dans leur étude, ils réalisent chez une trentaine de patients des forages selon les recommandations du fabricant. Le site est alors suturé après s'être assuré de laisser une cavité remplie de sang. Ici, 2 semaines s'écoulent avant la réouverture et la pose de l'implant. On est alors en phase fibreuse, phase permettant le début de la cicatrisation, suite au traumatisme osseux et d'échauffement, grâce à l'arrivée d'une néo-vascularisation et de fibres de collagènes irrégulières. La réouverture est faite selon le procédé flapless. Un léger curetage de la cavité et une irrigation sont effectués avant la pose. Dans cette étude, le vissage de l'implant se fera manuellement afin d'éviter une élévation de la température de l'os. La mise en charge a été immédiate et les patients ont été suivis pendant un an. Tous les implants ont été ostéo-intégrés avec ce protocole, et la résorption osseuse n'était pas significative.

Un article un peu plus récent de Bansal et al (58) évoque aussi le même type de technique. Ils s'accordent sur une période de délai de 2 semaines entre l'ostéotomie et la pose implantaire, considérant que la configuration physiologique est optimale pour recevoir l'implant. Leur étude rassemble des conditions similaires, avec la réalisation d'une ostéotomie précoce et un placement de l'implant retardé à 2 semaines, associé à une mise en charge immédiate, et à un suivi clinique et radiographique pendant 1 an. Il n'est apparu aucune mobilité et les pertes osseuses étaient négligeables.

Il semble que cette mise en œuvre, selon un protocole proposant un délai de 2 semaines entre le pré-forage et la pose de l'implant, soit viable et qu'elle puisse représenter une technique d'avenir dans l'implantologie orale.

## Discussion

---

En recherchant les paramètres impliqués dans les échecs précoces implantaire se produisant dans les densités osseuses élevées, nous avons réunis un ensemble d'articles, de revues, d'études qui dans l'ensemble avaient un niveau de preuve satisfaisant, soit un niveau B, de présomption scientifique. Globalement les études étaient comparatives et bien menées, excepté quelques-unes qui faisaient intervenir un nombre de variables trop important, entraînant des biais dans l'analyse des résultats.

Dans notre recherche, nous aurions aimé nous appuyer uniquement sur des études in vivo, mais la majorité étaient réalisées in vitro et sur animaux. De plus, idéalement, nous aurions souhaité que l'ensemble des articles revus fassent intervenir le critère clé de notre étude, soit la densité osseuse élevée, et nous aurions aimé pouvoir mettre en relation chaque sous-partie avec ce critère ; mais cela n'a pas pu être le cas de chacun des articles (comme pour l'utilisation d'un guide chirurgical ou une mise en œuvre flapless). Nous avons régulièrement dû privilégier les analyses faisant intervenir des variations de densités. Et nous avons recherché les effets des paramètres étudiés sur l'ostéo-intégration, la cicatrisation osseuse, la présence ou non de microlésions osseuses, la répartition des contraintes, l'impact sur la température osseuse...

Il ressort de notre travail que le type osseux a une place primordiale dans le succès implantaire. En effet, la stabilité intra-osseuse d'un implant est principalement déterminée par la densité osseuse. Comme cela a été exposé, il devient alors essentiel de vouloir évaluer précisément la densité de la zone à implanter, afin de planifier, surveiller, anticiper le devenir de l'implant, optimisant de ce fait le succès thérapeutique.

L'os de type 1 est un os faiblement vascularisé, offrant des possibilités limitées d'évacuation de la chaleur, et des surfaces de contact élevées comparativement à un os de plus faible densité. Des précautions sont alors à prendre lors d'une intervention dans un support de cette qualité, via la gestion de plusieurs paramètres.

Si l'on voulait dégager des consignes propres à l'implantation en densité élevée, elles seraient :

- L'utilisation d'implant en forme de vis, en privilégiant les implants coniques et cylindro-coniques, et bannissant les implants cylindriques.
- Préférer un pas de vis faible pour augmenter l'aire de surface et diminuer les contraintes.
- Favoriser les surfaces implantaires sablées-mordancées ou à revêtement de fibronectine.
- Ne pas utiliser de vitesses de forage trop faibles ou trop élevées (1000tr/min semblant donner de bonnes réponses biologiques).
- Mais appliquer une vitesse de travail importante.
- Irriguer systématiquement, et même entre les forets. L'irrigation combinée et à température ambiante offre des résultats satisfaisants mais une irrigation externe peut suffire.
- Utiliser des forets correspondant à l'implant (donc bannir les cylindriques), avec angle de dépouille, et limiter le nombre d'utilisations pour éviter la réduction d'efficacité de coupe et l'élévation de température.
- Tarauder avant la pose de l'implant.
- Un torque d'insertion élevé permet un remodelage osseux rapide et améliore la stabilité primaire.
- Attention aux guides chirurgicaux, qui entraînent la réduction du taux de survie à la mandibule.
- Si le cas le permet, la chirurgie flapless peut être utilisée.
- La stimulation endostée peut être mise en œuvre pour améliorer les résultats.

La gestion de l'ensemble de ces critères permet d'optimiser le devenir de l'implant, et compte tenu de l'importance de la vascularisation dans le succès de la chirurgie, la stimulation endostée y trouve aussi sa place.

La vascularisation est vecteur de différenciation tissulaire et donc de cicatrisation. La stimulation endostée exploite ces capacités-là. La réalisation d'un forage classique selon les recommandations du fabricant doit être effectuée. Le site sera suturé puis rouvert 2 semaines plus tard. L'implant pourra alors être posé dans des conditions extrêmement propices à l'intégration osseuse puisque tous les facteurs nécessaires à la cicatrisation seront déjà actifs.

## Conclusion

---

Bien que les échecs implantaires prématurés qui se produisent dans les densités osseuses élevées, favorables au succès thérapeutique ne soient pas les échecs les plus fréquents, ils doivent être analysés.

En définissant leurs causes d'apparitions, ainsi que les multiples paramètres décisifs ayant une incidence sur le résultat précoce, nous avons pu réunir un ensemble d'éléments qu'il faudra appliquer en pratique pour prévenir les échecs implantaires. Bien évidemment chaque cas est différent mais nous avons pu collecter un pool d'informations qui semble pouvoir aider à la mise en œuvre clinique et au succès implantaire.

La stimulation de la revascularisation semble être une technique de choix, aux résultats prometteurs.

Actuellement, l'objectivation des données et des résultats semble nécessaire. L'appréciation d'un échec naissant pouvant prêter à confusion ou ne pas être détecté ou détectable par le seul sens clinique du praticien, il serait intéressant de développer un outil d'évaluation fiable.

De plus, il reste un ensemble de renseignements à prendre quant à l'amélioration de la vascularisation. Par exemple, pourquoi ne pas se pencher sur l'utilisation de facteurs de croissance dans la stimulation de la cicatrisation ?

## Bibliographie

---

1. DAVARPANAH M, JAKUBOWICZ-KOHEN B, CARAMAN M, et al. *Les implants en odontologie*. Paris : éditions CdP. [S. l.] : [s. n.], 2010.
2. ESPOSITO, M., HIRSCH, J. M., LEKHOLM, U., et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*. Février 1998, Vol. 106, n° 1, p. 527-551.
3. ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P., et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1986, Vol. 1, n° 1, p. 11-25.
4. BERT, Marc. *Complications et échecs en implantologie*. Paris : Editions CdP, 1994.
5. ESPOSITO, M., THOMSEN, P., ERICSON, L. E., et al. Histopathologic observations on early oral implant failures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Décembre 1999, Vol. 14, n° 6, p. 798-810.
6. BERT, Marc et MISSIKA, Patrick. *Les clés du succès en implantologie Prévenir les complications et les échecs*. Rueil-Malmaison : Editions CDP, 2009.
7. DAVARPANAH, M et SZMUKLER-MONCLER, S. *Manuel d'implantologie clinique: concepts, protocoles et innovations récentes*. [Paris] : Éditions CdP, 2008.
8. ELIAS, Carlos Nelson, ROCHA, Felipe Assis, NASCIMENTO, Ana Lucia, et al. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Décembre 2012, Vol. 16, p. 169-180.
9. GRASSI, Sauro, PIATTELLI, Adriano, DE FIGUEIREDO, Luciene Cristina, et al. Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces. *Journal of Periodontology*. Octobre 2006, Vol. 77, n° 10, p. 1736-1743.

10. TEHEMAR, S. H. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Février 1999, Vol. 14, n° 1, p. 127-136.
11. YOSHIDA, Keiko, UOSHIMA, Katsumi, ODA, Kimimitsu, et al. Influence of heat stress to matrix on bone formation. *Clinical Oral Implants Research*. Août 2009, Vol. 20, n° 8, p. 782-790.
12. TRISI, P. et RAO, W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clinical Oral Implants Research*. Février 1999, Vol. 10, n° 1, p. 1-7.
13. ALSAADI, Ghada, QUIRYNEN, Marc, KOMÁREK, Arnost, et al. Impact of local and systemic factors on the incidence of oral implant failures, up to abutment connection. *Journal of Clinical Periodontology*. Juillet 2007, Vol. 34, n° 7, p. 610-617.
14. NOGUEROL, Blas, MUÑOZ, Ricardo, MESA, Francisco, et al. Early implant failure. Prognostic capacity of Periotest: retrospective study of a large sample. *Clinical Oral Implants Research*. Août 2006, Vol. 17, n° 4, p. 459-464.
15. ZARB, George A. *Osseointegration: on continuing synergies in surgery, prosthodontics, biomaterials*. Chicago : Quintessence Pub. Co., 2008.
16. GIOVANNOLI, Jean-Louis, RENVERT, Stefan et BENQUE, Edmond-Pierre. *Péri-implantites*. Paris : Quintessence international, 2012.
17. RENOUEAU, Franck et NISAND, David. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research*. Octobre 2006, Vol. 17 Suppl 2, p. 35-51.
18. BRINK, Jeff, MERAW, Stephen J. et SARMENT, David P. Influence of implant diameter on surrounding bone. *Clinical Oral Implants Research*. Octobre 2007, Vol. 18, n° 5, p. 563-568.
19. BORIE, Eduardo, ORSI, Iara Augusta et DE ARAUJO, Carlos P. R. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontologica Scandinavica*. Juillet 2015, Vol. 73, n° 5, p. 321-329.



20. CHOU, Hsuan-Yu, JAGODNIK, John J. et MÜFTÜ, S. Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *Journal of Biomechanics*. Janvier 2008, Vol. 41, n° 6, p. 1365-1373.
21. VALENTE, Mariana Lima da Costa, DE CASTRO, Denise Tornavoi, SHIMANO, Antonio Carlos, et al. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clinical Oral Investigations*. Février 2015.
22. XU, Chendi, WEI, Zhong, LIU, Nizhou, et al. The Effect of Implant Shape and Screw Pitch on Microdamage in Mandibular Bone: Effect of Implant Shape and Pitch on Microdamage. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Avril 2015, Vol. 17, n° 2, p. 365-372.
23. LEE, Jung-Seok, YANG, Jin-Hyuk, HONG, Ji-Youn, et al. Early bone healing onto implant surface treated by fibronectin/oxysterol for cell adhesion/osteogenic differentiation: *in vivo* experimental study in dogs. *Journal of Periodontal & Implant Science*. 2014, Vol. 44, n° 5, p. 242.
24. CHONG, Linus, KHOCHT, Ahmed, SUZUKI, Jon B., et al. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *The Journal of Oral Implantology*. 2009, Vol. 35, n° 3, p. 130-135.
25. KIM, Yung-Soo et LIM, Young-Jun. Primary stability and self-tapping blades: biomechanical assessment of dental implants in medium-density bone. *Clinical Oral Implants Research*. Octobre 2011, Vol. 22, n° 10, p. 1179-1184.
26. MARKOVIĆ, Aleksa, CALVO-GUIRADO, José Luís, LAZIĆ, Zoran, et al. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Juin 2013, Vol. 15, n° 3, p. 341-349.
27. AUGUSTIN, Goran, DAVILA, Slavko, UDILJAK, Toma, et al. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. Mai 2009, Vol. 129, n° 5, p. 703-709.
28. YENIYOL, Sinem, JIMBO, Ryo, MARIN, Charles, et al. The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. Novembre 2013, Vol. 116, n° 5, p. 550-555.

29. AUGUSTIN, Goran, DAVILA, Slavko, MIHOCI, Kristijan, et al. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. Janvier 2008, Vol. 128, n° 1, p. 71-77.
30. SENER, Bedrettin Cem, DERGIN, Guhan, GURSOY, Bahar, et al. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical Oral Implants Research*. Mars 2009, Vol. 20, n° 3, p. 294-298.
31. HARDER, Sönke, EGERT, Christopher, WENZ, Hans J., et al. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*. Janvier 2013, Vol. 51, n° 1, p. 74-78.
32. STRBAC, Georg D., UNGER, Ewald, DONNER, René, et al. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized *in vitro* study using a bovine rib model. *Clinical Oral Implants Research*. Juin 2014, Vol. 25, n° 6, p. 665-674.
33. SCARANO, Antonio, PIATTELLI, Adriano, ASSENZA, Bartolomeo, et al. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Décembre 2011, Vol. 13, n° 4, p. 319-323.
34. BATISTA MENDES, Gabriel Cury, PADOVAN, Luis Eduardo Marques, RIBEIRO-JÚNIOR, Paulo Domingos, et al. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dentistry*. Avril 2014, Vol. 23, n° 2, p. 188-194.
35. CHACON, Guillermo E., BOWER, Daniel L., LARSEN, Peter E., et al. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. Février 2006, Vol. 64, n° 2, p. 265-269.
36. SCARANO, A., CARINCI, F., QUARANTA, A., et al. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*. Mars 2007, Vol. 20, n° 1 Suppl 1, p. 23-26.

37. GEHRKE, Sergio Alexandre, BETTACH, Raphaél, TASCHIERI, Silvio, et al. Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus Multiple Drilling Steps: An In Vitro Investigation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Août 2015, Vol. 17, n° 4, p. 700-707.
38. BAYARCHIMEG, Dorjpalam, NAMGOONG, Hee, KIM, Byung Kook, et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *Journal of Periodontal & Implant Science*. Février 2013, Vol. 43, n° 1, p. 30-36.
39. TRISI, Paolo, TODISCO, Marzio, CONSOLO, Ugo, et al. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Août 2011, Vol. 26, n° 4, p. 837-849.
40. KHAYAT, Philippe G., ARNAL, Hélène M., TOURBAH, Bahige I., et al. Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torques (up to 176 Ncm). *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Avril 2013, Vol. 15, n° 2, p. 227-233.
41. MAKARY, Christian, REBAUDI, Alberto, MOKBEL, Nadim, et al. Peak insertion torque correlated to histologically and clinically evaluated bone density. *Implant Dentistry*. Juin 2011, Vol. 20, n° 3, p. 182-191.
42. DOS SANTOS, Mychelle Vianna, ELIAS, Carlos Nelson et CAVALCANTI LIMA, Jose Henrique. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Septembre 2011, Vol. 13, n° 3, p. 215-223.
43. MISIR, A. Ferhat, SUMER, Mahmut, YENISEY, Murat, et al. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. Décembre 2009, Vol. 67, n° 12, p. 2663-2668.
44. D'HAESE, Jan, VAN DE VELDE, Tommie, KOMIYAMA, Ai, et al. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Juin 2012, Vol. 14, n° 3, p. 321-335.

45. TSOUKAKI, Marina, KALPIDIS, Christos D. R., SAKELLARI, Dimitra, et al. Clinical, radiographic, microbiological, and immunological outcomes of flapped vs. flapless dental implants: a prospective randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*. Septembre 2013, Vol. 24, n° 9, p. 969-976.
46. JEONG, Seung-Mi, YOO, Je-Hyeon, FANG, Yiqin, et al. The effect of guided flapless implant procedure on heat generation from implant drilling. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. Septembre 2014, Vol. 42, n° 6, p. 725-729.
47. MARQUEZAN, Mariana, OSÓRIO, Amanda, SANT'ANNA, Eduardo, et al. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. Juillet 2012, Vol. 23, n° 7, p. 767-774.
48. RIBEIRO-ROTTA, Rejane Faria, DE OLIVEIRA, Rubelisa Cândido Gomes, DIAS, Danilo Rocha, et al. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clinical Oral Implants Research*. Février 2014, Vol. 25, n° 2, p. e47-53.
49. MONJE, Alberto, SUAREZ, Fernando, GARAI COA, Carlos Andrés, et al. Effect of location on primary stability and healing of dental implants. *Implant Dentistry*. Février 2014, Vol. 23, n° 1, p. 69-73.
50. ISODA, Kei, AYUKAWA, Yasunori, TSUKIYAMA, Yoshihiro, et al. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*. Juillet 2012, Vol. 23, n° 7, p. 832-836.
51. KARL, Matthias, PALARIE, Victor, NACU, Viorel, et al. Effect of Intraoperative Bone Quality Testing on Bone Healing and Osseointegration of Dental Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013, Vol. 28, n° 5, p. 1254-1260.
52. BANAYAN, Samuel, ELLA, Bruno, ROUAS, Patrick, et al. Intérêts du procédé T.B.S. dans la détermination de la qualité de l'os en odontologie. *Actualités Odonto-Stomatologiques*. Décembre 2010, n° 252, p. 325-337.

53. TOLSTUNOV, Len. Implant zones of the jaws: implant location and related success rate. *The Journal of Oral Implantology*. 2007, Vol. 33, n° 4, p. 211-220.
54. MARCO, Franchi, MILENA, Fini, GIANLUCA, Giavaresi, et al. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron (Oxford, England: 1993)*. 2005, Vol. 36, n° 7-8, p. 630-644.
55. SCARDINA, G. A., PISANO, T., MESSINA, M., et al. « In vivo » evaluation of the vascular pattern in oral peri-implant tissues. *Archives of Oral Biology*. Février 2011, Vol. 56, n° 2, p. 148-152.
56. TRAINI, Tonino, NOVAES, Arthur B., PIATTELLI, Adriano, et al. The relationship between interimplant distances and vascularization of the interimplant bone. *Clinical Oral Implants Research*. Août 2010, Vol. 21, n° 8, p. 822-829.
57. EL ATTAR, M. S., MOURAD, Hazem H., MAHMOUD, Aly, et al. Early osteotomy with delayed implant placement: a step further for immediate loading. *Implant Dentistry*. Mars 2006, Vol. 15, n° 1, p. 18-23.
58. BANSAL, Jyoti, KEDIGE, Suresh, BANSAL, Abhishek, et al. A relaxed implant bed: implants placed after two weeks of osteotomy with immediate loading: a one year clinical trial. *The Journal of Oral Implantology*. Avril 2012, Vol. 38, n° 2, p. 155-164.

L'utilisation de chaque illustration a fait l'objet d'une demande d'autorisation de publication à tous les détenteurs de droits.

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, La Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, Le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

**Discipline** : Implantologie

---

## **Prévention des échecs implantaires précoces dans les os de densité élevée.**

---

### **Résumé**

La réussite d'un traitement implantaire s'appuie sur la connaissance et la compréhension des échecs ainsi que leurs causes. Nous pourrions prévenir, anticiper ces échecs en ayant conscience des facteurs de risques auxquels ils sont liés.

Bien que les os de densités élevées soient des sites favorables à l'implantation, ils sont également le lieu d'échecs. Le but de notre revue de la littérature a été de définir quels étaient les critères déterminants et comment optimiser le succès. L'objectif est de mettre en œuvre un protocole idéal. Et pour cela l'impact de chaque paramètre sur la cicatrisation osseuse a été étudié.

En plus de cela nous nous sommes intéressés à une technique de choix dans le type osseux nous concernant : la stimulation endostée. Cette technique en deux temps semble pouvoir étayer la réponse à notre problématique.

### **Mots-clés**

Implant dentaire ; densité osseuse ; ostéo-intégration ; procédure chirurgicale

---

## **Prevention of early implant failures in high density bone.**

---

### **Summary**

The succes in dental implant treatment is based on knowledge and understanding of failures as well as their causes. We will be able to prevent, anticipate these failures by being conscious risk factors to which they are bound.

Although high density bone are favorable sites to implantation, they are also place of failures. The purpose of our literature review was to define the determining criteria and how to optimize the success. The objective is to find an ideal protocol. This way, the impact of every parameter on bone healing was studied.

In addition, we were interested by a great procedure concerning our bone type : endosteal stimulation. This two stages technique seems to back up our problem.

### **Key-words**

dental implant ; bone density ; osseointegration ; surgical procedure

---

Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

16-20 Cours de la Marne

33082 BORDEAUX CEDEX