



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale
- Pas de Modification 4.0 France (CC BY-NC-ND 4.0)



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.fr>

**UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1
U.F.R D'ODONTOLOGIE**

ANNEE 2025

THESE N°2025 LYO1D 003

T H E S E

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 16 Janvier 2025

Par

Niels BUISSON

Né le 3 Février 2000 à Caen (14)

**OPTIMISATION DE LA STABILITÉ PRIMAIRE DANS L'OS DE FAIBLE
DENSITÉ : APPORTS DE L'OSTEODENSIFICATION**

JURY

Monsieur le Professeur Jean-Christophe MAURIN	Président
Monsieur le Professeur Olivier ROBIN	Assesseur
<u>Madame la Docteure Doriane CHACUN</u>	Assesseure
Monsieur le Docteur Thibault JANIN	Assesseur
<u>Monsieur le Docteur Patrick EXBRAYAT</u>	Invité

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université	Frédéric FLEURY
Président du Conseil Académique et de la Commission Recherche	Hamda BEN HADID
Vice-Président du Conseil d'Administration	Philippe CHEVALIER
Vice-Présidente de la Commission Formation	Céline BROCHIER
Vice-Président Relations Hospitalo-Universitaires	Jean François MORNEX
Directeur général des services	Pierre ROLLAND

SECTEUR SANTE

Doyen de l'UFR de Médecine Lyon-Est	Gilles RODE
Doyen de l'UFR de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud - Charles Mérieux	Philippe PAPAREL
Doyen de l'Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques (ISPB)	Claude DUSSART
Doyen de l'UFR d'Odontologie	Jean-Christophe MAURIN
Directeur de l'Institut des Sciences & Techniques de Réadaptation (ISTR)	Jacques LUAUTÉ
Présidente du Comité de Coordination des Études Médicales	Carole BURILLON

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Directrice de l'UFR Biosciences	Kathrin GIESELER
Directeur de l'UFR Faculté des Sciences	Bruno ANDRIOLETTI
Directeur de l'UFR Sciences & Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)	Guillaume BODET
Directeur de Polytech Lyon	Emmanuel PERRIN
Directeur de l'Institut Universitaire de Technologie Lyon 1 (IUT)	Michel MASSENZIO
Directeur de l'Institut des Science Financière & Assurances (ISFA)	Nicolas LEBOISNE

Directeur de l'Observatoire de Lyon	Bruno GUIDERDONI
Directeur de l'Institut National Supérieur du Professorat & de l'Éducation (INSPÉ)	Pierre CHAREYRON
Directrice du Département-composante Génie Électrique & des Procédés (GEP)	Rosaria FERRIGNO
Directrice du Département-composante Informatique	Saida BOUAZAK BRONDEL
Directeur du Département-composante Mécanique	Marc BUFFAT

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyen : Pr. Jean-Christophe MAURIN, Professeur des Universités-Praticien hospitalier

Vice-Doyens : Pr. Maxime DUCRET, Professeur des Universités - Praticien hospitalier
Pr. Brigitte GROSGOGÉAT, Professeure des Universités - Praticien hospitalier
Pr. Cyril VILLAT, Professeur des Universités - Praticien hospitalier

SOUS-SECTION 56-01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur Emérite des Universités-PH : M. Jean-Jacques MORRIER,
Professeure des Universités-PH : Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE
Maîtres de Conférences-PH : Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY, Mme Claire PERNIER
Mme Guillemette LIENHART

SOUS-SECTION 56-02 : PREVENTION – EPIDEMIOLOGIE ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités-PH : M. Denis BOURGEOIS
Maître de Conférences-PH : M. Bruno COMTE
Maître de Conférences Associé : M. Laurent LAFOREST

SOUS-SECTION 57-01 : CHIRURGIE ORALE – PARODONTOLOGIE – BIOLOGIE ORALE

Professeurs des Universités-PH : M. Jean-Christophe FARGES, Mme Kerstin GRITSCH
M. Arnaud LAFON

Maîtres de Conférences-PH : Mme Doriane CHACUN, M. Thomas FORTIN
Mme Kadiatou SY, M. François VIRARD

SOUS-SECTION 58-01 : DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESE, FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeure Émérite des Universités-PH : Mme Dominique SEUX

Professeurs des Universités-PH : M. Maxime DUCRET, M. Pierre FARGE,
Mme Brigitte GROSGOGÉAT, M. Christophe JEANNIN
M. Jean-Christophe MAURIN, Mme Catherine MILLET
Mme Sarah MILLOT, M. Olivier ROBIN, M. Cyril VILLAT

Maîtres de Conférences-PH : Mme Marie-Agnès GASQUI DE SAINT - JOACHIM
Mme Marion LUCCHINI, M. Raphaël RICHERT,
M. Thierry SELLI, Mme Sophie VEYRE, M. Stéphane VIENNOT

Professeur Associé M. Hazem ABOUELLEIL-SAYED

Maîtres de Conférences Associés Mme Marjorie FAURE, Mme Ina SALIASI, Mme Marie TOHME



SECTION 87 :

Professeure des Universités :

SCIENCES BIOLOGIQUES FONDAMENTALES ET CLINIQUES

Mme Florence CARROUEL

REMERCIEMENTS

Aux membres du jury

À Monsieur le Professeur Jean-Christophe MAURIN

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maîtrise en Sciences Biologiques et Médicales

Diplôme d'Études Approfondies

Docteur de l'Université Claude Bernard Lyon 1

Habilité à Diriger des Recherches

Doyen de l'UFR d'Odontologie de Lyon

Vous nous faites l'honneur de présider cette thèse, et nous vous en remercions très sincèrement. Votre confiance, accordée sans réserve, nous touche profondément, et nous vous en sommes infiniment reconnaissants.

Nous tenons également à exprimer notre gratitude pour la richesse de vos enseignements, tant théoriques que cliniques, qui ont marqué notre parcours.

Nous garderons à l'esprit votre expertise clinique, votre bienveillance et la gentillesse dont vous avez fait preuve à notre égard tout au long de nos études.

Recevez ici l'expression de notre sincère reconnaissance et de notre profond respect.

À Monsieur le Professeur Olivier ROBIN

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur d'État en Odontologie

Doyen Honoraire de l'UFR d'Odontologie de Lyon

Habilité à Diriger des Recherches

Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir accepté de faire partie de ce jury. Nous vous remercions pour votre bienveillance et votre expertise que vous nous avez apportés tout au long de nos études. Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère reconnaissance et de notre profonde estime.

À Madame la Docteure Doriane CHACUN

Maître de Conférence des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Ancienne Assistante Hospitalo-Universitaire

Docteur en Chirurgie Dentaire

Nous sommes très honorés de vous compter parmi les membres de ce jury. Votre disponibilité constante, votre bonne humeur et votre expertise clinique ont marqué notre parcours universitaire. Vous avez su transmettre votre savoir et votre passion avec une générosité qui inspire le respect.

J'espère sincèrement avoir l'opportunité de collaborer à nouveau à vos côtés au sein de l'Unité de Chirurgie et de Médecine Orale dont vous êtes un élément essentiel.

Veillez recevoir l'expression de notre sincère gratitude et de nos remerciements chaleureux.

À Monsieur le Docteur Thibault JANIN

Chef de Clinique des Universités

Assistant-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Nous vous remercions d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury de thèse. Vous nous avez accordé votre confiance sans hésiter avec un intérêt prononcé pour le sujet.

Pour cela nous vous en sommes extrêmement reconnaissants.

À Monsieur le Docteur Patrick Exbrayat

Ancien Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Ancien Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

*Nous vous remercions très sincèrement d'avoir accepté de diriger cette
thèse.*

*Votre engagement et la qualité de vos enseignements, tant théoriques
que cliniques, ont marqué notre parcours avec une profondeur qui ne
peut être oubliée.*

*Votre disponibilité, votre bonne humeur et la passion avec laquelle vous
transmettez votre savoir ont été pour nous une véritable source
d'inspiration. Nous tenons également à exprimer notre gratitude pour le
temps que vous nous avez consacré, ainsi que pour vos précieux
conseils, aussi bien professionnels que personnels, au cours de cette
année passée au sein de votre cabinet.*

*Nous garderons à l'esprit la qualité de nos échanges qui, nous en
sommes convaincus, influenceront durablement la qualité de notre
pratique en tant que chirurgien-dentiste.*

*Recevez ici l'expression de notre sincère reconnaissance et de notre
profond respect.*

Table des matières

Introduction.....	1
1 L'os de faible densité.....	2
1.1 Définition.....	2
1.2 Caractéristiques.....	2
1.2.1 Anatomie.....	2
1.2.2 Classification.....	3
1.2.3 Site.....	4
1.2.4 Propriétés biologiques et mécaniques.....	5
1.2.5 Diagnostiquer la densité osseuse.....	6
1.3 Conséquences cliniques.....	9
1.3.1 Risques et difficultés techniques.....	9
1.3.2 Améliorations possibles (qualité/quantité).....	10
2 Importance de la stabilité primaire dans le succès implantaire.....	14
2.1 Définitions.....	14
2.1.1 Stabilité primaire.....	14
2.1.2 Succès implantaire.....	14
2.2 Intérêt.....	15
2.2.1 Ostéointégration de l'implant.....	15
2.2.2 Réduction du risque d'échec implantaire et prédictibilité des résultats.....	17
2.2.3 Mise en charge immédiate et précoce.....	17
2.3 Complications.....	18
2.3.1 Par manque de stabilité primaire.....	18
2.3.2 Par excès de stabilité primaire.....	19
3 Moyens d'évaluation.....	21
3.1 Perception tactile.....	21
3.2 Valeur du couple d'insertion (ITV).....	21
3.3 Resonance Frequency Analysis.....	22
3.3.1 Principe.....	22
3.3.2 ISQ (Implant Stability Quotient).....	23
3.4 Periotest™.....	25
3.5 Comparaison des différentes méthodes.....	25
4 Facteurs influençant la stabilité primaire.....	27
4.1 Liés au patient.....	27
4.1.1 Qualité et quantité osseuse.....	27
4.1.2 État de santé général.....	29
4.2 Liés à l'implant.....	29
4.2.1 Macro-design de l'implant.....	30
4.2.2 Micro-design de l'implant.....	40
4.3 Liés à la technique chirurgicale.....	42
4.3.1 Sous-calibrage ou « under-drilling protocol ».....	42
4.3.2 Ostéotomie de Summers.....	43
4.3.3 Ostéodensification.....	45
5 La technique d'ostéodensification.....	46

5.1	Principe	46
5.2	Instrumentation.....	47
5.2.1	Caractéristiques des forets DENSAH.....	47
5.2.2	Utilisation.....	49
5.3	Indications/Contre-indications	50
5.3.1	Indications.....	50
5.3.2	Contre-indications.....	52
5.4	Protocole de pose d'un implant unitaire avec ostéodensification dans un os de faible densité	52
6	<i>Intérêt clinique de l'ostéodensification.....</i>	55
6.1	Arguments ex-vivo	55
6.2	Intérêt clinique	58
6.2.1	Valeur ajoutée par rapport aux techniques existantes relatives au macro- design de l'implant	58
6.2.2	Comparaison avec la technique de « sous-calibrage »	60
6.2.3	Ostéointégration.....	62
6.2.4	Réduction du temps de cicatrisation.....	64
7	<i>Discussion.....</i>	67
	<i>Conclusion.....</i>	70
	<i>Références bibliographiques.....</i>	71
	<i>Table des figures.....</i>	78

Introduction

Depuis les travaux pionniers du Pr. Brånemark dans les années 70, l'implantologie est devenue une composante incontournable du paysage dentaire actuel. Cette discipline alliant chirurgie, parodontologie et réhabilitation prothétique nécessite un véritable savoir-faire et constitue aujourd'hui la technique de référence pour le traitement des édentements unitaires, partiels et totaux.

Si l'objectif final de l'implantologie est de créer un ancrage osseux solide, stable et durable pour la composante prothétique, l'implant doit tout d'abord répondre à des impératifs mécaniques et biologiques afin de permettre son intégration dans l'os. La stabilité primaire correspond à l'un de ces impératifs et doit être recherchée lors de la mise en place de l'implant.

Malgré un taux de survie global des implants avoisinant les 95%, l'os de faible densité focalise une bonne partie des échecs et demeure un défi constant pour le praticien lorsqu'il s'agit d'assurer une stabilité primaire optimale. Ces situations sont plus souvent associées à des complications allant de l'allongement des délais de cicatrisation à la perte de l'implant. Il est donc essentiel d'examiner les obstacles liés à l'implantation dans de telles conditions anatomiques et d'explorer les solutions permettant de les surmonter.

L'ostéodensification, avec l'introduction des forets DENSAB®, réoriente la méthode d'ostéotomie en se présentant comme une alternative au forage conventionnel par soustraction. Différant par son approche conservatrice, la mise en forme du logement implantaire par cette technique promet d'améliorer la stabilité primaire en augmentant la densité osseuse péri-implantaire.

Cette thèse a pour objectif d'analyser les différentes solutions disponibles pour optimiser la stabilité primaire des implants, en mettant l'accent sur l'ostéodensification, une approche prometteuse... À travers une évaluation clinique et scientifique de la littérature, nous discuterons de son rôle potentiel dans l'implantologie actuelle et de son impact futur sur la pratique.

1 L'os de faible densité

1.1 Définition

La densité osseuse correspond à la quantité de minéraux par centimètre carré d'os. Elle varie selon la proportion d'os trabéculaire et cortical qui dépend directement de l'architecture osseuse du site d'implantation. L'os de faible densité présente une phase minérale réduite, caractérisée par un réseau de trabécules osseuses peu nombreuses et espacées ainsi que d'une corticale fine.

La densité de l'os peut varier selon l'état pathologique ou médicamenteux du patient, son sexe, ses habitudes de vie, mais aussi selon la localisation de la zone à implanter.

1.2 Caractéristiques

1.2.1 Anatomie

L'os maxillaire et mandibulaire présentent une architecture commune. De l'extérieur vers l'intérieur, on retrouve (*Figure 1*) :

- Le périoste : il correspond à l'enveloppe externe de l'os. Cette membrane fibreuse permet l'insertion des muscles sur sa face externe et joue aussi un rôle dans la croissance en épaisseur de l'os par l'intermédiaire de sa face interne composée d'éléments vasculaires et de cellules ostéogéniques.
- L'os cortical : aussi appelé « os compact », il représente la couche externe de l'os et s'organise en système de Havers composé d'ostéons, juxtaposition de lamelles osseuses concentriques avec en leur centre, le canal de Havers qui assure la vascularisation de l'os périphérique.
- L'os spongieux : ou os trabéculaire, il est organisé en réseau de trabécules osseuses et constitue la couche interne de l'os. Du fait de sa forte vascularisation, il assure l'apport continu en nutriments ainsi que le métabolisme du maxillaire et de la mandibule.

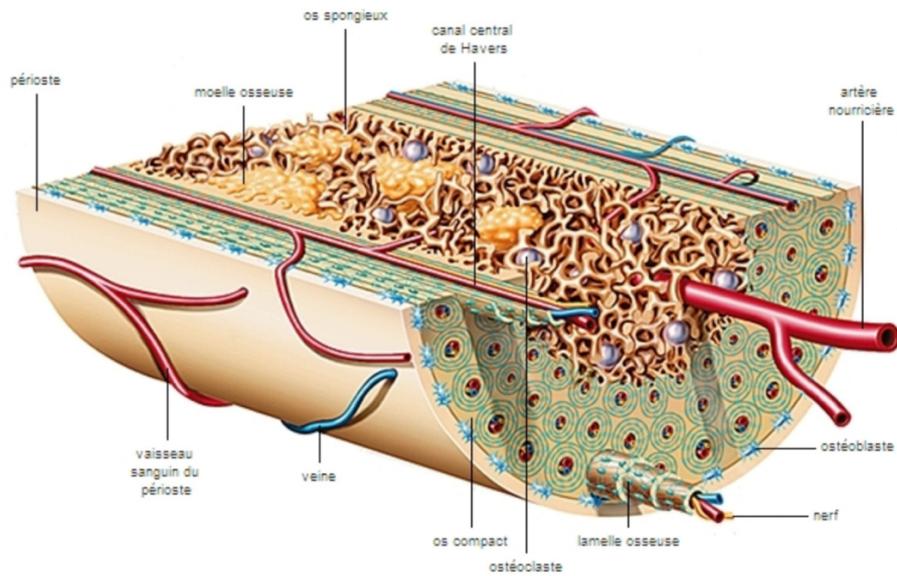


Figure 1 : Anatomie du tissu osseux – Larousse

1.2.2 Classification

La proportion d'os cortical et spongieux diffère entre le maxillaire et la mandibule et définit la qualité osseuse du site d'implantation. La classification la plus citée en implantologie et sur laquelle nous nous baserons dans ce travail, est celle proposée par Lekholm & Zarb en 1985. Celle-ci distingue 4 types d'os définis selon cette répartition (1) :

- Type I : L'os est homogène et compact. La corticale est épaisse et la vascularisation est faible.
- Type II : Une couche épaisse d'os corticalisée entoure un noyau d'os spongieux dense. C'est le type d'os idéal à implanter.
- Type III : Une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os trabéculaire fin.
- Type IV : La corticale osseuse est très fine voire absente et entoure un noyau d'os trabéculaire de faible densité.

L'os de faible densité correspond aux os de type IV dans la classification de Lekholm & Zarb.

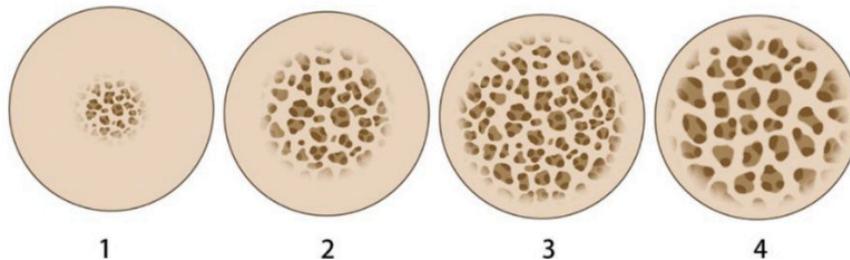


Figure 2 : Classification de la qualité osseuse selon Lekholm & Zarb - Lekholm & Zarb (1985)

1.2.3 Site

La densité osseuse varie en fonction de l'os concerné, mais aussi au sein même du maxillaire ou de la mandibule en fonction de la localisation de l'édentement. En effet, l'os dense de type I se retrouve essentiellement au niveau de la symphyse mandibulaire alors que l'os de type II est particulièrement rencontré dans les zones récemment édentées ou dans la portion postérieure de la mandibule. Les régions osseuses de faible densité se situent généralement au maxillaire et notamment dans les régions postérieures et tubérositaires (2).

L'apport de substituts osseux allogéniques ou xénogéniques dans la gestion des défauts osseux quantitatifs permet d'obtenir un os néoformé qui ne possède pas les mêmes caractéristiques que l'os initial. En effet, si l'utilisation de ces biomatériaux peut permettre d'obtenir des gains en volume significatifs, le conglomérat obtenu est peu cohésif et la densité y est réduite. Les techniques d'amélioration osseuse à partir de greffons autogènes (gold standard) permettent d'obtenir un os de meilleure qualité, équivalent à un type II ou III d'après Khoury (3).

1.2.4 Propriétés biologiques et mécaniques

L'os de faible densité se caractérise par une composante à majorité spongieuse, avec des trabécules espacées et une corticale fine. Il est peu minéralisé. Ces caractéristiques modifient les propriétés mécaniques et biologiques par rapport à un os idéal de type II.

- Propriétés biologiques :
 - Vascularisation augmentée : L'os de type IV est plus fortement vascularisé en raison de l'augmentation de la moelle osseuse et des réseaux haversiens qui assurent un saignement abondant lors de la pose de l'implant(2). Il existe un rapport inverse entre la densité de l'os et sa vascularisation (*Figure 3*).
 - Taux de remodelage osseux augmenté : L'augmentation de la vascularisation permet un recrutement plus rapide des éléments de cicatrisation se traduisant par une hausse de l'activité des ostéoblastes et des ostéoclastes.



Figure 3 : Rapport densité osseuse – vascularisation - Bert (2021)

- Propriétés mécaniques :
 - Faible résistance mécanique : Les espaces importants entre les trabécules, associés à la faible épaisseur de corticale réduisent la capacité de l'os à résister à des forces importantes et augmentent donc le risque de fracture ou de déformation (4).
 - Stabilité primaire réduite : L'ancrage de l'implant lors de sa mise en place est fortement réduit en raison de la faible densité de l'os et de sa structure spongieuse. L'immobilisation de l'implant est plus aléatoire et l'expose à un plus grand risque d'échec d'ostéointégration (5).

1.2.5 Diagnostiquer la densité osseuse

- En préopératoire :

Lors de la consultation implantaire, la qualité de l'os à implanter est difficile à pronostiquer. En effet, si les défauts quantitatifs peuvent être visualisés en bouche par l'observation et l'appréciation tactile du praticien, il est impossible de connaître la densité osseuse du site d'implantation par la simple observation clinique. Toutefois, l'examen radiologique par tomодensitométrie et son analyse peuvent fournir des orientations.

- Échelle de Hounsfield

En s'appuyant sur l'échelle de Hounsfield (HU) qui fournit une mesure quantitative de la radio-densité, Norton & Al ont établi une corrélation entre les scores obtenus et l'évaluation de la densité osseuse lors du forage (*Figure 4*). Ainsi, plus les valeurs HU sont élevées, plus l'os correspondant est dense. Cette analyse indique une qualité osseuse de type I dans la région antérieure de la mandibule, tandis que la région postérieure du maxillaire présente une densité osseuse réduite (6).

Table 6.

Quality (Lekholm & Zarb)	Bone density range (HU) (Norton & Gamble)	Region of interest
Quality 1	>+850	Anterior mandible
Quality 2/3	+500 to +850	Posterior mandible/anterior maxilla
Quality 4	0 to +500	Posterior maxilla
Quality 4*	<0	Tuberosity region

Figure 4 : Qualité osseuse de différentes régions anatomiques en fonction de l'échelle de Hounsfield – Norton & Al (2001)

○ Grayscale Value

Plus récemment, Wang & Al ont proposé une nouvelle classification à la fois quantitative et qualitative de la densité osseuse, en se basant sur l'épaisseur de la corticale et les différentes nuances de gris (Grayscale value) de l'os spongieux (*Figure 5*). Les auteurs identifient 9 types d'os en classant les épaisseurs de la corticale de A à C et les densités de l'os spongieux de 1 à 3. Leur étude vise à illustrer la diversité des types d'os, en prenant en compte séparément l'épaisseur de la corticale osseuse et la densité du réseau trabéculaire (7).

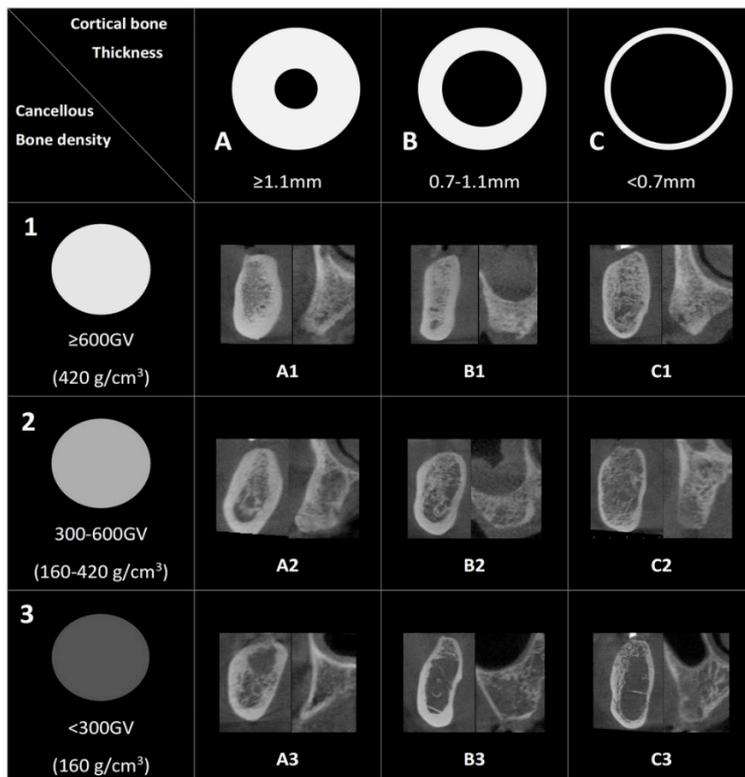
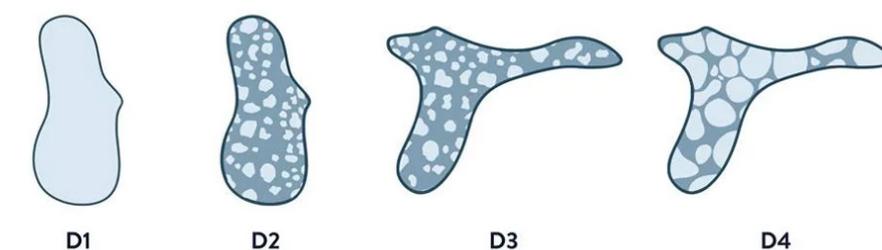


Figure 5 : Classification de la qualité osseuse en fonction de la Grayscale Value – Wang & Al (2023)

Si l'examen radiographique s'avère indispensable à la planification implantaire, celui-ci permet aussi d'orienter le praticien vers la densité osseuse qu'il pourrait rencontrer lors du forage. L'interprétation de ces données permet au praticien d'ajuster sa technique chirurgicale et d'anticiper d'éventuelles complications.

- En per-opératoire :

L'évaluation réelle de la densité osseuse est réalisée par le chirurgien au moment de l'ostéotomie. Sur la base de cette observation, Misch a proposé une classification, décrivant 4 types de densité osseuse allant de D1 à D4. Il se fonde sur la sensation tactile de la résistance rencontrée lors du forage, comparant chaque densité osseuse à un matériau. Ainsi, D1 et D4 sont assimilés à du bois de chêne et du polystyrène, tandis qu'une cinquième catégorie D5, a été ajoutée plus tardivement pour décrire un os très mou caractérisé par une minéralisation incomplète. Cette classification macroscopique, largement inspirée de celle de Lekholm & Zarb, se distingue par son approche per-chirurgicale, dépendant directement des sensations du praticien. Bien qu'établie en 1988, elle reste largement utilisée et citée dans les publications récentes d'implantologie (8).



Misch Classification (1988)

bone density based on macroscopic structures

- Misch, C.E. (2008). Contemporary implant dentistry 3ed. St. Louis: Mosby.
- Jeong KI, Kim SG, Oh JS, Jeong MA. Consideration of various bone quality evaluation methods. Implant dentistry. 2013 Feb 1;22(1):55-9.

Type	Bone Description	Region
D1	Dense cortical bone	anterior mandible
D2	Porous cortical bone and coarse trabecular bone	anterior mandible, posterior mandible, anterior maxilla
D3	Porous cortical (thin) bone and fine trabecular bone	posterior mandible, anterior maxilla, posterior maxilla
D4	Fine trabecular bone	posterior maxilla

Figure 6 : Classification de la qualité osseuse selon Misch – Misch & Al (1988)

1.3 Conséquences cliniques

1.3.1 Risques et difficultés techniques

Une mauvaise qualité osseuse représente l'un des principaux facteurs de risque d'échec implantaire. En effet, la pose d'implants dans un os de faible densité est associée à un taux d'échec plus élevé.

Une revue systématique publiée en 2014, incluant 12 465 implants de marques différentes posés entre 1975 et 2013 avec un suivi moyen de 53,7 mois, a révélé un taux de survie implantaire supérieur à 95 % pour les os de type I (97,6 %), II (96,2 %) et III (96,5 %) contre seulement 88,8 % pour les os de type IV (9).

En 2024, Rosa & Al présentent des conclusions similaires en mettant en évidence une différence significative entre les taux de succès implantaire dans l'os de type IV par rapport aux autres. Cette observation est directement liée aux capacités biomécaniques de l'os à stabiliser l'implant lors de sa pose. En effet, un os dense maintient plus fermement l'implant en comparaison à un os de type IV, augmentant ainsi sa stabilité primaire (10). Celle-ci s'avère essentielle puisqu'elle permet de minimiser la mobilité de l'implant et de favoriser la cicatrisation osseuse autour de celui-ci (11). Un manque de stabilité primaire lors de la pose peut entraîner des micromouvements à l'interface os-implant entravant les processus d'ostéoconduction à sa surface (12). La formation de tissus mous à la place de tissu osseux est un témoin de l'échec d'ostéointégration et amène irrémédiablement à la dépose de l'implant (13).

Afin de réduire la sollicitation des implants pendant la phase d'ostéointégration, le praticien peut décider d'enfouir les implants lors de la pose et de procéder en 2 temps chirurgicaux (l'un pour la gestion osseuse, l'autre pour la gestion gingivale).

Partant de ce constat, Albrektsson & Sennerby (1991) indiquaient l'inadéquation entre les techniques de mise en charge précoces dans un os de faible densité en raison de la difficulté à obtenir une stabilité primaire suffisante. Néanmoins, l'arrivée sur le marché des implants auto-taroudants a quelque peu fait évoluer cette approche. En choisissant de sous calibrer le diamètre de son dernier foret et de diminuer légèrement sa profondeur de travail, le praticien s'appuie sur le design de son implant en permettant son insertion grâce à son filetage (14). La géométrie de l'implant est

primordiale et favorise une insertion en compression douce dans l'os spongieux, dans une zone où le logement implantaire n'est pas préparé à la taille finale de l'implant. En coupant et en comprimant l'os qui l'entoure, l'implant auto-taraudant augmente la densité osseuse locale et la stabilité primaire.

Le macro et micro-design des implants auto-taraudants seront développés dans la partie IV de ce travail.

Des difficultés techniques s'ajoutent aux préoccupations biomécaniques. En effet, le risque de déviation d'axe lors du forage augmente puisque la diminution de la résistance mécanique impacte négativement le guidage des différents forets (15). Le geste demande alors plus de rigueur et de précision que dans un os de type II afin de positionner l'implant dans des conditions optimales.

La pose d'implant dans un os de type IV n'est pas contre-indiquée, mais le taux d'échec est plus élevé du fait des difficultés d'ordre biomécanique. Le praticien doit adapter sa technique chirurgicale et choisir une conception implantaire appropriée afin de réduire ce risque.

1.3.2 Améliorations possibles (qualité/quantité)

Différentes techniques pré-implantaires d'amélioration osseuse ont été mises au point pour compenser les défauts quantitatifs. Afin de recréer un volume osseux approprié pour l'implantation, le praticien dispose de plusieurs options avec des taux de succès plus ou moins élevés selon le défaut initial.

La classification de Seibert (*Figure 7*) permet une distinction universelle et simplifiée des différents types de défauts osseux en fonction de leur direction (16).

On distingue ainsi les défauts :

- Horizontaux dits de Classe I : Ils correspondent à des situations où l'épaisseur de la crête osseuse est diminuée dans le sens vestibulo-lingual et à une hauteur de crête normale.

Dans son ouvrage « Bone and Soft Tissue Augmentation in Implantology » (2022) F.Khoury discute des différentes possibilités d'augmentations horizontales. L'importance du défaut osseux initial ainsi que l'épaisseur d'os crestal résiduel dictent les différentes approches. Il décrit ainsi plusieurs options thérapeutiques allant du comblement osseux autogène, en passant par l'expansion alvéolaire crestale (bone splitting) ou la technique SBB (Split Bone Block) qui consiste en une greffe autogène d'apposition pour la gestion des défauts plus importants (3).

Les techniques de régénération osseuse guidées comme la « Sausage technique » décrite par l'équipe hongroise de I.Urban offrent des résultats satisfaisants pour la gestion de ce type de défaut et représente une alternative intéressante aux méthodes précédemment décrites (17).

- Verticaux dits de Classe II : Ils correspondent à des situations où la hauteur de la crête osseuse est diminuée dans le sens corono-apical avec une largeur de crête normale. Ce type de défaut osseux en 2D est rare et est dans la majorité des cas associé à des défauts horizontaux. On parle alors de défauts osseux complexes ou en 3D.
- Mixtes (verticaux et horizontaux) dits de Classe III : Ils correspondent à des situations où la crête osseuse est diminuée dans sa largeur et sa hauteur. Si le coffrage autogène 3D par double lame décrit par Khoury reste le gold standard pour la gestion des défauts en trois dimensions, l'apparition de techniques d'augmentations osseuses verticales à l'aide de grille titane ou de membrane non résorbable armée titane (Ti-PTFE) montrent des résultats prometteurs (18).

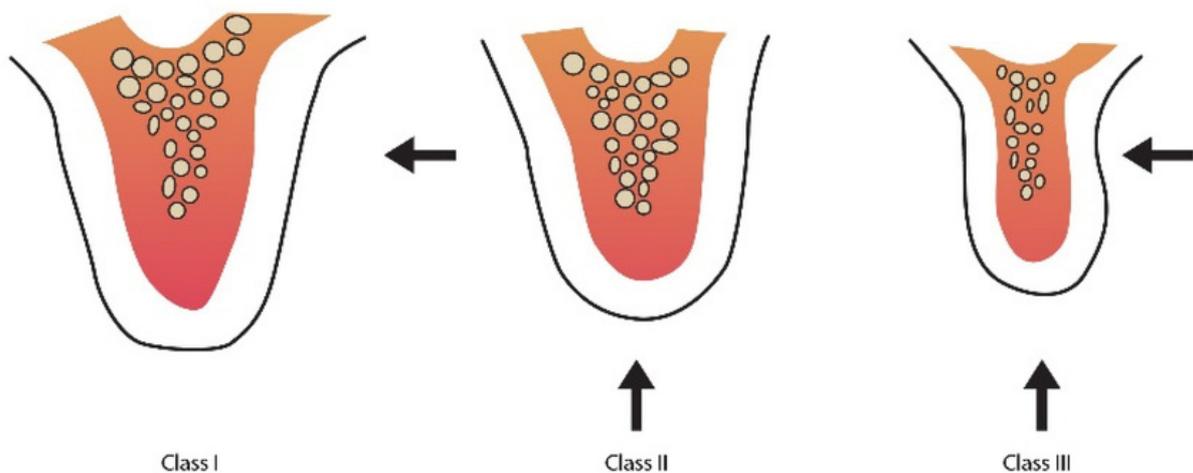


Figure 7 : Classification des défauts osseux crestaux selon Seibert – Seibert & Al (1983)

Si l'augmentation du volume osseux est cliniquement réalisable, celle de la densité osseuse semble aujourd'hui presque utopique.

M. Bert décrit le principe de la « *stimulation endostée* » dans les cas d'extrême densité osseuse correspondant à un os de type I insuffisamment vascularisé. La préparation seule du site receveur de l'implant est réalisée afin de déclencher les mécanismes de cicatrisation osseuse et de néovascularisation du logement implantaire. La pose de l'implant est différée à 6 semaines, dans un os moins dense profitant d'une vascularisation suffisante, nécessaire au processus d'ostéointégration (2). Si cette technique est applicable à l'os dense, elle est en réalité moins d'actualité aujourd'hui, puisque l'absence totale de saignement est désormais rare avec l'évolution des systèmes de forage qui permettent une mise en forme progressive au diamètre voulu. Bert transpose cette technique à l'os de type IV, en observant la création d'un réseau trabéculaire plus dense après préparation du site et pose de l'implant à 6 semaines.

Développés depuis 2013 par S. Huwais, les forets DENSAH® commercialisés par la société Versah™ s'appuient sur la technique d'ostéodensification. Contrairement, à l'ostéotomie soustractive conventionnelle, l'ostéodensification permet de récupérer et de condenser les particules osseuses de forage sur les parois latérales du logement implantaire afin de créer une couche d'os plus dense, améliorant ainsi la stabilité primaire de l'implant (*Figure 8*).

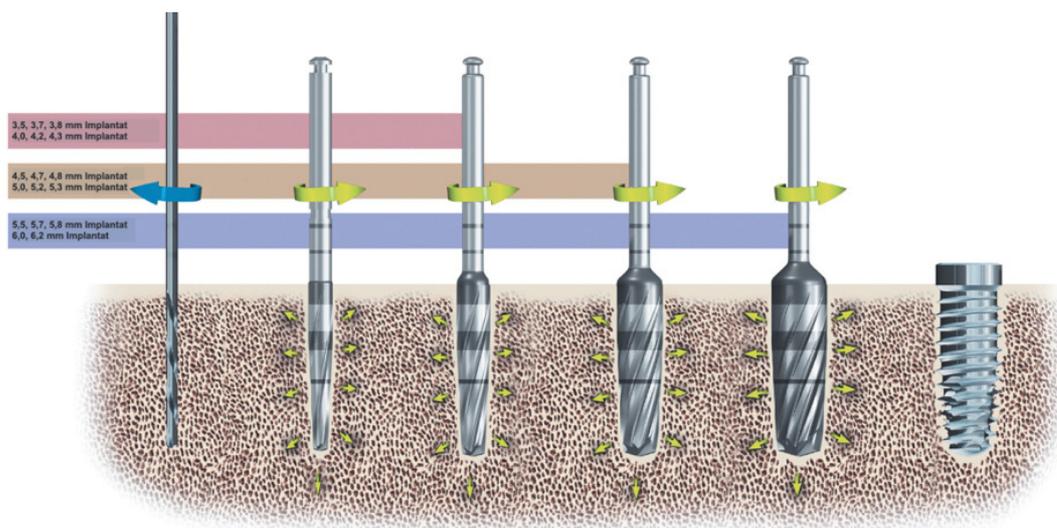


Figure 8 : Principe de l'ostéodensification par foret Densah™ – Notice d'emploi

2 Importance de la stabilité primaire dans le succès implantaire

2.1 Définitions

2.1.1 Stabilité primaire

La stabilité primaire correspond au degré d'immobilité immédiat de l'implant dans l'os à la fin de sa mise en place chirurgicale. C'est un critère mécanique résultant de la friction entre l'implant et les parois osseuses lors de son insertion. Elle dépend principalement de la qualité et de la quantité de l'os à implanter, mais aussi d'autres facteurs comme le design implantaire ou la technique chirurgicale employée (12)(19). La stabilité primaire conditionne la phase de stabilité secondaire dite biologique correspondant à la formation de tissu osseux à la surface de l'implant et représente un facteur clé dans la réussite du traitement implantaire (20).

2.1.2 Succès implantaire

La notion de succès implantaire est déterminée par une série de critères cliniques et radiologiques précis. En 1986, Albrektsson propose une liste d'éléments simples à objectiver et à reproduire pour qualifier le traitement implantaire de succès (21) :

- L'immobilité de l'implant se traduisant par un son mat et clair à la percussion axiale
- L'absence de douleur persistante ou d'infection
- L'absence de radioclarité péri-implantaire
- Une perte osseuse péri-implantaire inférieure à 0,2 mm par an après la première année de fonctionnement de l'implant, puis de 0,5mm par an au maximum.

Plus récemment, l'ajout de considérations esthétiques, fonctionnelles et parodontales viennent étoffer la notion plus globale de succès implantaire en plus des critères histologiques et radiologiques décrits précédemment (22). Il est important de distinguer la notion de « succès implantaire » à celle de « survie implantaire » qui

désigne la seule présence de l'implant immobile, indépendamment de la qualité de son fonctionnement ou de l'état des tissus environnants. Sachant que le taux de survie se situe aux alentours de 95% pour la population générale, il est raisonnable d'en déduire un taux de succès inférieur.

2.2 Intérêt

2.2.1 Ostéointégration de l'implant

Introduit dans les années 60 par le Pr. Branemark, le concept d'ostéointégration est décrit comme étant la « *liaison directe de l'os à la surface de l'implant permettant la création d'une interface fonctionnelle et durable sans interposition de tissu conjonctif* ». Cette connexion entre l'os et le titane est essentielle pour assurer la longévité des implants (23). L'ostéointégration est un processus biologique corrélée positivement à l'obtention d'une stabilité primaire élevée (12), mais dépend directement des phénomènes d'apposition et de résorption osseuse à la surface de l'implant. Elle est la résultante de la stabilité secondaire ou biologique de l'implant qui fait suite à la phase de stabilité mécanique ou primaire obtenue lors de sa pose.

Davarpanah & Coll (2008) résumant ces variations de stabilité lors des premiers mois de cicatrisation dans le graphique ci-dessous (*Figure 9*) (24).

- Immédiatement après l'implantation, la stabilité primaire est à un niveau élevé grâce à l'ancrage mécanique de l'implant dans l'os, puis commence à diminuer au cours des premières semaines en raison de la résorption osseuse autour de l'implant. (Courbe verte)
- Parallèlement à la diminution de la stabilité primaire, la stabilité secondaire commence à augmenter du fait de l'apposition osseuse à la surface de l'implant, correspondant au début de l'ostéointégration. La stabilité secondaire s'améliore progressivement au fur et à mesure que l'os se forme et se consolide autour de l'implant, compensant et surpassant la perte de stabilité primaire. (Courbe orange)

- La transition entre la stabilité primaire atteignant son niveau le plus bas et la stabilité secondaire commençant à prendre le relais est qualifiée de « *période critique* » car elle correspond au moment où l'implant est le plus vulnérable. (Cercle rouge)

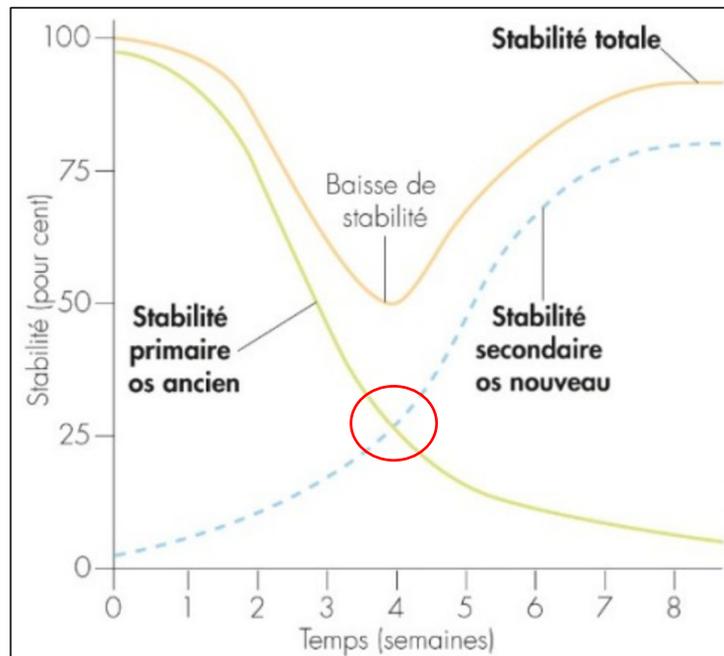


Figure 9 : Variation en % de la stabilité implantaire au cours des 8 premières semaines de cicatrisation – Davarpanah & Coll (2008)

Lorsque la stabilité primaire est insuffisante, l'implant peut être soumis à des micromouvements entravant les phénomènes de remodelage osseux. En effet, une sollicitation excessive de l'implant lors de la phase de cicatrisation active les processus d'ostéoclasie et de résorption osseuse à la surface de l'implant conduisant à l'échec de l'ostéointégration. Szmukler & Moncler (1998) démontraient les conséquences des micromouvements en prouvant leur implication dans la fibrointégration et l'échec implantaire. En s'appuyant sur diverses études, les auteurs décrivent un seuil critique de micromouvement au-delà duquel « *l'encapsulation fibreuse l'emporte sur l'ostéointégration* » (25). Javed & Al (2010) confirment eux-aussi l'impact négatif d'une mobilité excessive de l'implant, génératrice de « *contraintes pouvant entraver le remodelage osseux* » (12). Selon ces auteurs, une certaine tolérance de mobilité à l'interface os-implant existerait et serait comprise entre 50 et 100 μm . Ces résultats ne sont pas corroborés par d'autres études.

2.2.2 Réduction du risque d'échec implantaire et prédictibilité des résultats

Un consensus existe quant à l'importance de la stabilité primaire, considérée comme un prérequis pour l'ostéointégration (26). En effet, l'obtention d'une stabilité primaire importante réduit la sollicitation de l'implant dans la primordiale phase initiale de cicatrisation et permet ainsi le bon déroulement du processus de liaison biologique avec l'os. Son obtention à une valeur élevée est un facteur de prédictibilité du succès implantaire, réduisant de facto le risque d'échec (27). Toutefois, c'est l'immobilité de l'implant, découlant de cette stabilité, qui demeure essentielle, comme le démontrent Villa & Al. (2010) dans un cas clinique où l'ostéointégration a été obtenue sans contact direct avec l'os. Immobiliser l'implant dans le caillot sanguin en le fixant à des points d'ancrage stables, n'entrave pas la cicatrisation osseuse, ce qui module la notion d'obligation de stabilité primaire (28).

2.2.3 Mise en charge immédiate et précoce

Les protocoles de mise en charge immédiate ou précoce prennent de plus en plus de place dans la pratique implantaire. En effet, la mise en place d'une restauration implanto-portée directement après la pose ou avant l'ostéointégration permet une réduction du délai de temporisation par rapport au protocole classique de mise en charge différée. La pose de la prothèse répond mieux à la demande esthétique et au confort du patient en compensant plus rapidement la perte de la dent.

La réussite de ces traitements réside dans l'obtention d'une bonne stabilité primaire afin de réduire la sollicitation de l'implant ; une valeur élevée du couple d'insertion étant associée à de plus grands taux de succès (12)(29). Différents auteurs soulignent la nécessité d'obtenir avec des implants NobelBiocare®, des valeurs ≥ 35 Ncm ou d'ISQ ≥ 68 lors de la mise en place de l'implant avant d'envisager la mise en place d'un élément prothétique (30). Ces différents protocoles et les conditions de mise en charge varient en fonction du système implantaire, du design de l'implant et de ses dimensions.

Le choix d'un implant adapté ainsi que l'analyse précise de chaque situation clinique sont des éléments indispensables à la réussite de ce type de traitement.

2.3 Complications

La notion d'échec implantaire se caractérise cliniquement par la mobilité excessive de l'implant résultant d'une non-ostéointégration de ce dernier. Celle-ci est associée à des signes infectieux ou inflammatoires au niveau des tissus gingivaux comme des gonflements, des suppurations ou des fistulisations selon l'activité de l'infection. L'échec implantaire peut s'observer dès les premiers jours suivant la pose de l'implant, on parle d'échec prématuré, ou survenir plusieurs mois après celle-ci, on décrit alors un échec tardif.

La stabilité primaire joue un rôle non négligeable dans l'établissement du succès implantaire et les échecs relatifs à cette dernière apparaissent rapidement.

2.3.1 Par manque de stabilité primaire

Une immobilité insuffisante de l'implant lors de sa mise en place peut se rencontrer dans des situations d'os de faible densité ou d'extraction-implantation immédiate où l'ancrage apical y est limité. La qualité et quantité osseuse, le design de l'implant ainsi que la technique de forage sont des éléments qui influent négativement sur la valeur de stabilité primaire (31). Les micromouvements à l'interface os-implant résultant de l'absence d'immobilité compromettent son ostéointégration et aboutissent à la fibro-intégration de ce dernier. La dépose immédiate associée à un curetage minutieux du site inflammatoire est alors indiquée. Dans les situations où la stabilité primaire est insuffisante, il convient d'enfourer les implants en prévention d'une sollicitation excessive pouvant s'avérer critique.

L'insuffisance de stabilité primaire observée lors de la pose simultanée de l'implant au cours d'une intervention d'élévation sinusienne avec comblement osseux (Sinus-lift) représente une des causes de migration de l'implant dans le sinus maxillaire (*Figure 10*) (32). La présence d'un corps étranger dans la cavité sinusienne provoque une réponse inflammatoire puis infectieuse justifiant la dépose immédiate de l'implant. L'emploi d'implants de forme conique, auto-taraudants (33) et d'une vis de couverture de diamètre supérieur permet d'augmenter la valeur de stabilité primaire et d'apporter une sécurité supplémentaire.



Figure 10 : Migration d'un implant unitaire dans la cavité sinusienne maxillaire – Bennardo & Al (2022)

2.3.2 Par excès de stabilité primaire

- Échauffement de l'os lors de la mise en place de l'implant.

L'échauffement de l'os est la première cause d'échec précoce et peut apparaître aussi bien pendant la mise en forme que lors du vissage de l'implant dans un os particulièrement dense (13). Le calibrage des derniers forets est déterminant selon la technique de forage employée et en fonction du type d'os rencontré. Ainsi, l'ostéotomie dans un os dense correspond à un foret terminal de diamètre proche de celui de l'implant, alors qu'un sous-calibrage est recommandé dans les os peu denses afin d'augmenter la stabilité primaire. Un sous-calibrage trop important par rapport au diamètre de l'implant oblige le praticien à utiliser davantage de force pour sa mise en place, augmentant la température locale dans la zone de friction. Néanmoins, l'arrivée sur le marché d'implants cylindro-coniques favorise une insertion des premiers millimètres de l'implant sans contrainte, réduisant l'échauffement local jusqu'à son positionnement final.

- Compression de l'os

Si l'échauffement de l'os lors de la mise en place de l'implant manque de preuve sur le plan scientifique, un excès de stabilité primaire lors de la pose peut, quant à lui, se traduire par une compression à l'origine d'une ischémie vasculaire altérant les mécanismes de cicatrisation (34). La diminution de l'apport sanguin au niveau du site d'implantation provoque alors une nécrose de l'os destiné à être au contact direct de l'implant (35). Cette compression excessive de l'os se traduit cliniquement par « la douleur du 3^{ème} jour », suivie d'une encapsulation fibreuse de l'implant nécessitant sa dépose. On parle alors de « burned-bone syndrome » correspondant à une ostéite locale (13).

La connaissance de ces différents risques, implique de trouver un juste milieu entre une stabilité primaire insuffisante et excessive afin de ne pas compromettre la stabilité secondaire de l'implant.

3 Moyens d'évaluation

Méthode subjective :

3.1 Perception tactile

L'expérience clinique du praticien joue un rôle essentiel dans l'évaluation de la stabilité primaire. En pratique courante, le chirurgien-dentiste évalue manuellement la résistance et la stabilité perçue lors du vissage de l'implant dans l'os par le biais d'une clé à cliquet ou dynamométrique. Il peut compléter son analyse par la percussion axiale de l'implant et l'obtention d'un son clair et mat reflétant le degré d'immobilité immédiat de l'implant (34). Si cette méthode demeure la plus répandue, notamment pour sa rapidité et sa facilité d'exécution, elle reste néanmoins subjective et dépend grandement de l'expérience du praticien.

Méthode objective :

3.2 Valeur du couple d'insertion (ITV)

L'Implant Torque Value ou la valeur du couple d'insertion est une mesure indirecte de la stabilité primaire. Le couple d'insertion est défini comme : « *la mesure de la résistance au frottement rencontrée par l'implant le long de son axe lors de son insertion en rotation et en direction apicale* » (36). Cette mesure s'exprime en Newton-centimètre (Ncm) et est directement intégrée dans la plupart des contre-angles d'implantologie (*Figure 11*). Le torque d'insertion peut aussi se mesurer manuellement à l'aide d'une clé dynamométrique lors de la mise en place de l'implant.

Une valeur comprise entre 25 et 70 Ncm est recommandée pour un implant unitaire selon Orhan & Al (2024) en l'absence de consensus sur une valeur idéale (37). D'autres auteurs comme Trisi & Al considèrent comme suffisante, une valeur située entre 25 et 45 Ncm afin de protéger l'implant des micromouvements nocifs (38). Barone & Al (2016) démontraient dans leur étude, les conséquences d'un ITV > 50 Ncm considéré comme élevé. Au-delà de cette valeur, les auteurs soulignaient une augmentation du remodelage osseux péri-implantaire et des récessions gingivales autour de l'implant. Cela s'expliquerait par un risque majoré de fracture de l'os

alvéolaire périphérique et de résorption osseuse, en particulier dans des situations de corticales fines (<1mm) (39). Néanmoins, la valeur maximale à respecter diffère d'un implant à un autre selon la conception et les recommandations du fabricant.

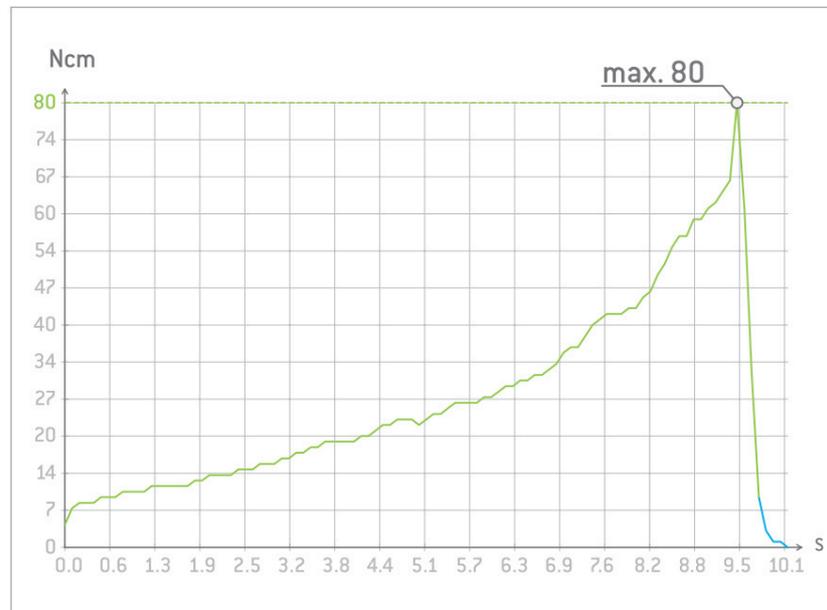


Figure 11: Valeur de l'ITV (Ncm) en fonction de la durée du vissage (s) directement intégrée dans le moteur d'implantologie – Mode d'emploi ImplantMed™ par WH™

3.3 Resonance Frequency Analysis

Nous avons vu précédemment que la stabilité primaire de l'implant diminuait petit à petit pour être remplacée par une stabilité secondaire de nature biologique. L'analyse de la fréquence de résonance ou RFA (Resonance Frequency Analysis) permet de suivre cette évolution en permettant de comparer des valeurs précises relevées tout au long du processus d'ostéointégration de l'implant.

3.3.1 Principe

L'analyse de la fréquence de résonance est une technique non invasive permettant de fournir des informations sur la situation de l'interface os/implant à n'importe quel stade du traitement. Présentée en 1996 par Meredith & Al, la RFA correspond à la mesure de la fréquence à laquelle un dispositif fixé à l'implant vibre. En effet, le principe de cette méthode consiste à mesurer la réponse d'un capteur vissé à l'implant, mis en

vibration via une impulsion électrique ou magnétique selon le type d'instrument de mesure utilisé (40). Ces vibrations imposent une force latérale à l'implant provoquant son déplacement qui génère une fréquence de résonance mesurée par la sonde et convertie en valeur de quotient de stabilité (ISQ). La fréquence de l'oscillation enregistrée dépend directement de la rigidité de l'interface os-implant. Plus l'implant est stable, plus l'implant rentre en résonance avec son milieu ce qui se traduit par des valeurs d'ISQ plus élevées (41).

3.3.2 ISQ (Implant Stability Quotient)

Élaborée en 2003 par Osstell, l'échelle ISQ comprend des valeurs allant de 1 à 100, l'ISQ 1 (valeur minimale) et l'ISQ 100 (valeur maximale) correspondant approximativement à 1000 Hz et 100 000 Hz de fréquence de résonance. L'ISQ reflète le degré de micromobilité de l'implant sans corrélation linéaire avec celui-ci. L'évaluation et la comparaison des valeurs d'ISQ tout au long du processus d'ostéointégration permettent de suivre l'évolution de la stabilité de l'implant et de décider du moment opportun pour la mise en charge. Osstell™ présente des valeurs repères d'ISQ dans le graphique ci-dessous (*Figure 12*), permettant d'orienter le praticien vers le choix de mise en charge immédiate ou précoce. Un code couleur accompagne la lecture de la valeur, « vert » décrivant une stabilité élevée de l'implant.

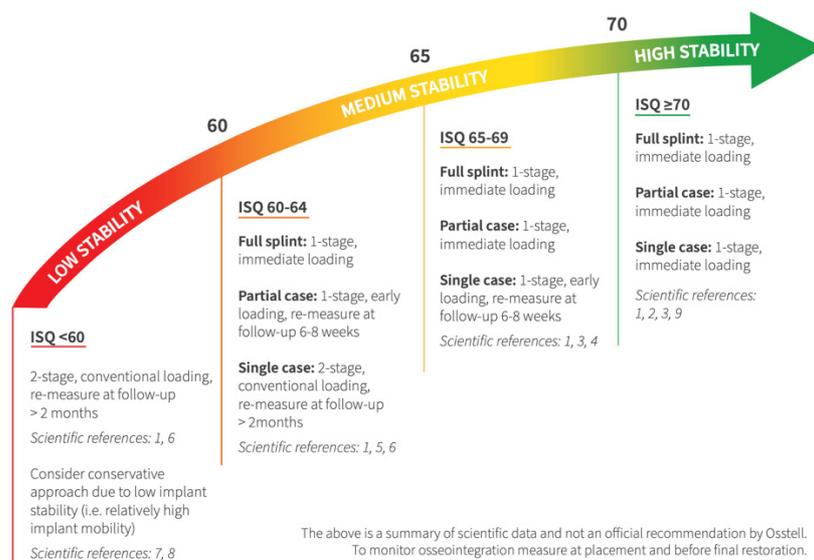


Figure 12 : Techniques chirurgicales et prothétiques réalisables en fonction de la valeur de l'ISQ – Osstell.com

- Instruments de mesure :
 - *Osstell™* : Le premier instrument de mesure utilisant la RFA est mis sur le marché en 2001 par l'entreprise suédoise. Le dernier cri de la marque est l' « *Osstell Beacon™* », un modèle sans fil envoyant une impulsion magnétique sur le capteur relié à l'implant appelé « *Smartpeg* ». Les différentes mesures sont prises en plaçant le transducteur situé au bout de l'instrument à 45° du capteur, en direction vestibulo-linguale et mésio-distale. La valeur de l'ISQ et la couleur correspondante s'affichent sur l'écran de l'instrument indiquant le niveau de stabilité de l'implant (*Figure 13*) (42).
 - *Penguin™* : De la taille d'une lampe à photopolymériser, cet appareil de mesure disponible depuis 2015 se présente comme une alternative à *Osstell™* et utilise la même technologie que ce dernier.
 -



Figure 13 : Osstell Beacon™ - Osstell.com

3.4 Periotest™

Utilisé initialement pour mesurer la mobilité des dents naturelles, le Periotest™ a vu sa fonctionnalité être réorientée en implantologie afin de mesurer la stabilité primaire des implants. Doté d'une tête mobile, le Periotest™ vient percuter l'implant 16 fois pendant une durée de 4 secondes et relève le temps de contact avec celui-ci. Les mesures relevées varient de -8 à 50 et sont d'autant plus élevées que l'implant est mobile. Premier instrument permettant d'attribuer une valeur objective de la stabilité primaire, le Periotest™ s'est rapidement vu remplacer par la mesure de la RFA, plus fiable et plus reproductible. En effet, les valeurs obtenues avec le Periotest™ peuvent varier en fonction de la densité osseuse rencontrée, de l'angulation et de la force appliquée pendant la mesure (43). La variabilité inter-opérateur ainsi que l'échelle de mesure limitée justifient également le choix de se tourner vers la RFA.

3.5 Comparaison des différentes méthodes

Dans la pratique quotidienne, l'implantologiste a tendance à évaluer la stabilité primaire de l'implant par simple proprioception et par l'obtention d'un son mat à la percussion axiale. Cette technique se distingue par sa simplicité, mais elle manque de fiabilité.

Dans la littérature, deux moyens de mesures se distinguent pour la comparaison objective de la stabilité primaire des implants. Il s'agit de la valeur du couple d'insertion (ITV) et de la RFA via le relevé de l'ISQ. Ces deux techniques ont des applications cliniques spécifiques et peuvent être complémentaires. En effet, il existe une corrélation positive entre l'ITV et l'ISQ initial, de sorte que plus l'ITV est élevé, plus l'ISQ l'est aussi et inversement. Néanmoins, bien que l'ITV offre une mesure immédiate de la stabilité primaire au moment de l'insertion, elle reste limitée par son incapacité à évaluer la mobilité latérale de l'implant. En comparaison, la diffusion de la fréquence de résonance dans les 3 plans de l'espace permet d'accroître la fiabilité de la RFA par rapport à l'ITV (44). Du fait de son approche non-invasive et de sa reproductibilité, la RFA s'avère également plus adaptée pour le suivi à long terme de la stabilité de l'implant.

Cependant, l'intégration de l'ITV dans la plupart des contre-angles d'implantologie rend cette technique plus accessible en pratique quotidienne pour la majorité des praticiens par rapport à l'utilisation d'un instrument de mesure spécifique par RFA qui s'avère coûteux.

Récemment, des recherches sur l'utilisation d'ultrasons comme moyen de mesure semblent présenter des résultats prometteurs, mais la réalisation d'études cliniques chez l'Homme et la conception d'un instrument de mesure spécifique doivent être concrétisées avant de présenter cette méthode comme véritable alternative à la RFA (45).

4 Facteurs influençant la stabilité primaire

Javed & Al (2013) décrivent de manière exhaustive les différents facteurs influençant la stabilité de l'implant dans un article référence (31).

Nous distinguerons ainsi les paramètres liés au patient, à l'implant et à la technique chirurgicale employée (Figure 14).

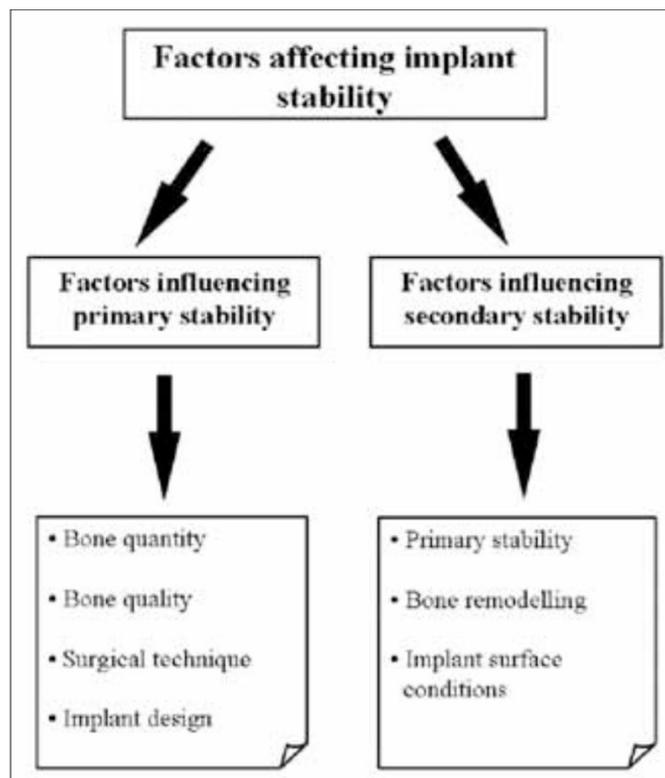


Figure 14 : Facteurs influençant la stabilité des implants – Javed & Al (2013)

4.1 Liés au patient

4.1.1 Qualité et quantité osseuse

Comme détaillé dans le début de ce travail, la qualité et la quantité du site d'implantation s'avèrent essentielles pour la réussite du traitement.

En effet, un os de type IV est associé à un plus grand taux d'échec en raison d'une stabilité primaire diminuée, exposant l'implant à des micromouvements qui nuisent à son ostéo-intégration (46). Molly & Al relatent une diminution linéaire des valeurs de RFA avec celle de la densité osseuse, suggérant qu'une densité osseuse plus faible

entraîne une réduction de la stabilité primaire (47). Fu & Al (2023) évoquent cette relation à travers une étude menée sur 90 patients et comprenant 156 implants de conceptions similaires (Seven ; MIS) Les implants placés dans les os de type I et II présentent des valeurs moyennes d'ISQ et d'IT supérieures à ceux placés dans les os de type III et IV (Figure 15). L'analyse des résultats révèle une corrélation significative entre les valeurs moyennes d'ISQ/IT et la densité osseuse rencontrée (48). La relation avec d'autres facteurs comme l'âge, le sexe et la longueur de l'implant est explorée sans signification statistique, à l'inverse de la densité osseuse et de la largeur de l'implant.

Table 1 The insertion torque (IT) and primary implant stability quotient (ISQ) by age, gender, bone density, implant diameter, and implant length.

	Number	IT (Ncm) (mean ± SD)	Primary ISQ (mean ± SD)	IT P value	Primary ISQ P value
Age (year)				0.462	0.377
≥55	52	32.69 ± 4.06	64.04 ± 6.32		
<55	38	35.20 ± 5.18	66.46 ± 5.25		
Gender				0.257	0.162
Male	42	34.82 ± 8.16	66.48 ± 5.32		
Female	48	32.83 ± 6.51	63.85 ± 7.14		
Bone density ^a				0.014*	0.027*
D1	10	47.25 ± 6.92	78.47 ± 6.71		
D2	51	40.81 ± 7.63	68.49 ± 8.03		
D3	67	30.79 ± 4.61	63.95 ± 7.26		
D4	28	23.16 ± 8.20	56.68 ± 5.87		
Implant diameter (mm)				0.032*	0.029*
3.3	15	29.51 ± 7.59	60.18 ± 7.65		
3.75	57	31.62 ± 6.55	63.20 ± 8.52		
4.2	64	34.63 ± 5.24	65.14 ± 5.29		
5	20	40.17 ± 7.85	73.77 ± 4.23		
Implant length (mm)				0.575	0.186
10	61	32.06 ± 7.95	63.78 ± 6.88		
11.5	55	34.28 ± 6.91	64.86 ± 6.24		
13	40	35.60 ± 4.23	67.29 ± 7.81		

^a According to the classification of Misch.¹⁹

Ncm, Newton centimeter; SD, standard deviation; *, statistical significance ($P < 0.05$).

Figure 15 : Valeurs moyennes d'ISQ et d'IT en fonction de différents facteurs – Fu & Al (2023)

D'autres études démontrent une association statistiquement significative entre la densité osseuse et l'ISQ, permettant de confirmer l'influence de la qualité osseuse sur la stabilité primaire de l'implant (49).

La quantité d'os et particulièrement de sa portion corticalisée jouent aussi un rôle crucial dans l'établissement de la stabilité primaire. C'est ce qu'affirment Miyamoto & Al en s'appuyant sur les résultats de leur étude comprenant la pose de 225 implants (Astratech™) chez 50 patients édentés. En effet, les auteurs observent une forte

corrélation entre les valeurs d'ISQ obtenues et l'épaisseur de la corticale osseuse, révélant l'importance de l'ostéo-architecture à l'instar de la densité osseuse du site d'implantation (50). De plus, la largeur de la crête alvéolaire et le volume osseux disponible influent de manière indirecte sur la stabilité en permettant la mise en place d'un implant de plus gros diamètre.

4.1.2 État de santé général

La densité osseuse varie en fonction de l'âge, du sexe et de l'état de santé général du patient (51).

Tous ces éléments sont à prendre en compte lors d'une prise en charge implantaire puisqu'ils peuvent altérer la pérennité du traitement.

Le vieillissement général de la population nous amène à soigner de plus en plus de patients polymédiqués ou souffrant de pathologies chroniques comme l'ostéoporose. L'OMS la définit comme : « *une maladie caractérisée par une faible densité osseuse et une détérioration de l'ostéo-architecture entraînant une plus grande fragilité osseuse ainsi qu'un risque de fracture augmenté* » (52). La prévalence de l'ostéoporose augmente avec l'âge et s'avère plus importante chez la femme. Cette différence s'explique par une plus grande espérance de vie par rapport aux hommes ainsi que par des changements hormonaux postménopause. L'augmentation de la proportion d'os spongieux et de l'espace inter-trabéculaire propre à l'os ostéoporotique va diminuer l'ancrage mécanique de l'implant.

Si les caractéristiques propres au patient sont difficilement modifiables, l'opérateur peut optimiser la stabilité primaire de l'implant en choisissant un modèle et une technique chirurgicale adaptée à chaque situation (20).

4.2 Liés à l'implant

Le « macro-design » et le « micro-design » sont deux aspects complémentaires de la conception des implants dentaires, chacun jouant un rôle crucial dans l'établissement de la stabilité primaire et secondaire nécessaire à l'ostéointégration. En s'appuyant sur les données récentes de la littérature, nous exposerons les différents facteurs qui

exercent une influence réelle sur la stabilité de l'implant, permettant ainsi de comprendre le choix de l'opérateur lorsqu'il est confronté à un os de faible densité.

4.2.1 Macro-design de l'implant

Le macro-design concerne la forme générale et les caractéristiques structurelles visibles de l'implant.

Il inclut les paramètres suivants :

- La forme du corps de l'implant
 - Le filetage et le dessin des spires
 - Les dimensions
-
- Forme de l'implant

Indiqué initialement pour les édentements mandibulaires et maxillaires antérieurs, le premier implant dentaire de forme conique pure mis au point par Brånemark et commercialisé en 1981 par NobelPharma (aujourd'hui Nobel Biocare™) avait pour objectif principal d'assurer l'ostéointégration de l'implant. L'élargissement des indications à des localisations osseuses moins favorables et aux techniques de mise en charge précoce a vu apparaître l'émergence de conceptions coniques ou d'association des deux formes (cylindro-coniques). Les implants coniques et cylindriques ont des différences distinctes en termes de conception et d'avantages, qui peuvent influencer le choix de l'implant en fonction de la qualité osseuse rencontrée ou de la technique chirurgicale employée.

Voici les principales différences et avantages de chaque type.

L'implant conique se distingue par sa forme effilée, se rapprochant de la racine d'une dent avec un diamètre diminuant progressivement en direction apicale. À l'inverse, l'implant cylindrique conserve la même forme avec un diamètre constant tout le long de sa longueur, tandis qu'une conception hybride (cylindro-conique) de plus en plus répandue, possède une portion coronaire cylindrique et une portion apicale conique.

O'Sullivan & Al (2000) ont mené une des premières études *in vivo* sur le comportement de différentes conceptions implantaires dans l'os de faible densité. Sur les 5 types d'implants NobelBiocare testés, tous en titane pur (*Figure 16*), quatre sont de conceptions cylindriques (STA-Standard Branemark, MKII-Mark II, OTI-Osseotite, TIOB-Tioblast) alors qu'un seul présente un design cylindro-conique (MKIV-Mark IV). Le but de cette étude était de comparer les différences de stabilité primaire parmi plusieurs conceptions implantaires. Les valeurs d'ITV et de RFA obtenues dans l'os de type IV par les implants cylindro-coniques (MK IV-Mark IV) sont supérieures à celles obtenues par des implants cylindriques. On retrouve cette différence dans des proportions moindres dans un os de type III.

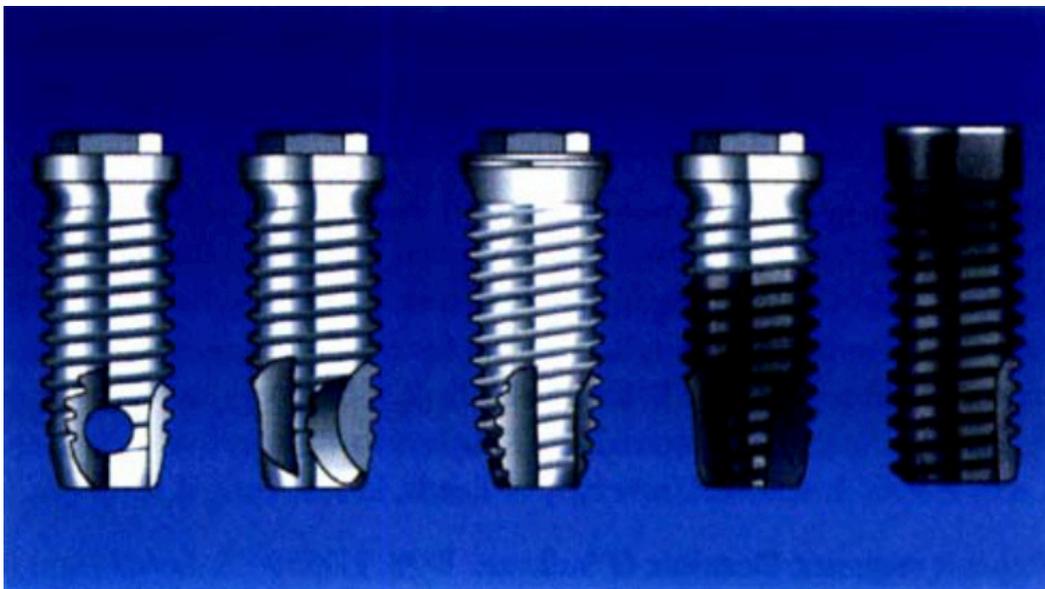


Figure 16 : De gauche à droite : STA-Standard Branemark, MKII-Mark II, MKIV-Mark IV, OTI-Osseotite, TIOB-Tioblast – O'Sullivan & Al (2000)

En 2004, les mêmes auteurs comparaient les performances mécaniques des implants coniques par rapport au design cylindrique original de Bränemark. Ils avancent l'hypothèse que l'apport d'une certaine conicité à l'implant (1°) permet d'induire un degré de compression sur l'os cortical améliorant sa stabilité. Cette compression latérale serait liée à la fois au degré de conicité de l'implant, mais aussi aux propriétés mécaniques de l'os rencontré et au protocole de forage. Les résultats obtenus témoignent d'une augmentation significative de la stabilité primaire par rapport aux implants cylindriques sans altération du processus d'ostéointégration (53).

Néanmoins, plusieurs auteurs rapportent un risque de compression locale de l'os pouvant aboutir à une résorption de la corticale en cas d'os trop dense ou de sous-calibrage trop prononcé (54). Un implant cylindrique peut alors trouver son indication dans des os plus denses, en diminuant les forces exercées et en permettant ainsi de soulager l'os adjacent.

L'utilisation d'implants coniques se révèle particulièrement intéressante dans les situations où la qualité osseuse est diminuée, mais aussi dans les cas d'extractions-implantations immédiates où l'on recherche un ancrage mécanique important dans les derniers millimètres apicaux. Dans une étude *in vivo* récente (2020) réalisée chez le chien, les valeurs d'ISQ relevées au moment de la mise en place des implants s'avèrent significativement plus élevées en ce qui concerne les implants coniques par rapport aux implants cylindriques (55).

En se rapprochant de la forme naturelle d'une racine dentaire (*Figure 17*), l'implant conique présente d'autres avantages en permettant une meilleure répartition des charges occlusales sur l'os adjacent, une réduction du risque de perforation osseuse lors de sa mise en place, l'évitement d'éléments anatomiques tels que les racines dentaires adjacentes ainsi que la réduction de la séquence de forage (56).



Figure 17 : Mimétisme entre un implant conique récent et une racine dentaire naturelle – Wilson & Al (2016)

Le choix entre un implant dentaire conique et un implant cylindrique dépend de la qualité de l'os du patient, de l'emplacement de l'implant, des préférences du chirurgien-dentiste ainsi que de la spécificité du cas clinique. Néanmoins, les différents avantages présentés associés à une grande polyvalence poussent l'opérateur à s'orienter vers une conception cylindro-conique ou conique lors du choix de ses implants.

- Filetage de l'implant

Largement inspirés par les vis à métaux utilisées dans l'industrie, les premiers implants commercialisés reprenaient une forme cylindrique composée de filets resserrés et courts adaptés à des chirurgies en deux temps opératoires avec des délais de cicatrisation plus longs.

L'évolution du design des spires implantaire correspond à la volonté de s'adapter aux situations osseuses de faible densité, mais aussi dans un souci de réduction des délais de temporisation (57).

Le filetage d'un implant est caractérisé par sa forme, sa largeur, ses différents angles et son pas de vis (*Figure 18*). Tous ces facteurs sont interdépendants et leurs variations influent la qualité de l'ancrage primaire obtenu (58). S'il existe peu d'études comparatives significatives sur les propriétés du filetage implantaire, les auteurs semblent s'accorder sur l'importance de la profondeur et de la forme des spires dans un os de faible densité.

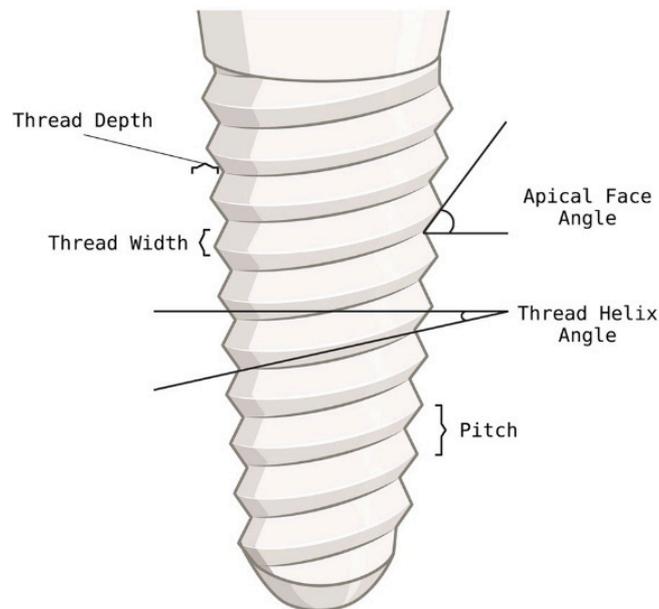


Fig. 2 Characteristics of the implant macro design. Thread helix angle: angle between the thread helix and the horizontal to the longitudinal axis of the implant. Apical face angle: angle between the thread face and the horizontal to the longitudinal axis of the implant. Pitch: distance between the center of a thread to the next thread in the longitudinal axis of the implant or implant length divided by the number of threads. Thread depth: distance between the outer contour of the thread and the implant base body. Thread width: distance between the most coronal and the most apical portion of the same thread (Mod. according to [60]). Created with BioRender.com

Figure 18 : Caractéristiques du filetage implantaire – Heimes & Al (2023)

En effet, l'augmentation de la profondeur du filetage tend à améliorer la stabilité primaire dans les os de type IV selon Lee & Al, en permettant une compression accrue de l'os péri-implantaire et une augmentation de la surface de contact (59). Une profondeur de 0,34 à 0,5 mm, associée à une augmentation du nombre de filets en direction apicale peut conduire à une augmentation de la stabilité, d'après une revue récente de la littérature.

En revanche, une profondeur excessive de filetage peut aussi altérer la précision d'insertion et contraindre l'opérateur à tarauder le site de forage afin d'éviter une compression excessive de l'os dans un cas de densité élevé perdant ainsi, tout son intérêt initial (58).

Enfin, l'apport de spires agressives auto-taraudantes en forme de V (*Figure 19*) permettrait d'obtenir une meilleure stabilité primaire lorsque l'implant est placé dans

un os à composante spongieuse et assurerait une meilleure répartition des forces verticales (60).

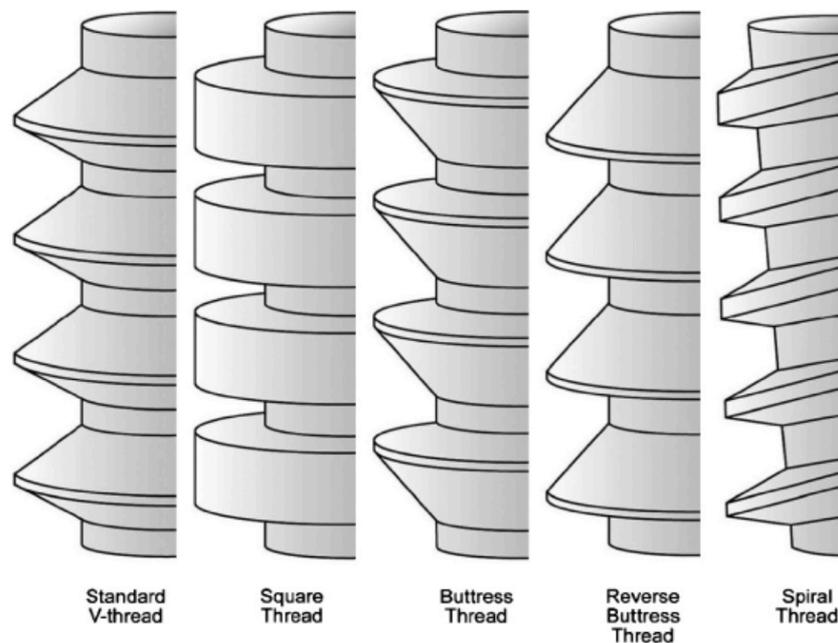


Figure 19 : Différents designs de filets implantaires (à gauche : forme en V) – Abuhussein & Al (2010)

Abuhussein & Al apportent des éléments supplémentaires relatifs au filetage de l'implant dans un article paru en 2010.

L'auteur revient notamment sur la notion cruciale de pas, qui correspond à la distance mesurée parallèlement à l'axe de l'implant entre les centres de deux filets consécutifs. Un pas de filetage faible augmente la densité de filets, ce qui améliore la surface de contact entre l'os et l'implant. En augmentant le nombre de filets, l'implant voit aussi sa résistance aux contraintes s'améliorer en permettant une distribution plus uniforme des forces. Ces paramètres permettent de renforcer la stabilité primaire de l'implant, en particulier dans un os de faible densité où les propriétés mécaniques sont réduites.

Une autre notion abordée dans cet article est l'angle d'hélice qui représente l'angle formé par la courbe du filetage et le plan perpendiculaire à l'axe longitudinal de l'implant. La variation de la valeur de cet angle influe directement sur la vitesse

d'insertion mais aussi sur la stabilité de l'implant. En effet, plus cet angle est élevé moins l'implant nécessite de rotation pour être inséré sur toute sa longueur. D'après les résultats de Ma & Al (2007), un angle d'hélice réduit, typique des implants monospires, semble améliorer la stabilité initiale en réduisant le mouvement de l'implant lors de son insertion. A contrario, une conception à triple spires, qui favorise une insertion rapide dans l'os, pourrait nuire au succès implantaire en cas de faible stabilité primaire avec un risque majoré de rotation de l'implant lorsqu'il est soumis à une force axiale (58)(61). Le design de l'implant *Tapered Scew-Vent* de Zimmer® illustre l'importance de l'angle d'hélice, en intégrant spécifiquement des filets rapprochés dans son tiers coronaire afin d'augmenter la stabilité primaire, principalement obtenue dans la zone corticalisée de l'os.

Le filetage de l'implant est une composante complexe mais importante du macro-design implantaire. Il est ainsi recommandé de choisir un implant à pas de vis réduit, avec un nombre de filets élevé et profonds, dotés d'un faible angle d'hélice afin d'augmenter la surface de contact entre l'implant et l'os lorsque ses capacités mécaniques sont réduites. L'ensemble de ces caractéristiques est résumé dans le tableau ci-dessous (*Figure 20*), tout comme la largeur et la longueur de l'implant, dont nous allons étudier la pertinence scientifique dans la partie suivante.

Good bone quality	Increased primary stability
Long implant	
Wide diameter implant	
More threads	
Smaller pitch	
Deep threads	
Decreased thread helix angle	
Compromised bone quality	Decreased primary stability
Short implant	
Narrow diameter implant	
Fewer threads	
Longer pitch	
Shallow threads	
Increased thread helix angle	

Figure 20 : Facteurs relatifs à la conception implantaire et à la qualité osseuse affectant le degré de stabilité primaire – Abuhussein & Al (2010)

- Dimensions de l'implant

L'influence de la taille de l'implant sur la stabilité primaire comprend l'analyse de ses deux composantes : le diamètre et la longueur.

Lors de la planification implantaire, le praticien décide du diamètre et de la longueur de l'implant adapté à la situation. Le choix d'un diamètre approprié dépend de l'espace mésio-distal et vestibulo-lingual disponible en tenant compte des impératifs biologiques et prothétiques propres à l'implantologie. Les secteurs postérieurs mandibulaires et maxillaires permettent généralement la mise en place d'implants plus larges se rapprochant de l'ancrage naturel initial des dents.

Quel est l'impact du diamètre implantaire sur la stabilité primaire ?

L'augmentation du diamètre implantaire accroît la surface de contact entre l'os et l'implant, améliorant sa stabilité primaire et permettrait une meilleure distribution des charges. Plusieurs études ont cherché à déterminer la relation entre diamètre implantaire et stabilité primaire. Une étude *in vivo* réalisée en 2020 comprenant la pose de 160 implants de tailles différentes (BEGO Semados – S line) sur 48 patients, analyse la relation entre ces deux paramètres et découvre une corrélation positive entre les valeurs d'ISQ et les implants de plus large diamètre. Les modèles de 4,1mm présentaient des valeurs d'ISQ plus élevées que ceux de diamètre 3,25 mm et 3,75 mm (62).

Ces résultats sont en accord avec ceux présentés par l'équipe de Gomez & Al, suggérant une influence positive du diamètre sur la stabilité initiale des implants (63).

Les dernières études *in vitro* ont l'avantage de présenter un plus grand échantillon de diamètres et d'en étudier leur comportement d'un point de vue strictement mécanique dans des modèles osseux se rapprochant de l'os de faible densité. En s'appuyant sur un échantillon de 720 implants, Stoilov & Al analysent l'influence du diamètre et de la longueur sur la stabilité primaire dans une simulation d'os de type IV. Un modèle linéaire est réalisé avec la qualité de l'os et le type d'implant comme facteurs fixes et les dimensions de l'implant comme covariables.

L'influence de la longueur de l'implant sur le couple d'insertion diminue en fonction de la qualité de l'os, tandis que celle du diamètre de l'implant ne semble pas systématiquement impactée (64). Cliniquement, cela signifie que le diamètre de l'implant joue un rôle plus important que sa longueur dans l'obtention d'un couple d'insertion optimal et d'une stabilité primaire plus élevée. Néanmoins, les très bons taux de succès et de stabilité primaire atteints par les implants standards ou étroits amènent à relativiser sur l'importance réelle du diamètre implantaire.

Si l'augmentation du diamètre de l'implant tend à augmenter la valeur de stabilité primaire, les études portant sur l'impact de la longueur semblent moins unanimes. Dans une étude *in vitro* récente, Lee & Al (2024) (65) cherchent à comparer les différentes valeurs d'ISQ pour des implants de même diamètre mais présentant des longueurs différentes (S-III Active, Neobiotech). 30 implants de 3 longueurs différentes (7,3 mm, 10.0 mm et 13.0 mm) sont divisés en 3 groupes de 10, chacun des groupes correspondant à une longueur spécifique. Ils sont ensuite mis en place de manière standardisée par le biais d'une foreuse dans un modèle osseux en polyuréthane se rapprochant de la densité d'un os de type IV. Les valeurs d'ISQ sont relevées par un panel d'experts et de non-experts, puis sont ensuite comparées et synthétisées dans le graphique ci-dessous (*Figure 21*).

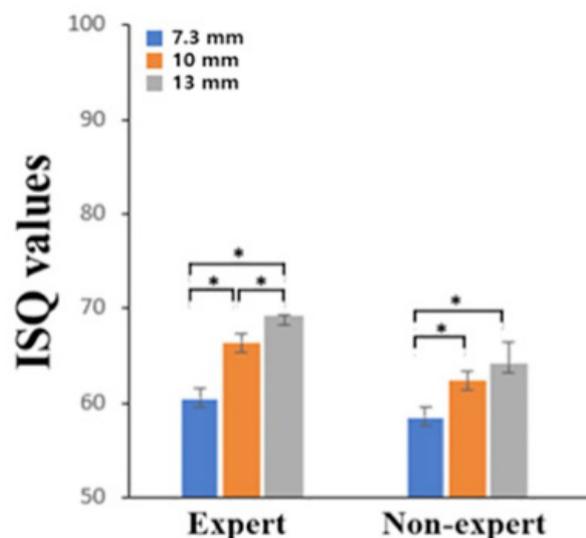


Figure 21 : Valeurs moyennes d'ISQ en fonction de différentes longueurs d'implants relevées par des panels d'experts et non-experts – Lee & Al (2024)

Les résultats de l'étude mettent en évidence une relation statistique significative entre les différentes longueurs d'implants et l'ISQ obtenue dans un modèle osseux de faible densité, suggérant que des implants plus longs peuvent être une alternative efficace pour compenser la stabilité primaire des implants chez les patients ayant une mauvaise qualité osseuse. Toutefois, ces résultats sont à interpréter avec précaution compte-tenu des limites propres à l'étude in-vitro avec la difficulté de reproduction des conditions de chirurgie réelles et l'absence de volet biologique.

Bien que plusieurs études aient été réalisées chez l'Homme, aucun accord ne semble se dégager aujourd'hui quant à l'impact réel de la longueur sur la stabilité primaire des implants. En effet, si certains auteurs mettent en évidence une relation linéaire entre la longueur des implants et les valeurs d'ISQ (66)(67), d'autres parviennent à des conclusions beaucoup plus nuancées. C'est le cas de Miyamoto & Al qui comparent les valeurs d'ISQ de 225 implants de même diamètre (Astra Tech) allant de 8 à 17 mm de long chez 50 patients différents. L'analyse des résultats ne démontre aucune corrélation entre la longueur implantaire et l'augmentation de la stabilité primaire. Gomez & Al rapportent également l'absence d'influence de la longueur de l'implant sur les valeurs d'ISQ (63). En revanche, ces auteurs tiennent à souligner l'importance de la qualité osseuse sur la stabilité plutôt que de la taille des implants (50). La variabilité actuelle des résultats peut s'expliquer par la complexité et la diversité des facteurs influençant la stabilité primaire et par la faible étendue des longueurs étudiées. Le manque de standardisation des protocoles rajoute une difficulté supplémentaire à la comparaison des études entre elles.

L'hétérogénéité des résultats et l'absence de consensus scientifique clair sur l'influence de la longueur, orientent néanmoins l'opérateur à choisir un implant de large diamètre et de longueur adaptée pour augmenter la surface de contact avec l'os afin de pallier le manque d'ancrage mécanique dans les situations où la qualité osseuse est amoindrie.

Pour le clinicien, le choix de la longueur d'un implant est dicté par les impératifs anatomiques. Il n'a pas de réticence à choisir l'implant plus long quand il le peut, car le geste chirurgical n'est pas plus long ni plus complexe. Il améliore ainsi la surface de contact implant/os, sans courir le moindre risque. L'augmentation du diamètre est souvent plus difficile car elle se heurte aux impératifs de distance biologique vis-à-vis

des dents adjacentes, mais aussi au respect du profil d'émergence et des impératifs prothétiques.

4.2.2 Micro-design de l'implant

Le micro-design se réfère aux caractéristiques superficielles et texturales de l'implant. Il concerne l'état de surface et l'ajout d'un revêtement spécifique comme l'hydroxyapatite.

La rugosité de l'état de surface apporte de nombreux avantages par rapport à une surface usinée en assurant la formation plus précoce de tissu osseux et un remodelage osseux plus rapide par l'augmentation de la mouillabilité ainsi que de la surface de contact entre les cellules ostéoblastiques et l'implant (31). Si l'impact d'un état de surface rugueux sur la stabilité secondaire a été largement décrit dans la littérature, aucune influence du micro-design sur la stabilité primaire n'a été démontrée.

Dans les situations d'os de faible densité, les critères de choix liés à l'implant porteront sur un implant auto-taroudant de forme conique ou cylindro-conique, doté d'un design de spires profondes à angle d'hélice réduit, en choisissant un diamètre large lorsque cela est possible. Ces informations sont résumées dans l'infographie ci-dessous (*Figure 22*).

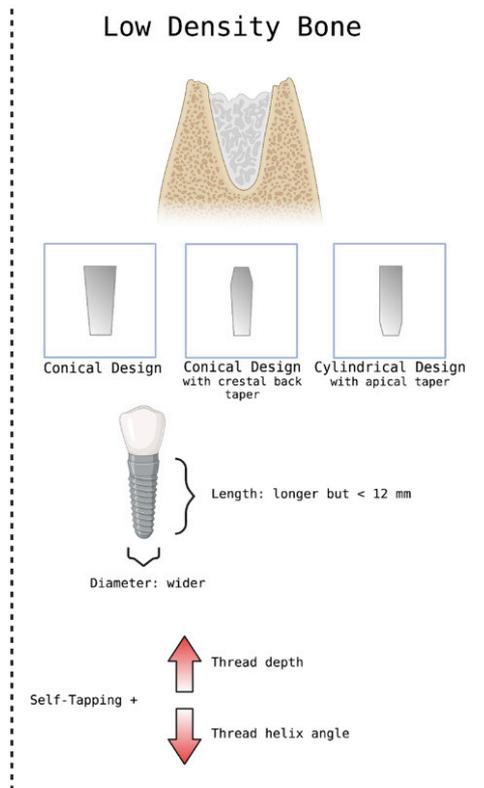


Figure 22 : Suggestion de macro-design type à privilégier dans un os de faible densité – Heimes & Al (2023)

Différents modèles d'implants respectant ce cahier des charges spécifique sont présentés dans la figure ci-dessous :



Figure 23 : De gauche à droite : Straumann® - BLX, Nobel® - NobelActive, Zimmer™ - TSX, MegaGen® - AnyRidge

4.3 Liés à la technique chirurgicale

4.3.1 Sous-calibrage ou « under-drilling protocol »

Le chirurgien-dentiste dispose de plusieurs options pour améliorer la stabilité primaire de l'implant en adaptant son protocole de forage.

Le protocole conventionnel (A) consiste en une mise en forme progressive du site implantaire au diamètre final qui se rapproche de celui de l'implant.

La technique dite de « sous-calibrage » (B) consiste, quant à elle, à choisir un diamètre de foret final inférieur au diamètre de l'implant afin d'augmenter la friction et la pénétration locale des spires dans l'os (*Figure 23*).

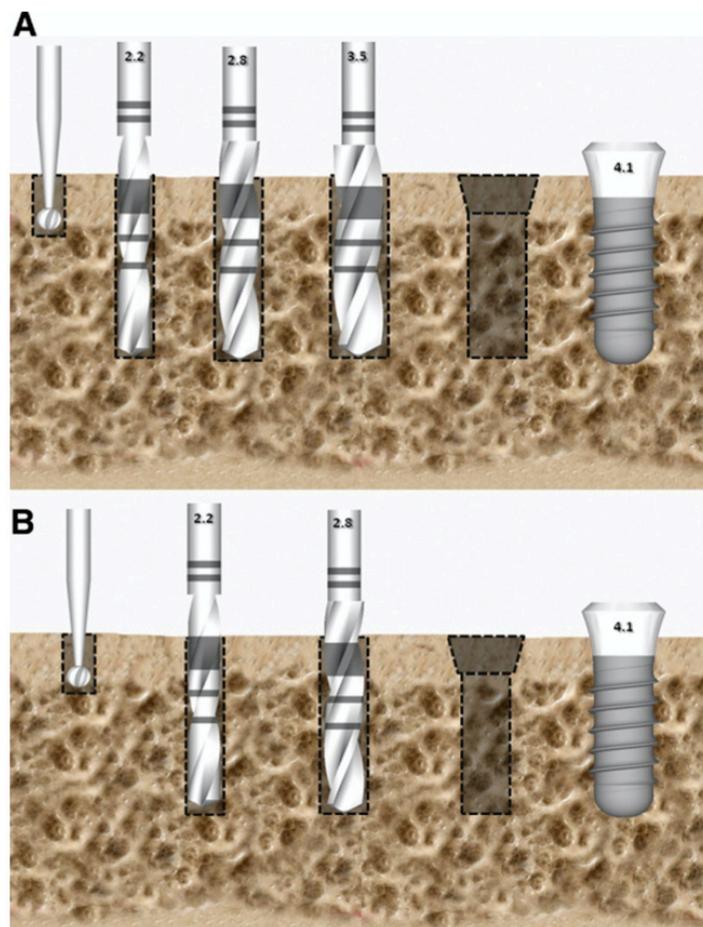


Figure 24 : Schéma de la séquence de forage utilisée dans la technique chirurgicale conventionnelle (A) et sous calibrée (B) pour la pose d'implants - Alghamdi & Al (2011)

Plusieurs études *in vivo* sur modèles animaux ont été réalisées afin d'évaluer l'impact du sous-calibrage sur la stabilité primaire.

La méthodologie est semblable et consiste à comparer les valeurs de torque d'insertion de plusieurs groupes d'implants en fonction du diamètre final d'ostéotomie.

Les résultats de ces différentes études mettent en évidence une nette augmentation de la valeur d'IT au fur et à mesure que le diamètre du dernier foret diminue, sans observer d'altération de l'ostéointégration au cours des semaines qui ont suivi (68)(69)(70).

Ces observations sont transposées à l'Homme dans une étude *in vivo* menée par Alghamdi & Al. Ainsi, 52 implants de même dimension (Straumann ITI Standard Plus Implant) divisés en 2 groupes de 26 sont posés chez 29 patients différents dans des sites osseux de faible densité. Le groupe contrôle comprend les implants posés selon le protocole standard de forage et permet de comparer les résultats du second groupe utilisant la technique de sous-calibrage pour la mise en forme du site implantaire. Les valeurs RFA relevées dans le second groupe mettent en évidence une amélioration de la stabilité primaire dans les localisations osseuses de faible densité et confirment les observations faites chez l'animal. De plus, il est intéressant de relever l'absence d'échec implantaire à 1 an, orientant sur la fiabilité à moyen terme de la modification de la technique de forage dans l'os de type III et IV (71).

Enfin, Degidi & Al (2015) complètent ces informations en affirmant qu'un sous-calibrage de 10% par rapport au diamètre de l'implant est suffisant pour améliorer la stabilité primaire, une diminution supérieure n'apportant pas de meilleur résultat (72).

4.3.2 Ostéotomie de Summers

Confronté aux limites de l'époque concernant le placement d'implants dans des situations osseuses de faible densité, Summers décrivait en 1994 une nouvelle technique de mise en forme par voie crestale s'appuyant sur l'utilisation d'ostéotomes afin d'augmenter localement la densité osseuse. Initialement employé dans les régions maxillaires postérieures, le protocole initial consiste à utiliser un foret pilote unique correspondant à la longueur de l'implant, puis à passer successivement des instruments cylindro-coniques de diamètres croissants à l'extrémité arrondie appelés « ostéotomes ». Le concept d'ostéotomie présenté par Summers aurait pour avantages : la conservation, la compression, l'étalement latéral et apical de l'os

trabéculaire (*Figure 25*) ce qui permettrait d'augmenter la densité osseuse autour de l'implant (73).



Figure 25 : Représentation théorique de la compaction latérale et apicale de l'os trabéculaire lors de l'usage d'un ostéotome – Ferrer & Al (2006)

En 2020, une étude *in vivo* menée sur 150 patients explore les potentiels avantages de cette technique dans l'os de faible densité par rapport au protocole de forage conventionnel. Les auteurs mettent en évidence une augmentation significative des valeurs d'ISQ pour les implants (Schütz Dental) posés avec la technique d'ostéotomie de Summers, traduisant une amélioration de la stabilité primaire. Cette différence s'expliquerait par l'augmentation locale de la densité osseuse par rapport aux techniques de forage par soustraction (74).

Cependant, des auteurs remettent en cause l'efficacité et la fiabilité de cette technique. En effet, Butcher & Al rapportent une diminution de la stabilité des implants et associent cet effet aux micro-fractures induites par l'ostéotome dans l'os trabéculaire, allongeant les délais de cicatrisation (75) et à l'origine d'un effet délétère sur l'ostéointégration (76). De plus, une étude histologique a montré en 2008 que l'augmentation de la densité osseuse ne concernait que la zone périapicale du site implantaire, sans changement significatif au niveau des parois latérales de la préparation (77).

Ainsi, compte-tenu du peu d'études cliniques disponibles sur l'amélioration de la stabilité primaire et en l'absence de consensus scientifique sur l'emploi d'ostéotomes, il convient de rester prudent quant au réel intérêt et à l'efficacité de cette technique dans l'os de faible densité. De plus, l'inconfort et le risque de vertige liés à l'usage du maillet pour la mise en place des ostéotomes (78) oriente les praticiens vers d'autres options pour optimiser la stabilité dans l'os de mauvaise qualité.

4.3.3 Ostéodensification

Découlant des observations relatives aux concepts précédemment décrits, Salah Huwais met au point une nouvelle technique d'ostéotomie non soustractive ayant pour objectif d'améliorer la stabilité primaire dans l'os de faible densité.

Le concept d'ostéodensification (OD) repose sur l'utilisation de forets spécifiques induisant une compaction et une densification locale de l'os lors de son utilisation en sens anti-horaire. Commercialisés par la société VERSAH™, les forets DENSAH permettent la formation d'une couche osseuse densifiée et compacte le long des parois internes de l'ostéotomie. L'utilisation de ces forets spécifiques apparaît comme une option fiable aux côtés de la technique du sous-calibrage pour améliorer la stabilité des implants (79). Son protocole, ses avantages, ses inconvénients et son efficacité clinique sont détaillés dans la suite de ce travail.

5 La technique d'ostéodensification

5.1 Principe

L'ostéodensification, développée en 2013 par S. Huwais, se distingue du forage conventionnel (FC) par son approche conservatrice.

S'inspirant des principes de l'ostéotomie de Summers, cette technique innovante entraîne une densification de l'os péri-implantaire en récupérant et en étalant les particules osseuses de forage le long des parois internes du site implantaire. Huwais qualifie cet effet d' « *autogreffe* », le décrivant comme la « compaction des particules dans les pores de l'os trabéculaire » (Figure 26). L'ostéodensification exploite également la capacité visco-élastique de l'os qui permet la déformation et la réduction du diamètre de l'ostéotomie, favorisant ainsi le contact étroit entre l'os et l'implant. L'association de ces deux mécanismes augmente la stabilité primaire des implants dans les os de faible densité (79). Le succès de cette technique repose sur l'utilisation d'une instrumentation spécifique et le strict respect du protocole chirurgical (80)(81).

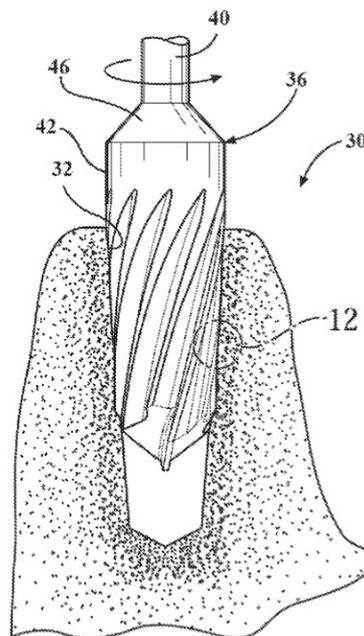


Figure 26 : Fonctionnement d'un ostéotome autogreffant (Foret Densah) – Huwais.S, World Intellectual Property Organization (2014)

5.2 Instrumentation

5.2.1 Caractéristiques des forets DENSAH

Les forets DENSAH sont commercialisés par la société américaine Osseodensification LLC créée en 2014 par Salah Huwais sous la marque VERSAH™. Le design de ces forets est spécifiquement conçu pour permettre à la fois la coupe et l'ostéodensification du site d'implantation. Le kit DENSAH se compose d'un foret pilote et de 12 forets disponibles en format long ou court allant de 2 mm à 5,5 mm de diamètre (*Figure 27*).



Figure 27 : Kit de forets DENSAH universel – Versah.com

Ils adoptent une géométrie évolutive de forme conique puis droite permettant un élargissement progressif du site de forage en fonction de la progression apicale. L'extrémité du foret comporte au minimum 4 arrêtes de coupe dont le nombre augmente en fonction du diamètre. La spécificité des forets DENSAH réside dans la présence de nombreuses cannelures hélicoïdales à sa surface permettant de couper ou de compacter l'os environnant selon le sens de rotation (*Figure 28*). En effet, utilisé dans le sens anti-horaire le foret induit une ostéodensification, alors qu'il produit un effet de coupe dans le sens inverse. Cette polyvalence permet une certaine souplesse dans la mise en forme en fonction de la situation osseuse rencontrée, notamment sa densité.

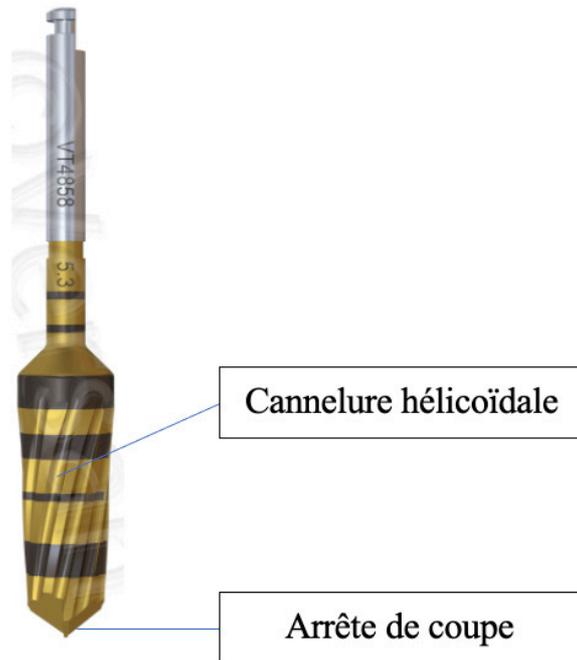


Figure 28 : Design d'un foret DENSAH de 5,5 mm (VS4858) – Versah.fr

Enfin, un marquage laser de 3 à 20 mm permet d'indiquer la profondeur de forage. Du fait de sa forme conique, le diamètre du foret correspond au diamètre moyen situé à 8 mm de profondeur, tandis que ses extrêmes (diamètres mineurs et majeurs) sont renseignés dans la référence catalogue (*Figure 29*)

Lignes laser sur la fraise Densah®



Figure 29 : Marquage laser et significations correspondantes d'un foret DENSAH – Mode d'emploi DENSAH

5.2.2 Utilisation

Les forets DENSAH sont compatibles avec les contre-angles d'implantologie et les moteurs chirurgicaux standards. Ils fonctionnent à une vitesse recommandée de 800 à 1500 tours/minute, avec deux modes distincts : une rotation anti-horaire, qui provoque la densification osseuse et une rotation horaire, qui permet la découpe de l'os. Une irrigation abondante est nécessaire pendant leur utilisation, assurée par un système d'irrigation externe relié au rotatif.

Lors de l'ostéotomie, un mouvement de rebond et de pompage vertical est maintenu tout au long de la progression du foret. Cela permet de lubrifier la zone entre le foret et l'os, minimisant ainsi le risque de surchauffe. La sensation de rebond provient de la force axiale opposée, proportionnellement inverse à celle appliquée par le chirurgien, créant un « retour haptique ». Cette résistance donne au praticien un contrôle précis sur la mise en forme du site implantaire.

Le mouvement de pompe et de rebond favorise à la fois l'étalement et la compaction des particules osseuses le long des parois du logement implantaire, mais également la déformation visco-élastique de l'os, produisant un « effet ressort » ou « spring-back effect » autour de l'implant. La durée de cette mise en forme dépend à la fois des dimensions de l'implant et de la densité osseuse rencontrée.

5.3 Indications/Contre-indications

Conformément aux recommandations du fabricant provenant du mode d'emploi des forets DENSAH, les indications sont les suivantes :

5.3.1 Indications

- Préparation du logement implantaire pour implant unitaire ou multiples (crête édentée, extraction-implantation immédiate, chirurgie guidée, implants zygomatiques)
- Qualité osseuse insuffisante (os de type III ou IV selon la classification de Lekholm & Zarb)
- Augmentation des dimensions horizontales ou verticales du site implantaire par : (*Figure 30*)
 - Expansion du septum inter-radicaire molaire (a)
 - Expansion latérale de la crête alvéolaire avec ou sans clivage intra-osseux (b)
 - Soulevé de sinus maxillaire par voie crestale avec ou sans apport de biomatériau (c)

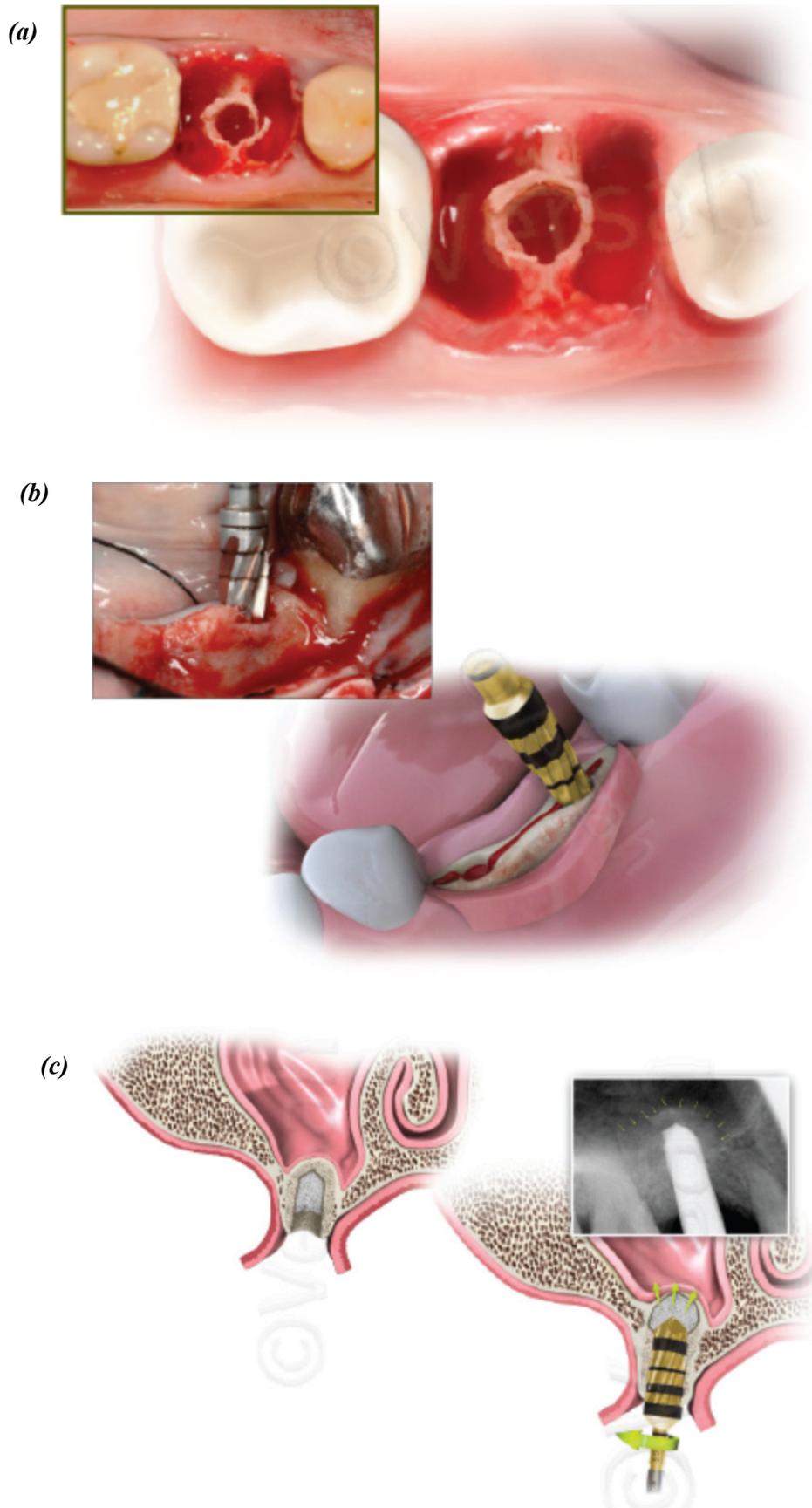


Figure 30 : (a) Expansion du septum inter-radriculaire molaire, (b) Expansion latérale de la crête alvéolaire avec clivage intra-osseux, (c) Soulevé de sinus maxillaire par voie crestale avec allogreffe – Mode d'emploi DENSAH

Initialement prévue pour l'amélioration des situations osseuses de faible densité, la polyvalence des forets DENS AH s'étend également à la gestion des défauts osseux quantitatifs modérés avec des résultats prometteurs.

5.3.2 Contre-indications

- Propres au système DENS AH :
 - Ostéodensification dans l'os de type 1 corticalisé
 - *Ostéoporose sévère (os de type V)*
 - Densification d'une xéno greffe
 - Chirurgie guidée autre que VERSAH G-STOP empêchant le mouvement de rebond et l'irrigation adéquate

- Propres à l'implantologie :
 - Absolues : Risque de nécrose osseuse (irradiation cervico-faciale > 35 Gy, anti-résorbeurs osseux pour indications malignes...)
 - Relatives : Allergie au titane, Tabac, risque infectieux, risque hémorragique non contrôlé (INR>4) proximité avec des éléments anatomiques nobles...

5.4 Protocole de pose d'un implant unitaire avec ostéodensification dans un os de faible densité

Le protocole recommandé par le fabricant est le suivant (*Figure 31*) :

1. Asepsie et anesthésie de la zone de travail
2. Incision crestale et décollement en pleine épaisseur des tissus mous
3. Forage vertical à l'aide du foret pilote jusqu'à la profondeur souhaitée (800-1500 tours/min sous irrigation abondante)
4. Sélection du foret Densah le plus étroit et réglage du moteur dans le sens anti-horaire (800-1500 tours/min sous irrigation abondante)
5. Mise en marche du foret Densah dans l'ostéotomie associé à un mouvement de pompage vertical jusqu'à la longueur souhaitée
6. Passage progressif des forets selon le diamètre de l'implant
7. Mise en place de l'implant dans l'ostéotomie
8. Aménagement gingival approprié

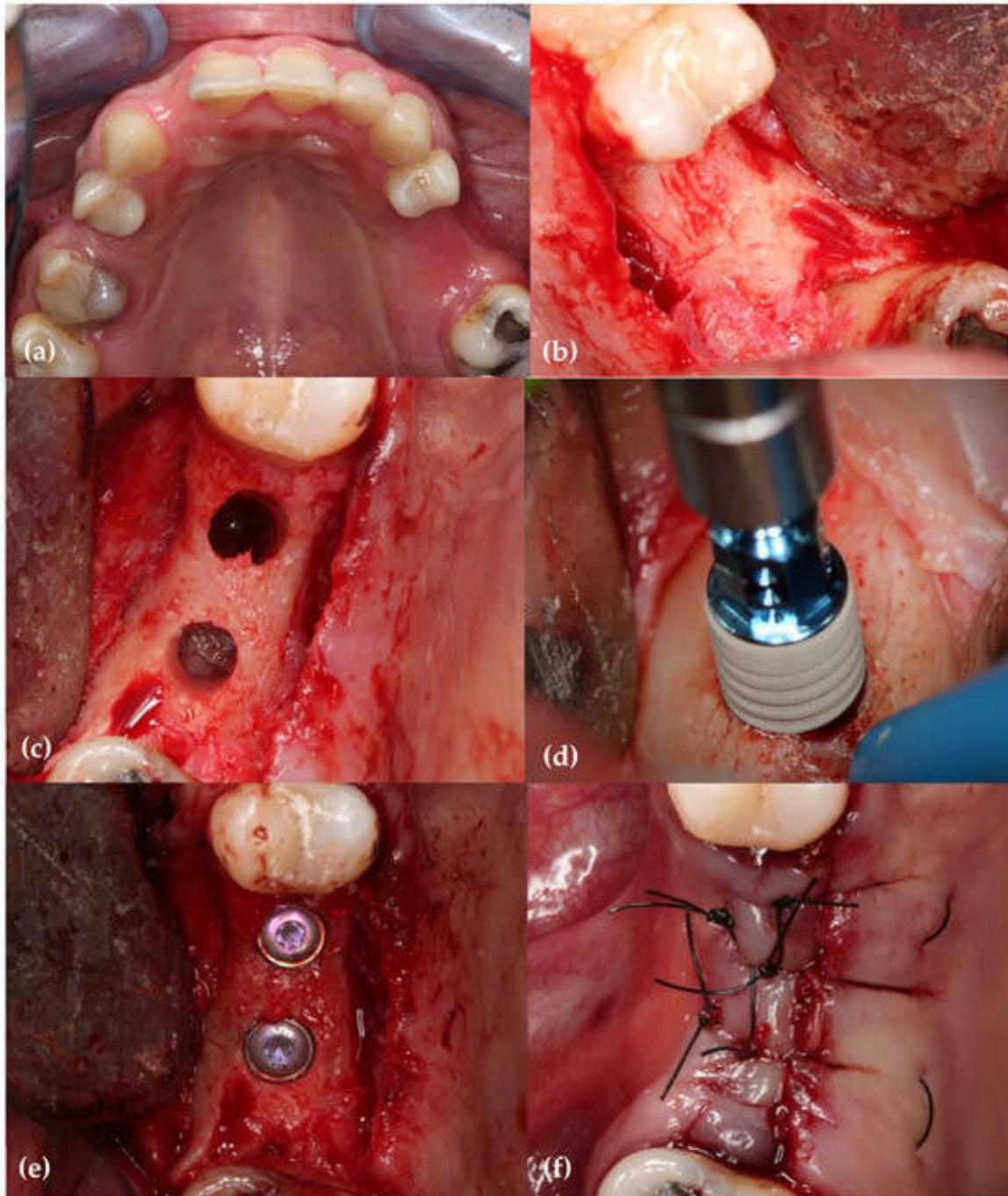


Figure 31 : Mise en place de deux implants BLT Straumann ® par la technique d'ostéodensification en maxillaire atrophié. (a) cas initial ; (b) lambeau mucopériosté de pleine épaisseur ; (c) ostéotomies par ostéodensification ; (d) pose de l'implant ; (e) vue occlusale des vis de couverture ; (f) sutures au fil monofilament – Fontes Pereira & Al (2024)

L'évaluation clinique et radiologique du site d'implantation s'avère primordiale dans le choix du mode de forage. En effet, ce dernier va varier en fonction de la densité, de l'ostéo-architecture et du volume du site d'implantation. Le fabricant recommande le passage de forets supplémentaires et de diamètres intermédiaires proches du diamètre de l'implant lors de son utilisation dans l'os dense afin de limiter l'effet du sous-calibrage inutile dans ce cas. Des fiches protocoles détaillées pour chaque modèle implantaire en fonction de la densité osseuse sont disponibles à la consultation sur leur site Internet (*Figure 32*).

Zimmer Biomet			Tapered Screw-Vent Implant - Model TSV					
			Soft Bone					
Geometry	Major Ø	Minor Ø	Pilot	Bur 1	Bur 2	Bur 3	Bur 4	Densah® Bur Block Display
Taper	3.7	3.1	Pilot	VT1525 (2.0)	VT2535* (3.0)	—	—	
Taper	4.1	3.5	Pilot	VT1828 (2.3)	VT2838* (3.3)	—	—	
Taper	4.7	3.9	Pilot	VT1525 (2.0)	VT2535 (3.0)	VT3545* (4.0)	—	
Taper	6.0	5.2	Pilot	VT1828 (2.3)	VT2838 (3.3)	VT3848 (4.3)	VT4858* (5.3)	

Figure 32 : Protocole de forage pour la mise en place d'un implant TSV Zimmer dans un os de faible densité – Versah.com

6 Intérêt clinique de l'ostéodensification

6.1 Arguments ex-vivo

Lorsque Huwais crée les forets DENSAH en 2015, leur intérêt théorique réside dans l'augmentation locale de la densité péri-implantaire dans l'os de type IV afin d'améliorer la stabilité primaire, essentielle à l'ostéointégration des implants. Les premières études réalisées sur modèles animaux rapportent des résultats prometteurs, selon son auteur. En effet, il explore en 2017 les effets biomécaniques et les conséquences histologiques de l'ostéodensification à travers une large étude ex-vivo et publie les résultats dans *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* (79).

Afin d'étudier l'impact de cette nouvelle technologie sur la stabilité primaire, la densité osseuse et sur le BIC (Bone-to-Implant Contact), Huwais & Meyer réalisent 72 ostéotomies dans 12 échantillons de plateau tibial de porc à composante majoritairement spongieuse. Les préparations des sites implantaire sont réalisées par forage conventionnel et par forets DENSAH utilisés dans leurs deux modes (ostéotomie soustractive et ostéodensification) en vue de l'insertion d'implants cylindriques purs de type Bränemark. Ici, le choix d'un implant à géométrie droite permet de limiter son influence par rapport à un design conique dont l'impact positif sur la stabilité primaire est déjà établi. La standardisation des conditions de mise en forme est assurée par un système de test permettant l'élargissement progressif des sites implantaires en 5 étapes jusqu'à 14 mm de profondeur. Les valeurs d'ISQ, de couple maximal de torque d'insertion et de retrait (Ncm) des 2 groupes d'implants sont relevées et présentées dans le diagramme ci-dessous (*Figure 33*).

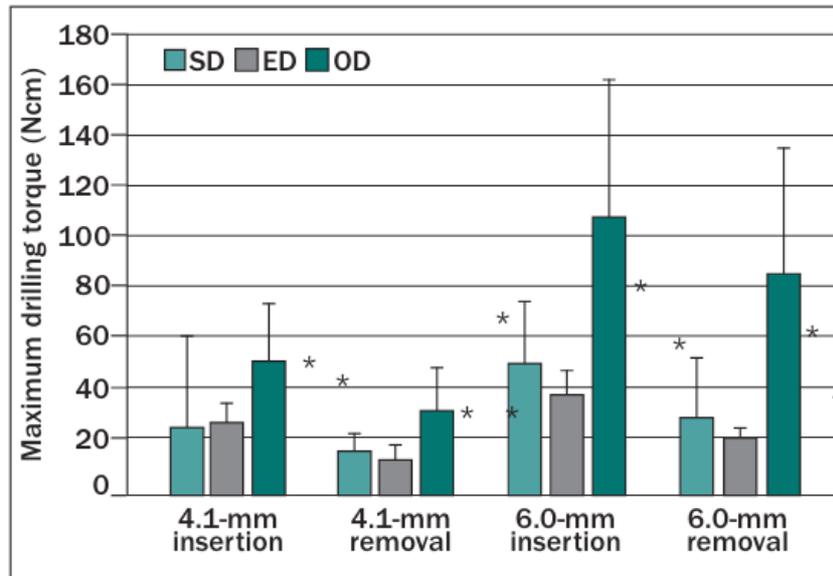


Figure 33 : Couples maximaux d'insertion et de retrait des implants de 4,0 mm et de 6,1 mm en Ncm – Huwais & Al (2017)

L'analyse des résultats révèle une augmentation significative du couple maximal d'insertion et de retrait pour les implants posés via la technique d'ostéodensification (OD) par rapport aux autres méthodes de préparation (SD = forage conventionnel, ED = ostéotomie soustractive avec foret DENSAH). Le doublement des valeurs moyennes maximales de torque et la différence significative par rapport aux autres techniques appuient l'hypothèse selon laquelle l'OD améliore la stabilité primaire dans l'os de faible densité.

Cependant, l'absence de variation significative des valeurs d'ISQ entre les groupes exige une certaine réserve dans l'interprétation finale des résultats.

L'hypothèse d'une augmentation locale de la densité osseuse grâce à l'« autogreffe » des particules de forage est corroborée par l'analyse des trois types d'ostéotomies via tomographie assistée par ordinateur (Figure 34).

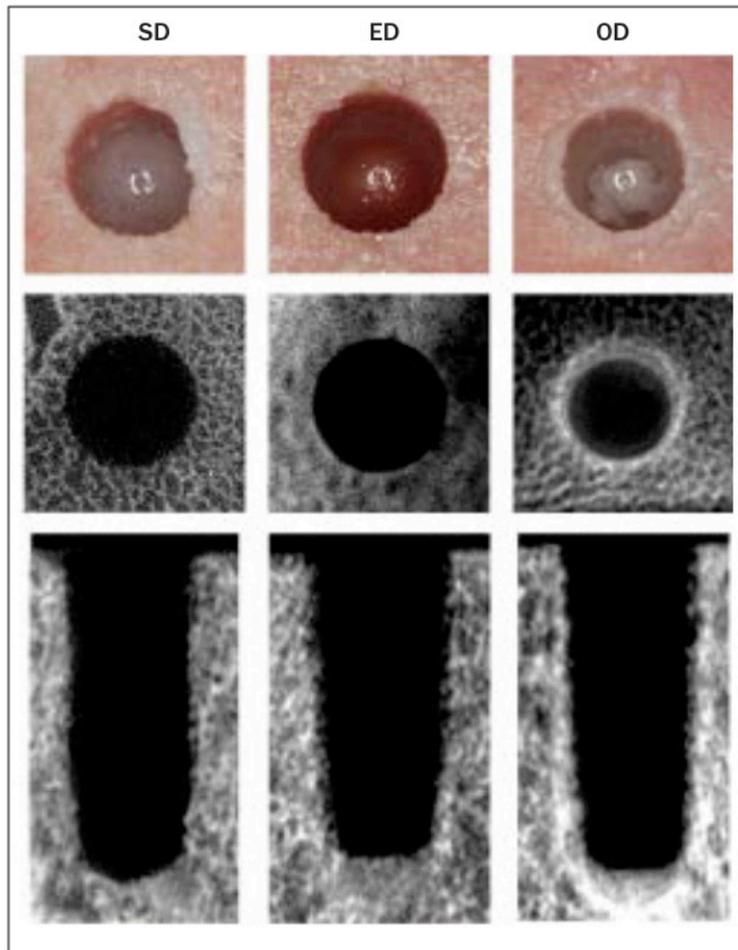


Figure 34 : Vue de surface des ostéotomies, coupes transversales et longitudinales pour chaque technique de mise en forme – Huwais & Meyer (2017)

Ces différentes coupes montrent la formation d'une fine couche d'os densifiée à la périphérie de l'ostéotomie par OD, prenant la forme d'un liseré radio-opaque alors que la densité minérale reste homogène dans les autres méthodes. L'augmentation locale de la densité osseuse péri-implantaire est particulièrement explicite en comparaison avec les autres techniques, avec un gain rapporté de 0,3 mm d'épaisseur après insertion de l'implant dans le modèle porcin.

La mesure et l'observation clinique du site préparé par OD montrent également une diminution du diamètre de l'ostéotomie par rapport aux deux autres protocoles de forage, malgré l'utilisation de forets de dimensions similaires. Cela s'explique par la récupération et l'étalement des particules de forage ainsi que par l'effet « *spring-back* » qui résulte de la capacité de déformation visco-élastique de l'os lors du retrait du foret.

Ce retour élastique vers le centre de l'ostéotomie génère des forces compressives contre l'implant, augmentant ainsi la surface de contact entre l'implant et l'os, avec pour conséquence directe une amélioration de la stabilité primaire.

Les résultats prometteurs de cette étude *ex-vivo* mettent en lumière les effets potentiels de l'ostéodensification par rapport au forage conventionnel. Toutefois, une comparaison approfondie avec les techniques d'optimisation existantes et la validation de ces résultats chez l'Homme sont essentielles pour confirmer la pertinence clinique de cette nouvelle technologie.

6.2 Intérêt clinique

6.2.1 Valeur ajoutée par rapport aux techniques existantes relatives au macro-design de l'implant

Si la qualité du site d'implantation prime sur les autres facteurs, la sélection d'un implant conique auto-taraudant reste une option fiable pour optimiser la stabilité primaire.

La justification de l'intérêt clinique de l'OD passe par la comparaison des valeurs biomécaniques de ce type d'implant posé selon les deux techniques de mise en forme (OD et FC). Trisi & Al (2016) réalisent cette comparaison à travers une étude *in vivo* réalisée chez la chèvre (82). 20 implants auto-taraudants et de conception cylindro-coniques (DYNAMIX Implants - Cortex) sont posés au niveau de la crête iliaque de chaque chèvre selon la technique de FC ou d'OD. Les chèvres sont euthanasiées après une durée de cicatrisation de 2 mois, puis les blocs osseux contenant les implants sont prélevés afin de mesurer différents paramètres relatifs à leur stabilité. Les valeurs moyennes du %BIC (Pourcentage du bone-to-implant contact), du %BV (Pourcentage du volume osseux) reflet de la densité osseuse péri-implantaire, du RTV (Valeur du torque de désinsertion) et du VAM (Valeur du micro-mouvement effectif) sont répertoriées dans le tableau ci-dessous (*Figure 35*).

	Test Group: OD Preparation Site	Control Group: Conventional Preparation Site
%BIC	49.58 ± 3.19	46.19 ± 3.98
%BV	37.63 ± 4.25*	28.28 ± 4.74*
RTV (N/cm)	172.70 ± 16.07*	126.63 ± 9.52*
VAM (µm)	60.45 ± 5.29*	94.88 ± 10.94*

Figure 35 : Valeurs moyennes du %BIC, %BV, RTV et VAM pour chaque groupe – Trisi & Al (2016)

La comparaison des différentes valeurs en fonction du procédé de mise en forme est pertinente puisqu'elle étudie le comportement d'un même macro-design implantaire dans un os de qualité similaire. La stabilité secondaire est caractérisée par l'amplitude des micro-mouvements mesurés entre l'implant et l'os sous l'effet de forces latérales, ainsi que par la mesure du RTV. L'analyse statistique des résultats démontre une augmentation significative de la stabilité secondaire et de la densité osseuse péri-implantaire (%BV) à hauteur d'environ 30% par rapport à la technique de forage conventionnel. Les valeurs moyennes de VAM des implants posés par ostéodensification sont à mettre en perspective avec le seuil de micromobilité de 50-100 µm à respecter afin d'assurer la stabilité à long terme des implants. Trisi & Al considèrent que l'amélioration des conditions biomécaniques observée après 2 mois de cicatrisation résulte directement de l'optimisation de la stabilité primaire permise par l'OD employée lors de la pose des implants. D'un point de vue histologique, la forte activité ostéoblastique à l'interface os-implant couplée à l'auto-greffe des particules osseuses de forage laisse entrevoir une ostéointégration encore plus qualitative sur le long terme.

Une revue récente de la littérature rapporte des résultats similaires en s'appuyant sur plusieurs études comparant le torque d'insertion d'implants de fabricants différents (ZIMMER ; EMFILS) posés par OD ou par FC. En effet, Lahens & Al rapportent une augmentation moyenne de 30 % avec des couples d'insertion supérieurs à 80 Ncm dans le sens anti-horaire contre 10 Ncm pour le forage conventionnel. Huwais & Meyer mentionnent une augmentation de 25 %, tandis qu'Alifarag & Al et Oliveira & Al notent des valeurs respectives de 45 Ncm et 40 Ncm avec l'OD, contre 30 Ncm et 25 Ncm pour la mise en forme classique. Mello-Machado & Al rejoignent les observations

précédentes en corroborant également cette supériorité avec des gains de stabilité primaire de 30 à 40 % (81).

L'impact positif de l'ostéodensification sur la stabilité primaire se confirme et son utilisation associée au choix d'un implant au macro-design spécifique s'avère être une stratégie efficace dans l'os de faible densité.

6.2.2 Comparaison avec la technique de « sous-calibrage »

La réduction du diamètre final de forage de 10% est une technique reconnue et largement pratiquée pour augmenter la stabilité primaire de l'implant. Néanmoins, cette stratégie poussée à l'extrême peut aboutir à la nécrose de l'os puis à la perte de l'implant en raison d'une compression excessive à l'origine d'une ischémie locale. Quels avantages peut apporter l'ostéodensification par rapport à « l'under-drilling protocol » ? En 2021, Mello-Machado & Al publient les résultats d'un essai clinique randomisé ayant pour but de comparer la stabilité des implants dans l'os de faible densité en fonction de la technique de mise en forme (OD et UD) (83). L'étude comprend la pose de 55 implants de 3,5 mm de diamètre (EMFILS) et de mêmes dimensions chez 16 patients, dans des sites de faible densité osseuse (D3 ou D4 selon la classification de Misch). L'étude est réalisée en double aveugle et détermine deux groupes : G1 (= 29 implants posés par OD) ; G2 (= 26 implants posés par forage conventionnel). Les deux groupes diffèrent dans leur séquence de forage avec un foret DENSAH terminal de 3,3 mm de diamètre pour G1 et de 2,8 mm pour G2 suivant les recommandations du fabricant pour ce type de situation osseuse (*Figure 36*).

Drilling Sequence	Osseodensification with Healing Chamber GROUPS	Standard Undersized Group
1	Ø1.6 mm Pilot (G3)	Ø2.0 mm Pilot (BALD-2021)
2	Ø2.3 mm (VT1828)	Ø2.5 mm (BHED-2025)
3	Ø3.0 mm (VT2535)	Ø2.8 mm (BHED-2528)
4	Ø3.3 mm (VT 2838)	

Figure 36 : Séquence de forage pour les groupes d'ostéodensification et de sous-calibrage – Mello-Machado & Al (2021)

Les implants de 3,5 mm sont ensuite mis en place en position sous-crestale, puis leur stabilité primaire est relevée par mesure manuelle du torque et de l'ISQ (*Figure 37*).

L'analyse statistique des résultats démontre une différence significative des valeurs moyennes d'IT en faveur des implants posés par ostéodensification contrairement aux valeurs d'ISQ, similaires pour les deux techniques. Si le torque d'insertion reflète la résistance à la friction lors de l'insertion de l'implant, il n'en reste pas moins un bon indicateur de la micromobilité présente à l'interface avec l'os. D'après les conclusions de cet article, l'ostéodensification permettrait d'obtenir un bon niveau de stabilité primaire dans l'os de faible densité sans diminuer le diamètre de l'ostéotomie. En écartant les risques associés au sous-calibrage, l'ostéodensification se positionne comme une alternative viable à cette technique.

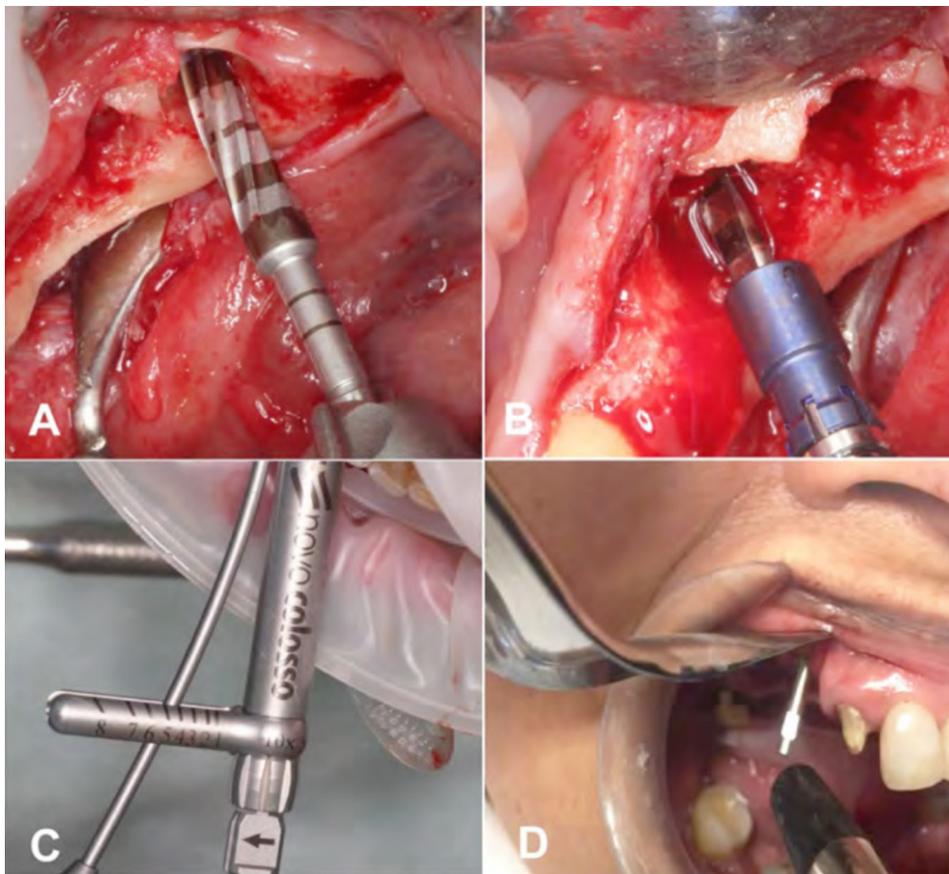


Figure 37 : (A) Forage par ostéodensification, (B) Sous-calibrage par forage conventionnel, (C) Mesure manuelle du torque, (D) Relevé de l'ISQ par instrument de mesure Osstell – Mello-Machado & Al (2021)

Néanmoins, une étude ex-vivo récente nuance ces conclusions à travers une comparaison exhaustive des différentes techniques de forage (84). 87 implants de dimensions identiques (OSSTEM Implant - SIII SA) sont posés selon 3 protocoles de

forage distincts (forage conventionnel, sous-calibrage et ostéodensification) dans des modèles porcins de faible densité osseuse. La stabilité primaire est relevée directement après insertion des implants à travers la mesure de l'ISQ. L'intérêt de cette étude réside à la fois dans la stricte comparaison des 3 méthodes de forage, mais aussi dans la combinaison des différentes techniques de mise en forme entre elles (Figure 38).

	Group	ISQ Value	Comparison between Groups *
A	Standard drilling with CD	66.35 ± 2.11	C, D
B	Standard drilling with OD-C	67.85 ± 3.59	C, E
C	Standard drilling with OD-CC	71.25 ± 2.57	A, B, D, F
D	Under-drilling with CD	74.25 ± 2.10	A, C, F
E	Under-drilling with OD-C	78.30 ± 3.83	B, F
F	Under-drilling with OD-CC	81.25 ± 3.09	C, D, E

Figure 38 : Valeur d'ISQ selon les différents groupes d'étude (OD-CC : ostéodensification en sens anti-horaire, CD : technique conventionnelle) – Seo & Al (2022)

Si l'analyse des résultats confirme l'apport de l'ostéodensification par rapport à la technique de forage conventionnel (Groupe C/Groupe A), celui sur l'UD semble plus modeste. En effet, la comparaison des deux techniques (Groupe C – jaune/ Groupe D – magenta) révèle une différence significative des valeurs d'ISQ en faveur de la réduction du diamètre final de l'ostéotomie. En revanche, la combinaison des deux procédés de mise en forme (Groupe F – vert) permet d'obtenir les plus hautes valeurs d'ISQ avec une différence significative par rapport aux groupes C et D. L'optimisation de la stabilité primaire dans l'os de type IV, permise par l'association de l'ostéodensification et du sous-calibrage, apparaît comme la meilleure option d'un point de vue strictement mécanique. Cette constatation ex-vivo doit néanmoins faire l'objet d'études *in vivo* approfondies chez l'Homme afin de confirmer son intérêt clinique puis son emploi en pratique quotidienne.

6.2.3 Ostéointégration

L'arrivée relativement récente des forêts DENSAH sur le marché explique le faible nombre d'études disponibles intégrant un suivi à long terme chez l'Homme, pourtant

nécessaire à l'évaluation du succès implantaire dans le temps. Néanmoins, des tendances claires semblent se dessiner.

En 2024, Fontes Pereira & Al publient les résultats de leur essai clinique évaluant l'efficacité de l'ostéodensification chez l'Homme sur une période de 1 an (85). L'étude inclut 90 patients et la pose de 278 implants STRAUMANN - BLT sur cette période. S'appuyant sur un échantillon important à l'échelle de l'implantologie, elle se distingue par un relevé de l'ISQ le jour de la pose, à 6 mois puis à 1 an afin de suivre l'évolution de la stabilité à moyen terme. Les résultats de leur étude démontrent une évolution des valeurs moyennes de l'ISQ au cours du temps, similaire à celle observée dans la technique de forage conventionnel. La croissance observée correspond à l'établissement de la stabilité secondaire et renseigne sur l'absence d'influence négative de l'OD sur l'ostéointégration en comparaison avec la méthode d'ostéotomie par soustraction.

Une seconde étude à prendre en compte est celle de De Carvalho & Al (2022) qui étudient le devenir de 211 implants posés par ostéodensification immédiatement après extraction entre 2017 et 2019 (86). La durée moyenne du suivi est comprise entre 12 et 32 mois pour chaque implant avec une mise en charge précoce ou différée. Malgré les limites de cette étude rétrospective, l'auteur rapporte un taux de succès global de 98,1% et de 99,2% pour les implants avec mise en charge immédiate contre 94,2% par forage conventionnel. La totalité des échecs (n=4) sont survenus dans les 12 premiers mois et aucune complication implantaire n'a pu être observée après cette période pour le reste de l'échantillon. Ces taux de succès élevés, dans des situations osseuses où la stabilité primaire est souvent réduite, confirment l'absence d'impact défavorable de l'ostéodensification sur l'ostéointégration et admettent un apport positif dans l'optimisation de l'ancrage initial de l'implant.

La littérature actuelle permet de conclure sur l'absence d'effet néfaste de l'ostéodensification sur l'ostéointégration, avec des taux de succès rapportés similaires voire supérieurs par rapport à la technique de forage conventionnel.

6.2.4 Réduction du temps de cicatrisation

L'utilisation des forets DENSAH dans l'os de faible densité conduit à une ostéotomie plus précise tout en augmentant la densité osseuse péri-implantaire et le contact entre l'os et l'implant. L'optimisation des conditions biomécaniques initiales grâce à l'OD influence positivement la cicatrisation des implants, comme démontré par Bergamo & Al dans un essai clinique randomisé comparant l'évolution de l'ISQ sur 6 semaines (87). L'étude a impliqué la pose de 150 implants coniques de type cone-morse, avec une surface sablée et mordancée à l'acide chez 56 patients. La comparaison entre les techniques d'OD et de FC à J0, S3 et S6 se résume ainsi :

- J0 : Immédiatement après la chirurgie, les valeurs d'ISQ étaient plus élevées pour la technique d'ostéodensification, indiquant une meilleure stabilité primaire des implants.
- S3 : À 3 semaines, les valeurs d'ISQ ont chuté pour les deux techniques, mais la baisse était plus marquée dans le groupe FC, suggérant une réduction significative de la stabilité pendant cette phase critique de transition entre la stabilité primaire et secondaire.
- S6 : À 6 semaines, les valeurs d'ISQ dans le groupe FC sont revenues à des niveaux similaires à ceux observés juste après la chirurgie, tandis que celles du groupe OD sont restées stables et supérieures à 68 tout au long de la période de suivi.

L'ostéodensification a démontré un profil de stabilité plus constant au fil du temps, tandis que le forage conventionnel a présenté des fluctuations importantes, avec une baisse critique de stabilité à 3 semaines suivie d'un rétablissement à 6 semaines. La stabilité continue des implants posés par OD, particulièrement lors de la transition entre la stabilité primaire et secondaire, suggère une réduction du temps de cicatrisation osseuse, avec un établissement plus rapide de la stabilité secondaire.

Mullings & Al associent ce phénomène au rôle essentiel de la récupération des particules osseuses de forage. En effet, la compaction et la réintégration de ces éléments dans l'espace péri-implantaire favoriseraient le processus de remodelage osseux en formant un « *pont entre l'os préexistant et les chambres de cicatrisation* » ou « *healing chambers* ». La cicatrisation naturelle serait alors impactée positivement

par l'ajout de facteurs ostéo-inducteurs et de protéines cellulaires créant des conditions optimales pour une ostéogénèse plus rapide et plus efficace (88).

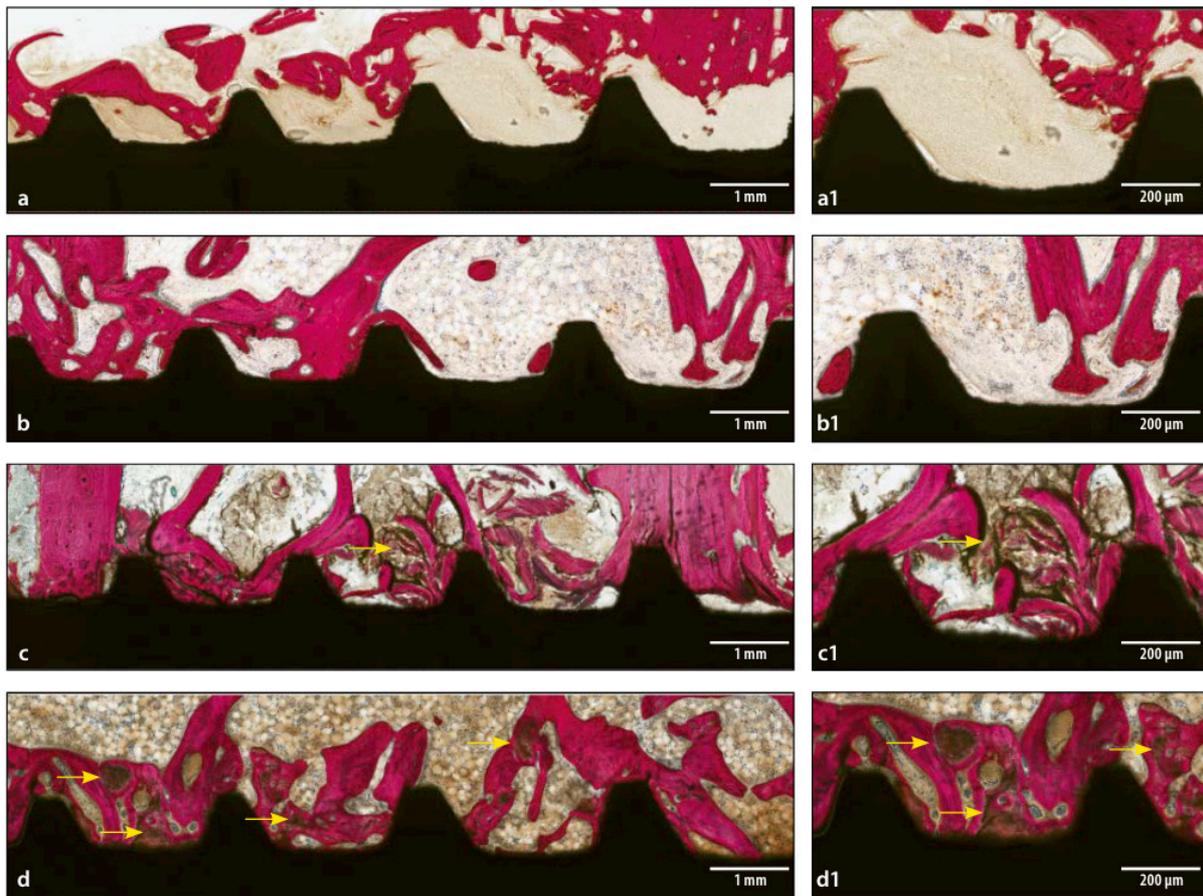


Figure 39 : Coupes micrographiques histologiques de l'interface os-implant à S3 et S6 d'implants posés par ostéodensification et forage conventionnel – Mullings & Al (2021)

L'influence des particules de forage sur l'ostéogénèse est observable dans les coupes histologiques présentées ci-dessus (Figure 39). L'incorporation des fragments osseux autogènes dans les espaces de cicatrisation inter-spires est davantage observée dans la technique d'OD (c1) que dans celle de FC (a1). Elle s'accompagne d'une prolifération accrue de cellules osseuses autour de l'implant à S6 (d) démontrant l'influence de l'os « *auto-greffé* » dans l'accélération de l'ostéointégration.

L'intérêt clinique de l'ostéodensification réside donc dans sa capacité à améliorer la stabilité primaire de l'implant dans les os de type III et IV. Elle se présente comme une option thérapeutique fiable aux côtés des techniques précédemment décrites et influerait positivement sur l'ostéointégration en réduisant le délai de cicatrisation sans compromettre le succès implantaire. Néanmoins, des études plus rigoureuses

comprenant des échantillons plus larges et des périodes d'observation plus longues sont nécessaires afin d'étayer ces résultats et de confirmer les bénéfices de cette nouvelle technologie.

7 Discussion

Les bénéfices apportés par l'ostéodensification se précisent et s'étoffent au fil des mois à mesure que les publications sur le sujet se multiplient, témoignant de l'intérêt croissant pour cette technologie.

Des points clés restent tout de même à éclaircir, comme l'impact de l'OD sur la vascularisation du site implantaire ou la viabilité de cette technique dans l'os néoformé post-greffe. Il ne fait aucun doute que ces interrogations trouveront des réponses dans les mois et années à venir, d'autant que les résultats préliminaires s'avèrent déjà prometteurs (89).

L'intérêt clinique clair de l'OD, nous amène à considérer sérieusement son intégration de manière pérenne dans l'exercice quotidien de l'implantologie...

En effet, l'OD s'affirme comme une option thérapeutique efficace, notamment dans sa capacité à compacter l'os autour de l'implant et à augmenter sa stabilité primaire. Le nombre croissant de praticiens adoptant cette nouvelle instrumentation et la multiplication des formations spécialisées, indiquent une attention particulière à ce nouveau procédé de mise en forme. Toutefois, bien que cette technologie présente des bénéfices cliniques avérés, il est important de ne pas négliger les défis d'ordre pratique, technique ou économique associés à son adoption.

En pratique quotidienne, le chirurgien-dentiste peut apprécier la polyvalence qu'offre les forets DENSAH, élargissant leur champ d'application. Celle-ci s'illustre par la double utilisation des forets, le sens horaire produisant un effet de coupe sur l'os tandis que le sens de rotation inverse induit une densification. L'adaptation de la méthode de mise en forme aux densités osseuses rencontrées permet de traiter une grande variété de situations cliniques allant du soulevé de sinus par voie crestale, à l'expansion de crête ou à la gestion de cas d'extraction-implantation immédiate (81). L'élargissement des indications se matérialise par la commercialisation récente d'une trousse de chirurgie guidée (*Figure 40*), renforçant l'attrait pour cette nouvelle technique.



Figure 40 : Trousse de chirurgie guidée DENSAH – Versah.com

L'OD, bien que prometteuse, présente également des limites techniques. En effet, elle ne peut pas se substituer aux techniques de greffe osseuse dans les cas de défauts osseux majeurs où le volume osseux est insuffisant. Par ailleurs, son utilisation dans les os de type I ou II peut se révéler contre-productive en diminuant la réparation osseuse et en compromettant l'ostéointégration, malgré l'amélioration de la stabilité primaire (90). De plus, la courbe d'apprentissage de cette technique ne doit pas être sous-estimée. Elle nécessite des formations spécifiques et une période d'adaptation du praticien pour garantir une utilisation efficace et sécurisée.

Enfin, des critères plus globaux sont à prendre en considération avant d'adopter cette nouvelle technologie. D'un point de vue financier, il faut garder en tête le coût initial d'une trousse de forets DENSAH (environ 3000 euros) et l'investissement non négligeable qu'il représente. Cette somme reste néanmoins à relativiser avec les honoraires appliqués en implantologie et surtout l'amélioration du taux de succès dans un contexte anatomique a priori défavorable. De plus, le fabricant renseigne sur une durée de vie de 12 à 20 ostéotomies, impliquant un renouvellement régulier des forets. Cette usure rapide s'explique par la double sollicitation des instruments (en sens horaire et anti-horaire) et engendre, de ce fait, des frais supplémentaires. L'ajout d'une instrumentation spécifique sur la table opératoire suppose d'ajuster l'organisation de travail, notamment dans la formation des assistantes et la gestion de la stérilisation.

Ainsi, si l'ostéodensification se présente comme une alternative ou un complément pertinent aux techniques de forage conventionnel, elle présente des défis pratiques et économiques qu'il convient de peser avant son adoption généralisée au cabinet.

Conclusion

L'implantologie dans l'os de faible densité représente un défi majeur pour les praticiens en raison des difficultés à établir une stabilité primaire fiable, essentielle au succès à long terme des implants. Bien que des progrès significatifs, notamment au niveau du macro-design implantaire, aient été réalisés pour améliorer les conditions biomécaniques, l'ostéodensification se distingue aujourd'hui comme une méthode innovante et prometteuse. En augmentant la densité osseuse autour du site implantaire, l'ostéodensification favorise non seulement une meilleure stabilité primaire, mais réduit également les risques de complications post-opératoires telles que l'échec d'ostéointégration ou l'allongement des délais de cicatrisation.

Cependant, malgré ses avantages cliniques apparents, l'ostéodensification nécessite encore des études plus approfondies pour valider son efficacité à long terme dans des contextes cliniques variés. Son coût et sa technicité, qui peuvent représenter des freins à une adoption généralisée, doivent également être pris en compte.

Ainsi, ce travail met en lumière les avancées significatives qu'apporte l'ostéodensification dans l'optimisation de la stabilité primaire, tout en soulignant la nécessité de poursuivre les recherches pour affiner son application. L'avenir de cette technique repose sur une évaluation continue de ses performances cliniques et son intégration harmonieuse dans la pratique implantaire quotidienne. Elle pourrait devenir une solution de référence pour la gestion des situations osseuses de faible densité, contribuant ainsi à l'amélioration d'une discipline, déjà détonante d'efficacité.

Références bibliographiques

1. Zarb. G Lekholm U., Albrektsson. T. Patient selection and préparation. Tissue integrated prostheses. 1st éd. Quintessence Publishing Co Inc.; 1985. 199-209 p.
2. Bert. M. Dentaire365. 2021. Implantologie : Bases fondamentales Conséquences cliniques. Disponible sur: <https://www.dentaire365.fr/wp-content/uploads/2020/12/BERT-C01.pdf>
3. Khoury F. Bone and Soft Tissue Augmentation in Implantology. 1st éd. Berlin: Quintessenz Verlag; 2021. 92-105 p.
4. Ferretti. JL. Biomechanical Properties of Bone. In: Bone Densitometry and Osteoporosis [Internet]. 1st éd. Berlin, Heidelberg: Genant HK, Guglielmi G, Jergas M; 1998. Disponible sur: https://doi.org/10.1007/978-3-642-80440-3_8
5. Olmedo-Gaya MV, Romero-Olid MN, Ocaña-Peinado FM, Vallecillo-Rivas M, Vallecillo C, Reyes-Botella C. Influence of different surgical techniques on primary implant stability in the posterior maxilla: a randomized controlled clinical trial. Clin Oral Investig. 28 mars 2023;27(7):3499-508.
6. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Implants Res. févr 2001;12(1):79-84.
7. Wang SH, Hsu JT, Fuh LJ, Peng SL, Huang HL, Tsai MT. New classification for bone type at dental implant sites: a dental computed tomography study. BMC Oral Health. 25 mai 2023;23:324.
8. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. Dentistry Today. 1989;39.
9. Goiato MC, Dos Santos DM, Jr. Santiago JF, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. sept 2014;43(9):1108-16.
10. Rosa C, Bento V, Duarte N, Sayeg J, Santos T, Pellizzer E. Do dental implants installed in different types of bone (I, II, III, IV) have different success rates? A systematic review and meta-analysis. Saudi Dent J. mars 2024;36(3):428-42.
11. Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. J Oral Rehabil. 2014;41(10):783-94.
12. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. J Dent. août 2010;38(8):612-20.
13. Bert M. Gestion pratique des complications en implantologie. 1st éd. Paris: EDP Sciences; 2016. (Repères).
14. Fernández-Olavarría A, Gutiérrez-Corrales A, González-Martín M, Torres-Lagares D, Torres-Carranza E, Serrera-Figallo M. Influence of different drilling protocols and bone

- density on the insertion torque of dental implants. *Med Oral Patol Oral Cirurgia Bucal*. 2023;e385-94.
15. Carl E. Misch. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. Mosby; 2008.
 16. Seibert. J. S. Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I. Technique and wound healing. *Compend Contin Educ Dent*. 1983;4:437-53.
 17. Meloni SM, Jovanovic SA, Urban I, Baldoni E, Pisano M, Tallarico M. Horizontal ridge augmentation using GBR with a native collagen membrane and 1:1 ratio of particulate xenograft and autologous bone: A 3-year after final loading prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. août 2019;21(4):669-77.
 18. Cucchi A, Bettini S, Ghensi P, Fiorino A, Corinaldesi G. Vertical ridge augmentation with Ti-reinforced dense polytetrafluoroethylene (d-PTFE) membranes or Ti-meshes and collagen membranes: 3-year results of a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. avr 2023;25(2):352-69.
 19. Cáceres F, Troncoso C, Silva R, Pinto N. Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex vivo study. *J Oral Biol Craniofacial Res*. oct 2020;10(4):625-8.
 20. Makary C, Menhall A, Zammarie C, Lombardi T, Lee SY, Stacchi C, et al. Primary Stability Optimization by Using Fixtures with Different Thread Depth According To Bone Density: A Clinical Prospective Study on Early Loaded Implants. *Materials*. 27 juill 2019;12(15):2398.
 21. Albrektsson T. *The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success*. 1986;
 22. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. *A Systematic Review of Biologic and Technical Complications with Fixed Implant Rehabilitations for Edentulous Patients*. 2012;
 23. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
 24. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S. *Théorie et pratique de la mise en charge immédiate*. Quintessence International; 2007.
 25. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone–dental implant interface: Review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998;43(2):192-203.
 26. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. juin 2006;17(3):244-50.
 27. Walker LR, Morris GA, Novotny PJ. Implant Insertional Torque Values Predict Outcomes. *J Oral Maxillofac Surg*. 1 mai 2011;69(5):1344-9.

28. Villa R, Polimeni G, Wikesjö UME. Implant osseointegration in the absence of primary bone anchorage: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 1 nov 2010;104(5):282-7.
29. Li W, Chow J, Hui E, Lee PKM, Chow R. Retrospective study on immediate functional loading of edentulous maxillas and mandibles with 690 implants, up to 71 months of follow-up. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* déc 2009;67(12):2653-62.
30. Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):116-23.
31. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* déc 2013;5(4):162-7.
32. Khachatryan L, Khachatryan G, Hakobyan G, Khachatryan A. Simultaneous endoscopic endonasal sinus surgery and sinus augmentation with immediate implant placement: A retrospective clinical study of 23 patients. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg.* août 2019;47(8):1233-41.
33. Bennardo F, Barone S, Buffone C, Colangeli W, Antonelli A, Giudice A. Removal of dental implants displaced into the maxillary sinus: a retrospective single-center study. *Head Face Med.* 17 nov 2022;18(1):34.
34. Gehrke SA, Guirado JLC, Bettach R, Fabbro MD, Martínez CP, Shibli JA. Evaluation of the insertion torque, implant stability quotient and drilled hole quality for different drill design: an in vitro Investigation. *Clin Oral Implants Res.* juin 2018;29(6):656-62.
35. Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang HL. Implant compression necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol.* avr 2009;80(4):700-4.
36. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, Di Lenarda R, et al. Correlation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient in Tapered Implants with Knife-Edge Thread Design. *BioMed Res Int.* 2018;2018:1-7.
37. Orhan ZD, Cığirim L. Evaluation of Effect of Different Insertion Speeds and Torques on Implant Placement Condition and Removal Torque in Polyurethane Dense D1 Bone Model. *Polymers.* 10 mai 2024;16(10):1361.
38. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* mai 2009;20(5):467-71.
39. Barone A, Alfonsi F, Derchi G, Tonelli P, Toti P, Marchionni S, et al. The Effect of Insertion Torque on the Clinical Outcome of Single Implants: A Randomized Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(3):588-600.
40. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):261-7.

41. H H, G W, E H. The clinical significance of implant stability quotient (ISQ) measurements: A literature review. *J Oral Biol Craniofacial Res.* oct 2020;10(4):629-38.
42. Osstell® [Internet]. 2021 [cité 20 juill 2024]. Osstell Beacon | Osseointegration made easy. Disponible sur: <https://www.osstell.com/osstell-beacon/>
43. Bilhan H, Cilingir A, Bural C, Bilmenoglu C, Sakar O, Geckili O. The Evaluation of the Reliability of Periotest for Implant Stability Measurements: An In Vitro Study. *J Oral Implantol.* 1 août 2015;41(4):e90-5.
44. Dr. Charles D. Schlesinger. <https://implantpracticeus.com/>. [cité 20 juill 2024]. Torque versus RFA at implant placement: a case study Implant Practice US - Dental Publication. Disponible sur: <https://implantpracticeus.com/torque-versus-rfa-implant-placement-case-study/>
45. Hériveaux Y, Vayron R, Fraulob M, Lomami HA, Lenormand C, Haïat G. Assessment of dental implant stability using resonance frequency analysis and quantitative ultrasound methods. *J Prosthodont Res.* 2021;65(3):421-7.
46. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* mai 2009;20(5):467-71.
47. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(S2):124-35.
48. Fu PS, Lan TH, Lai PL, Chen CH, Chen JH, Wang JC, et al. Implant stability and marginal bone level changes: A 2-year prospective pilot study. *J Dent Sci.* juill 2023;18(3):1272-9.
49. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Primary Stability Determination by Means of Insertion Torque and RFA in a Sample of 4,135 Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(4):501-7.
50. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone.* déc 2005;37(6):776-80.
51. Heinemann F, Hasan I, Bourauel C, Biffar R, Mundt T. Bone stability around dental implants: Treatment related factors. *Ann Anat - Anat Anz.* 1 mai 2015;199:3-8.
52. J.-P. Bonjour. Guidelines for Preclinical Evaluation and Clinical Trials in Osteoporosis - World Health Organization. World Health Organization; 1998.
53. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):474-80.
54. Wilson TG, Miller RJ, Trushkowsky R, Dard M. Tapered Implants in Dentistry: Revitalizing Concepts with Technology: A Review. *Adv Dent Res.* 1 mars 2016;28(1):4-9.

55. Ellis R, S C, H D, W F, J X, I D. Primary stability and healing outcomes of apically tapered and straight implants placed into fresh extraction sockets. A pre-clinical in vivo study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. août 2020 [cité 6 août 2024];31(8). Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32455469/>
56. Falco A, Berardini M, Trisi P. Correlation Between Implant Geometry, Implant Surface, Insertion Torque, and Primary Stability: In Vitro Biomechanical Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. juill 2018;33(4):824-30.
57. Le Gall M, Lauret JF. *La fonction occlusale: implications cliniques*. 3rd éd. CdP Editions; 2011. (JPIO).
58. Heimes D, Becker P, Pabst A, Smeets R, Kraus A, Hartmann A, et al. How does dental implant macrogeometry affect primary implant stability? A narrative review. *Int J Implant Dent*. 5 juill 2023;9(1):20.
59. Lee SY, Kim SJ, An HW, Kim HS, Ha DG, Ryo KH, et al. The effect of the thread depth on the mechanical properties of the dental implant. *J Adv Prosthodont*. avr 2015;7(2):115-21.
60. Menini M, Bagnasco F, Calimodio I, Di Tullio N, Delucchi F, Baldi D, et al. Influence of Implant Thread Morphology on Primary Stability: A Prospective Clinical Study. *BioMed Res Int*. 2020;2020(1):6974050.
61. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*. févr 2010;21(2):129-36.
62. De Elío Oliveros J, Del Canto Díaz A, Del Canto Díaz M, Orea CJ, Del Canto Pingarrón M, Calvo JS. Alveolar Bone Density and Width Affect Primary Implant Stability. *J Oral Implantol*. 1 août 2020;46(4):389-95.
63. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg*. juill 2016;74(7):1344-53.
64. Stoilov M, Shafaghi R, Stark H, Marder M, Kraus D, Enkling N. Influence of Implant Macro-Design, -Length, and -Diameter on Primary Implant Stability Depending on Different Bone Qualities Using Standard Drilling Protocols—An In Vitro Analysis. *J Funct Biomater*. sept 2023;14(9):469.
65. Lee J, Lim YJ, Ahn JS, Kim B, Baek YW, Lim BS. Correlation of two different devices for the evaluation of primary implant stability depending on dental implant length and bone density: An in vitro study. *Attia S, éditeur. PLOS ONE*. 22 mai 2024;19(5):e0290595.
66. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Fard MK, Rokn A. The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. *Dent Res J*. 2014;11(1):87-91.
67. Sim CPC, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):598-604.

68. Marin C, Bonfante E, Granato R, Neiva R, Gil LF, Marão HF, et al. The Effect of Osteotomy Dimension on Implant Insertion Torque, Healing Mode, and Osseointegration Indicators: A Study in Dogs. *Implant Dent.* déc 2016;25(6):739-43.
69. Campos FE, Gomes JB, Marin C, Teixeira HS, Suzuki M, Witek L, et al. Effect of Drilling Dimension on Implant Placement Torque and Early Osseointegration Stages: An Experimental Study in Dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* janv 2012;70(1):e43-50.
70. Galli S, Jimbo R, Tovar N, Yoo DY, Anchieta RB, Yamaguchi S, et al. The effect of osteotomy dimension on osseointegration to resorbable media-treated implants: A study in the sheep. *J Biomater Appl.* 1 mars 2015;29(8):1068-74.
71. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized Implant Site Preparation to Enhance Primary Implant Stability in Poor Bone Density: A Prospective Clinical Study. *J Oral Maxillofac Surg.* déc 2011;69(12):e506-12.
72. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of underpreparation on primary stability of implants inserted in poor quality bone sites: an in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* juin 2015;73(6):1084-8.
73. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compend Newtown Pa.* févr 1994;15(2):152, 154-6, 158 passim; quiz 162.
74. Planinić D, Dubravica I, Šarac Z, Poljak-Guberina R, Celebic A, Bago I, et al. Comparison of different surgical procedures on the stability of dental implants in posterior maxilla: A randomized clinical study. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* nov 2021;122(5):487-93.
75. Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrother H von, et al. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):1-8.
76. Stavropoulos A, Nyengaard JR, Lang NP, Karring T. Immediate loading of single SLA implants: drilling vs. osteotomes for the preparation of the implant site. *Clin Oral Implants Res.* janv 2008;19(1):55-65.
77. Blanco J, Suárez J, Novio S, Villaverde G, Ramos I, Segade LAG. Histomorphometric assessment in human cadavers of the peri-implant bone density in maxillary tuberosity following implant placement using osteotome and conventional techniques. *Clin Oral Implants Res.* mai 2008;19(5):505-10.
78. Ferrer JR, Diago MP, Carbó JG. Analysis of the use of expansion osteotomes for the creation of implant beds. Technical contributions and review of the literature. *Oral Surg.*
79. Huwais S, Meyer E. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *Int J Oral Maxillofac Implants.* janv 2017;32(1):27-36.
80. Huwais S. Fluted osteotome and surgical method for use. US 9,022,783B2, 2013. p. 17.

81. Fontes Pereira J, Costa R, Nunes Vasques M, Salazar F, Mendes JM, Infante da Câmara M. Osseodensification: An Alternative to Conventional Osteotomy in Implant Site Preparation: A Systematic Review. *J Clin Med*. 11 nov 2023;12(22):7046.
82. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M. New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone: In Vivo Evaluation in Sheep. *Implant Dent*. févr 2016;25(1):24-31.
83. Mello-Machado RC, De Almeida Barros Mourão CF, Javid K, Ferreira HT, Montemezzi P, Calasans-Maia MD, et al. Clinical Assessment of Dental Implants Placed in Low-Quality Bone Sites Prepared for the Healing Chamber with Osseodensification Concept: A Double-Blind, Randomized Clinical Trial. *Appl Sci*. 11 janv 2021;11(2):640.
84. Seo DJ, Moon SY, You JS, Lee WP, Oh JS. The Effect of Under-Drilling and Osseodensification Drilling on Low-Density Bone: A Comparative Ex Vivo Study. *Appl Sci*. 23 janv 2022;12(3):1163.
85. Fontes Pereira J, Costa R, Nunes Vasques M, Relvas M, Braga AC, Salazar F, et al. The Effectiveness of Osseodensification Drilling versus the Conventional Surgical Technique on Implant Stability: A Clinical Trial. *J Clin Med*. janv 2024;13(10):2912.
86. De Carvalho Formiga M, Da Silva HDP, Ghiraldini B, Siroma RS, Ardelean LC, Piattelli A, et al. Effects of Osseodensification on Primary Stability of Cylindrical and Conical Implants—An Ex Vivo Study. *J Clin Med*. 29 mai 2023;12(11):3736.
87. Bergamo ETP, Zahoui A, Barrera RB, Huwais S, Coelho PG, Karateew ED, et al. Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. juin 2021;23(3):317-28.
88. Mullings O, Tovar N, De Bortoli J, Parra M, Torroni A, Coelho P, et al. Osseodensification Versus Subtractive Drilling Techniques in Bone Healing and Implant Osseointegration: Ex Vivo Histomorphologic/Histomorphometric Analysis in a Low-Density Bone Ovine Model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. sept 2021;36(5):903-9.
89. Gandhi Y, Bhatavadekar N, Padhye N, Neiva R. Clinical Comparison of Vascular Bleeding Time Creep Between Osseodensification and Conventional Drilling of Implant Osteotomy Sites. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 24 oct 2023;(7):s86-92.
90. Almutairi AS, Walid MA, Alkhodary MA. The effect of osseodensification and different thread designs on the dental implant primary stability. *F1000Research*. 2018;7:1898.

Table des figures

FIGURE 1 : ANATOMIE DU TISSU OSSEUX – LAROUSSE.....	3
FIGURE 2 : CLASSIFICATION DE LA QUALITE OSSEUSE SELON LEKHOLM & ZARB - LEKHOLM & ZARB (1985).....	4
FIGURE 3 : RAPPORT DENSITE OSSEUSE – VASCULARISATION - BERT (2021)	5
FIGURE (6) : QUALITE OSSEUSE DE DIFFERENTES REGIONS ANATOMIQUES EN FONCTION DE L’ECHELLE DE HOUNSFIELD – NORTON & AL (2001).....	7
FIGURE 5 : CLASSIFICATION DE LA QUALITE OSSEUSE EN FONCTION DE LA GRAYSCALE VALUE – WANG & AL (2023)	7
FIGURE 6 : CLASSIFICATION DE LA QUALITE OSSEUSE SELON MISCH – MISCH & AL (1988).....	8
FIGURE 7 : CLASSIFICATION DES DEFATS OSSEUX CRESTAUX SELON SEIBERT – SEIBERT & AL (1983)	12
FIGURE 8 : PRINCIPE DE L’OSTEODENSIFICATION PAR FORET DENSAH™ – NOTICE D’EMPLOI.....	13
FIGURE 9 : VARIATION EN % DE LA STABILITE IMPLANTAIRE AU COURS DES 8 PREMIERES SEMAINES DE CICATRISATION – DAVARPANAH & COLL (2008).....	16
FIGURE 10 : MIGRATION D’UN IMPLANT UNITAIRE DANS LA CAVITE SINUSIENNE MAXILLAIRE – BENNARDO & AL (2022)	19
FIGURE 11 : VALEUR DE L’ITV (NCM) EN FONCTION DE LA DUREE DU VISSAGE (S) DIRECTEMENT INTEGREE DANS LE MOTEUR D’IMPLANTOLOGIE – MODE D’EMPLOI IMPLANTMED™ PAR WH™	22
FIGURE 12 : TECHNIQUES CHIRURGICALES ET PROTHETIQUES REALISABLES EN FONCTION DE LA VALEUR DE L’ISQ – OSSTELL.COM	23
FIGURE 13 : OSSTELL BEACON™ - OSSTELL.COM.....	24
FIGURE 14 : FACTEURS INFLUENÇANT LA STABILITE DES IMPLANTS – JAVED & AL (2013)	27
FIGURE 15 : VALEURS MOYENNES D’ISQ ET D’IT EN FONCTION DE DIFFERENTS FACTEURS – FU & AL (2023)	28
FIGURE 16 : DE GAUCHE A DROITE : STA-STANDARD BRANEMARK, MKII-MARK II, MKIV-MARK IV, OTI-OSSEOTITE, TIOB-TIOBLAST – O’SULLIVAN & AL (2000)	31
FIGURE 17 : MIMETISME ENTRE UN IMPLANT CONIQUE RECENT ET UNE RACINE DENTAIRE NATURELLE – WILSON & AL (2016)	32
FIGURE 18 : CARACTERISTIQUES DU FILETAGE IMPLANTAIRE – HEIMES & AL (2023).....	34
FIGURE 19 : DIFFERENTS DESIGNS DE FILETS IMPLANTAIRES (A GAUCHE : FORME EN V) – ABUHUSSEIN & AL (2010).....	35
FIGURE 20 : FACTEURS RELATIFS A LA CONCEPTION IMPLANTAIRE ET A LA QUALITE OSSEUSE AFFECTANT LE DEGRE DE STABILITE PRIMAIRE – ABUHUSSEIN & AL (2010).....	36
FIGURE 21 : VALEURS MOYENNES D’ISQ EN FONCTION DE DIFFERENTES LONGUEURS D’IMPLANTS RELEVES PAR DES PANELS D’EXPERTS ET NON-EXPERTS – LEE & AL (2024).....	38
FIGURE 22 : SUGGESTION DE MACRO-DESIGN TYPE A PRIVILEGIER DANS UN OS DE FAIBLE DENSITE – HEIMES & AL (2023)	41
FIGURE 23 : DE GAUCHE A DROITE : STRAUMANN® - BLX, NOBEL® - NOBELACTIVE, ZIMMER™ - TSX, MEGAGEN® - ANYRIDGE....	41
FIGURE 24 : SCHEMA DE LA SEQUENCE DE FORAGE UTILISEE DANS LA TECHNIQUE CHIRURGICALE CONVENTIONNELLE (A) ET SOUS CALIBREE (B) POUR LA POSE D’IMPLANTS - ALGHAMDI & AL (2011).....	42
FIGURE 25 : REPRESENTATION THEORIQUE DE LA COMPACTION LATERALE ET APICALE DE L’OS TRABECULAIRE LORS DE L’USAGE D’UN OSTEOTOME – FERRER & AL (2006).....	44
FIGURE 26 : FONCTIONNEMENT D’UN OSTEOTOME AUTOGREFFANT (FORET DENSAH) – HUWAI.S, WORLD INTELLECTUAL PROPERTY ORGANIZATION (2014)	46
FIGURE 27 : KIT DE FORETS DENSAH UNIVERSEL – VERSAH.COM.....	47
FIGURE 28 : DESIGN D’UN FORET DENSAH DE 5,5 MM (VS4858) – VERSAH.FR	48
FIGURE 29 : MARQUAGE LASER ET SIGNIFICATIONS CORRESPONDANTES D’UN FORET DENSAH – MODE D’EMPLOI DENSAH	49
FIGURE 30 : (A) EXPANSION DU SEPTUM INTER-RADICULAIRE MOLAIRE, (B) EXPANSION LATERALE DE LA CRETE ALVEOLAIRE AVEC CLIVAGE INTRA-OSSEUX, (C) SOULEVE DE SINUS MAXILLAIRE PAR VOIE CRESTALE AVEC ALLOGREFFE – MODE D’EMPLOI DENSAH	51
FIGURE 31 : MISE EN PLACE DE DEUX IMPLANTS BLT STRAUMANN® PAR LA TECHNIQUE D’OSTEODENSIFICATION EN MAXILLAIRE ATROPHIE. (A) CAS INITIAL ; (B) LAMBEAU MUCOPERIOSTE DE PLEINE EPAISSEUR ; (C) OSTEOTOMIES PAR OSTEODENSIFICATION ; (D) POSE DE L’IMPLANT ; (E) VUE OCCLUSALE DES VIS DE COUVERTURE ; (F) SUTURES AU FIL MONOFILAMENT – FONTES PERREIRA & AL (2024)	53
FIGURE 32 : PROTOCOLE DE FORAGE POUR LA MISE EN PLACE D’UN IMPLANT TSV ZIMMER DANS UN OS DE FAIBLE DENSITE – VERSAH.COM.....	54
FIGURE 33 : COUPLES MAXIMAUX D’INSERTION ET DE RETRAIT DES IMPLANTS DE 4,0 MM ET DE 6,1 MM EN NCM – HUWAI.S & AL (2017).....	56
FIGURE 34 : VUE DE SURFACE DES OSTEOTOMIES, COUPES TRANSVERSALES ET LONGITUDINALES POUR CHAQUE TECHNIQUE DE MISE EN FORME – HUWAI.S & MEYER (2017).....	57
FIGURE 35 : VALEURS MOYENNES DU %BIC, %BV, RTV ET VAM POUR CHAQUE GROUPE – TRISI & AL (2016).....	59

FIGURE 36 : SEQUENCE DE FORAGE POUR LES GROUPES D'OSTEODENSIFICATION ET DE SOUS-CALIBRAGE – MELLO-MACHADO & AL (2021).....	60
FIGURE 37 : (A) FORAGE PAR OSTEODENSIFICATION, (B) SOUS-CALIBRAGE PAR FORAGE CONVENTIONNEL, (C) MESURE MANUELLE DU TORQUE, (D) RELEVÉ DE L'ISQ PAR INSTRUMENT DE MESURE OSTELL – MELLO-MACHADO & AL (2021).....	61
FIGURE 38 : VALEUR D'ISQ SELON LES DIFFÉRENTS GROUPES D'ÉTUDE (OD-CC : OSTEODENSIFICATION EN SENS ANTI-HORAIRE, CD : TECHNIQUE CONVENTIONNELLE) – Seo & Al (2022)	62
FIGURE 39 : COUPES MICROGRAPHIQUES HISTOLOGIQUES DE L'INTERFACE OS-IMPLANT A S3 ET S6 D'IMPLANTS POSES PAR OSTEODENSIFICATION ET FORAGE CONVENTIONNEL – MULLINGS & AL (2021).....	65
FIGURE 40 : TROUSSE DE CHIRURGIE GUIDÉE DENSAH – VERSAH.COM	68

N° 2025 LYO1D 003

BUISSON Niels – OPTIMISATION DE LA STABILITÉ PRIMAIRE DANS L’OS DE FAIBLE DENSITÉ : APPORTS DE L’OSTÉODENSIFICATION

Résumé :

Cette thèse analyse les défis liés à la pose d’implants dentaires dans l’os de faible densité, une situation associée à un risque accru d’échec implantaire en raison d’une stabilité primaire réduite. L’objectif est de synthétiser les solutions existantes pour optimiser cette stabilité, avec une attention particulière portée sur la technique d’ostéodensification.

L’ostéodensification, introduite par les forets Densah™, propose une approche innovante de préparation du site implantaire en préservant et en condensant l’os au lieu de le retirer. Ce procédé favorise une augmentation de la densité osseuse péri-implantaire, améliorant ainsi la stabilité primaire, essentielle pour l’ostéointégration et la prédictibilité des résultats implantaires. Comparée à d’autres techniques comme le sous-calibrage ou l’ostéotomie conventionnelle, l’ostéodensification se distingue par sa capacité à réduire les délais de cicatrisation et à optimiser les conditions d’implantation dans des situations osseuses où le risque d’échec implantaire est majoré.

Basée sur une revue exhaustive de la littérature comprenant des arguments scientifiques et cliniques récents, cette recherche met en lumière les avantages et limites de cette approche. En perspective, l’ostéodensification pourrait transformer la prise en charge implantaire dans des conditions osseuses défavorables, renforçant son rôle dans la pratique actuelle et future de l’implantologie.

Mots clés :

Ostéodensification	Densah
Stabilité primaire	Macro-design
Implant dentaire	RFA
Versah	Faible densité

Jury :

Président : Monsieur le Professeur Jean-Christophe MAURIN
Assesseurs : Monsieur le Professeur Olivier ROBIN
Madame la Docteure Doriane CHACUN
Monsieur le Docteur Thibault JANIN
Monsieur le Docteur Patrick EXBRAYAT

Adresse de l’auteur :

Niels BUISSON
41 Rue de la Charité,
69002 Lyon