



HAL
open science

Apport des nouvelles technologies dans la mesure de l'ostéointégration en implantologie

Cyril Licha

► **To cite this version:**

Cyril Licha. Apport des nouvelles technologies dans la mesure de l'ostéointégration en implantologie. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03186783

HAL Id: dumas-03186783

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03186783v1>

Submitted on 31 Mar 2021

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

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



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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.



UNIVERSITÉ DE PARIS

UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE

Année 2020

N° M061

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 15 juillet 2021

Par

Cyril LICHA

**Apport des nouvelles technologies dans la mesure de
l'ostéointégration en implantologie**

Dirigée par Docteur Ichaï lanati

JURY

M. le professeur Louis Maman

M. le Docteur François Ferré

M. le Docteur Nathan Moreau

M. le Docteur Ichaï Lanati

M. le Docteur Lucas Duong

Président

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Invité



Tableau des enseignants de l'UFR

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE PRÉVENTION ET	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIEAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Liste mise à jour le 04 novembre 2019

Remerciements

À Mr le Professeur Louis Maman

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Docteur en Sciences odontologiques

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Je vous remercie d'avoir accepté la présidence de mon jury de thèse.
Veuillez trouver ici l'expression de mon respect et de ma plus haute
considération.

À Docteur François Ferré

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Je vous remercie d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse. Sans vos relectures, je n'aurais jamais pu délivrer ce travail que je vous présente aujourd'hui. Je vous remercie également pour votre accompagnement pendant ma dernière année à Charles-Foix. Vous m'avez donné goût à la chirurgie orale et m'avez accordé votre confiance pour revenir cette année en temps qu'attaché dans votre département. Veuillez trouver l'expression de ma gratitude et mon profond respect.

À Docteur Nathan Moreau

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Pierre et Marie Curie

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie dentaire

Je vous remercie d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse. Je me souviens encore de ces journées de formation aux soins d'urgences, ponctuées par les mises en situations où nous, pauvres étudiants, étions plus maladroits les uns que les autres. Je vous remercie également pour vos enseignements à la préparation à l'internat: j'ai appris que la rigueur scientifique construit le bon clinicien. Veuillez trouver l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect

À Docteur Ichaï Lanati

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie - Montrouge

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger mon travail ayant abouti à la rédaction de cette thèse. Vous m'avez accompagné pendant mes 2 dernières années à Charles Foix et aidé à construire l'esprit "paro-conscient" qui conditionne ma pratique de la dentisterie. Veuillez trouver, à travers cette thèse, le témoignage de mon respect, ma reconnaissance, et de ma profonde estime.

À Docteur Lucas Duong

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Ancien Interne des Hôpitaux

Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie - Montrouge

Je vous remercie d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse. Il est difficile de vouvoyer la personne que je tutoye chaque semaine, lors de ma vacation en temps qu'attaché cette année, à l'hôpital Charles Foix. Tu m'as appris à prendre confiance en moi et à prendre en charge le patient polypathologique, qui normalement, pourrait être soigné en cabinet de ville. Tu m'as permis de pouvoir soigner et suivre mes propres patients, au sein du département de chirurgie orale. Je te remercie également d'avoir relu mon travail, ayant conduit à la thèse que je présente aujourd'hui. Tu trouveras dans cette thèse, l'expression de ma reconnaissance, de mon respect et de ma sincère amitié.

À mon père, sans qui je ne serai pas arrivé aussi loin aujourd'hui. Ton enseignement, ta détermination et ta volonté que je réussisse m'a permis d'atteindre le grade que je présente aujourd'hui. Tu peux voir dans ce travail l'expression de mes plus sincères remerciements pour tout ce que tu m'as donné.

À ma mère, qui me demande encore chaque semaine quand sont mes examens. Sans sa détermination à tout mettre en œuvre pour ma réussite, je n'aurais pas pu présenter ce travail qui marque la fin de mes études et le début d'une nouvelle vie.

À Mamé, qui a toujours été très fière de mon parcours. Aujourd'hui, je suis fier de te présenter mon travail. J'espère te retrouver bientôt à Nice pour déguster avec toi ta merveilleuse cuisine. J'ai une pensée pour Papou, qui depuis les nuages, doit être fier de voir son petit-fils, devenir comme lui un docteur. Je te remercie pour ta bonté et ta gentillesse.

À Mamy, qui m'a toujours encouragé à me hisser vers le sommet. Aujourd'hui je présente ce travail qui représente la fin de ma vie d'étudiant et le début de ma vie de jeune homme. Je te remercie pour ta bonté et tes encouragements.

À mon Papy, à qui je dédie tout particulièrement cette thèse. J'aurais été extrêmement fier de lui présenter l'aboutissement de mes 6 années de travail. Je suis certain qu'il m'accompagne et qu'il sera auprès de moi ce jour. Il n'est de toute manière jamais très loin de mon cœur.

À mes frères et sœurs, qui m'ont accompagné tout au long de mes études et qui, malgré le bruit de la télévision dans la cuisine, m'ont aidé à arriver jusqu'ici.

À Johanna, mon amour, mon rayon de soleil, qui m'a poussé pendant les 2 années à préparer l'internat et qui m'a appris à me surpasser. Grâce à tes 4 relectures, tu m'as permis de présenter ma thèse aujourd'hui. Je t'en serai éternellement reconnaissant pour tous ce que tu m'as donné ces dernières années.

À Franck, mon mentor, tu es celui qui m'a donné ma chance et qui m'a permis de m'épanouir au cabinet. Tu m'as appris à travailler rigoureusement, méthodiquement et je ne suis plus le même praticien que j'étais au début du stage actif. Tu peux voir dans ce travail l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

À Patrick et Florian, mes amis, depuis l'équipe rouge en week-end d'intégration et la classe de 5ème, vous m'accompagnez dans chacune de mes mauvaises décisions et c'est avec fierté que je vous présente mon travail.

À Danielle et Jean-René, qui m'accueillent toujours avec le sourire et une belle table du diner. Je vous remercie pour votre bonté et vos encouragements.

Table des matières

INTRODUCTION	4
1 HISTO-PHYSIOLOGIE DU TISSU OSSEUX	5
1.1 LA COMPOSITION DU TISSU OSSEUX	5
1.1.1 <i>Les cellules osseuses</i>	5
1.1.2 <i>La matrice osseuse</i>	5
1.2 L'ORGANISATION DU TISSU OSSEUX.....	6
1.2.1 <i>L'os cortical</i>	6
1.2.2 <i>L'os trabéculaire</i>	6
1.3 LE REMODELAGE OSSEUX	6
2 : L'OSTEOINTEGRATION	8
2.1 LES MECANISMES DE L'OSTEOINTEGRATION	8
2.1.1 <i>La réponse du tissu osseux</i>	8
2.1.2 <i>Les facteurs locaux influençant la cicatrisation osseuse</i>	11
2.2 LES TECHNIQUES ACTUELLES DE MESURE QUALITATIVE DE L'OSTEOINTEGRATION	15
2.2.1 <i>L'évaluation clinique</i>	16
2.2.2 <i>La détermination radiographique</i>	18
2.2.3 <i>Les échecs</i>	19
2.3 LE SUCCES EN IMPLANTOLOGIE.....	24
2.3.1 <i>Les critères de succès en implantologie : les premiers concepts</i>	24
2.3.2 <i>Les critères de succès actuels</i>	26
2.3.3 <i>Les paramètres influençant le succès en implantologie</i>	26
3 : LES NOUVELLES TECHNOLOGIES AU SERVICE DE L'OSTEOINTEGRATION	28
3.1 LES APPAREILS DE MESURE PAR ANALYSE BIOMECANIQUE	28
3.1.1 <i>Principe physique de fonctionnement</i>	28
3.1.2 <i>Principe de mesure et utilisation : Le Periotest</i>	28

3.1.3 Discussion	30
3.2 LES APPAREILS DE MESURE PAR RFA (RESONANCE FREQUENCY ANALYSIS).....	32
3.2.1 Principe physique de fonctionnement	32
3.2.2 Principe de mesure et utilisation	37
3.2.3. Discussion	42
CONCLUSION	55
BIBLIOGRAPHIE	58
TABLE DES FIGURES.....	62
TABLE DES TABLEAUX.....	64

Liste des abréviations

RFA : *Resonance Frequency Analysis (Analyse Radiofréquence)*

N.cm ou Ncm : *Newton*Centimètre (Unité de mesure du couple d'insertion d'un implant)*

ROG : *Régénération Osseuse Guidée (Technique chirurgicale de reconstruction osseuse)*

DCA : *Damping Capacity Analysis (Analyse de la capacité d'amortissement du ligament desmodontal)*

PTV : *Periotest Value (Valeur obtenue avec le Periotest)*

CBCT : *Cone Beam Computed Tomography (Technique d'imagerie en 3 dimensions)*

ISQ : *Implant Stability Quotient (valeur obtenue avec les appareils de mesure par RFA)*

BL : *Buccal-Lingual (Sens de mesure avec l'Osstell)*

MD : *Mesial-Distal (Sens de mesure avec l'Osstell)*

BIC : *Bone to Implant Contact (Surface osseuse en contact avec l'implant)*

Introduction

Depuis 20 ans, le développement des connaissances dans le domaine de l'implantologie a été exponentiel. Ainsi, de plus en plus de praticiens se forment à la réhabilitation implanto-portée.

De plus, l'arrivée des implants à surfaces rugueuses a révolutionné la pratique en réduisant la durée d'ostéointégration jusqu'à 2 mois, grâce aux nouveaux états de surface.

Cependant, avant la fin des années 1990, les seules techniques à la disposition du praticien pour évaluer l'ostéointégration d'un implant étaient qualitatives, la spécificité de ces méthodes était par conséquent faible.

Depuis, les industriels ont développé des méthodes quantitatives pour mesurer l'ostéointégration d'un implant. Dès lors, cela permet de s'affranchir du biais lié au praticien.

Il existe aujourd'hui principalement 2 méthodes quantitatives :

- La mesure par analyse biomécanique (Damping Capacity Analysis).
- La mesure par RFA (resonance frequency analysis).

Cependant, des interrogations subsistent quant à la fiabilité de ces appareils et quant à la précision de leurs mesures.

L'objectif de cette thèse est de faire un état des lieux des nouveaux moyens d'évaluation de l'ostéointégration et d'évaluer la pertinence de l'utilisation de ces appareils de mesure quantitatifs en complément des méthodes qualitatives pour la mesure de l'ostéointégration en implantologie.

1 Histo-physiologie du tissu osseux

1.1 La composition du tissu osseux

L'os est un tissu composé de cellules et d'une matrice à composante organique et minérale. C'est un tissu en perpétuel remaniement.

Le tissu osseux joue un rôle :

- protecteur : protection du système nerveux central grâce aux vertèbres et à la boîte crânienne.
- métabolique : maintien de l'équilibre phosphocalcique.
- hématopoïétique : la moelle osseuse contient les cellules hématopoïétiques. C'est également le lieu de fabrication des cellules sanguines.
- biomécanique : l'os est un tissu solide mais également élastique. Ainsi, il permet de résister aux sollicitations musculaires et peut s'adapter aux contraintes.

1.1.1 Les cellules osseuses

Les principales cellules osseuses sont : l'ostéoblaste, l'ostéocyte et l'ostéoclaste.

L'ostéoblaste possède un pouvoir de construction. En effet, elle permet la croissance osseuse par apposition sur une zone osseuse pré-existante.

L'ostéocyte peut être considéré comme la seule « vraie » cellule du tissu osseux. La cellule possède un pouvoir de construction et un pouvoir de destruction que l'on appelle la résorption péri-ostéocytaire.

L'ostéoclaste possède un pouvoir de destruction : la résorption ostéoclastique.

1.1.2 La matrice osseuse

La matrice osseuse est synthétisée par l'ostéoblaste. Elle possède une part organique, composée principalement de collagène de type I auquel est liée la part minérale composée, de cristaux d'hydroxyapatite.

La partie minérale est entre autres responsable de la dureté et solidité de l'os ainsi que la régulation de la calcémie via le remodelage osseux permanent.

1.2 L'organisation du tissu osseux

1.2.1 L'os cortical

L'os cortical peut représenter jusqu'à 80 % du tissu osseux total et constitue également la paroi externe de tous les os. Il est organisé en ostéons, qui sont centrés par un canal de Havers et reliés entre eux par les canaux de Volkmann.

1.2.2 L'os trabéculaire

L'os trabéculaire représente à peine un cinquième du tissu osseux total. Il est constitué de travées reliées entre elles par du tissu hématopoïétique richement vascularisé. Cela forme un réseau tridimensionnel qui permet notamment d'amortir les contraintes mécaniques sur l'os. Son renouvellement est plus rapide que celui de l'os cortical et il joue un rôle déterminant dans l'équilibre phosphocalcique.

1.3 Le remodelage osseux

Chaque année, un adulte jeune renouvelle 25 % de son os trabéculaire et 4 % de son os cortical. Une nouvelle unité de remodelage osseux est ainsi activée toutes les dix secondes environ.

La chronologie des séquences de remodelage est la suivante :

- **La phase d'activation** : le long de la surface osseuse inactive, recouverte par les cellules bordantes, les précurseurs mononucléés des ostéoclastes s'activent sous l'action de signaux locaux (moelle osseuse, facteurs mécaniques) ou systémiques (parathormone, vitamine D3) et deviennent les ostéoclastes plurinucléés.
- **La phase de résorption** : les ostéoclastes, via leurs lacunes de Howship, permettent la dégradation de la matrice osseuse. Cela assure la progression de la BMU. Ils peuvent ainsi résorber jusqu'à 50 micromètres par 24 heures.
- **La phase d'inversion** : un signal cellulaire déclenche l'arrêt de la résorption via l'apoptose des ostéoclastes. Les ostéoclastes sont alors remplacés par des cellules mononucléées semblables à des macrophages. Il se forme donc une ligne qui marque la limite entre l'os âgé et l'os récent.

- **La phase de reconstruction** : les ostéoblastes en bordure de l'os apposent la nouvelle matrice osseuse. La formation avance d'environ 1 micron par jour. Cette matrice osseuse nouvellement formée se minéralisera après une période de maturation ostéoïde de 10 jours.
- **La phase de minéralisation** : tout d'abord, il y a une disparition des protéines solubles non collagéniques, des phospholipides acides et d'eau. Puis, le dépôt minéral de calcium et phosphates se fait le long des fibres de collagène.

2 : L'ostéointégration

2.1 Les mécanismes de l'ostéointégration

L'ostéointégration se définit comme « un processus conduisant à la liaison structurale et fonctionnelle entre une surface osseuse vivante et un implant mis en charge ».¹

2.1.1 La réponse du tissu osseux

La structure de l'os spongieux et de l'os cortical est très différente. La réaction d'ostéointégration est donc bien spécifique au type d'os rencontré.

2.1.1.1 L'ostéointégration dans l'os spongieux²

1) *La formation du caillot*

Le sang doit être la première matière à entrer en contact avec l'implant. Ainsi, un caillot sanguin se forme dans l'espace entre l'implant et le forage initial. Les cellules sanguines comme les plaquettes vont se lier au titane, et relarguer des facteurs de croissance. Cela permet alors de recruter des cellules indifférenciées à l'interface os-implant.

2) *La formation d'un réseau de fibrine*

Un réseau en 3 dimensions de fibrine se met en place et s'en suit une angiogenèse. Cela permet l'arrivée des cellules indifférenciées, qui dans les bonnes conditions, se différencient selon la lignée ostéoclastique.

3) *La première apposition osseuse*

Selon la localisation de la néoformation osseuse, il se produira :

- Une ostéogenèse de contact si la néoformation osseuse débute directement à la surface de l'implant.

¹ Brånemark, Albrektsson, et Zarb, *Prothèses ostéointégrées : l'ostéointégration en pratique clinique*.

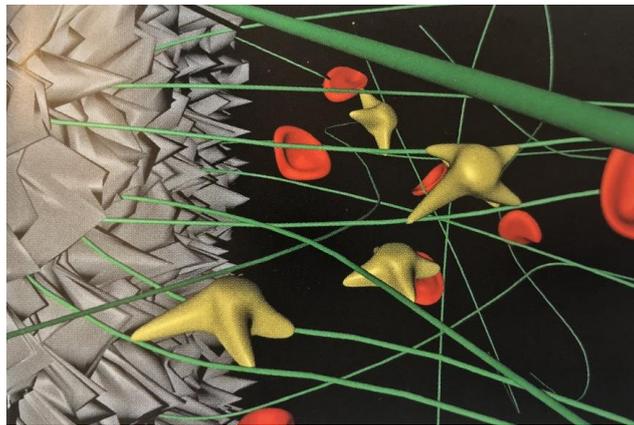
² Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum, *Manuel d'implantologie clinique : consolidation des savoirs et ouverture sur l'avenir*.

- Une ostéogenèse à distance si la néoformation osseuse débute à partir de l'os adjacent préexistant.

L'ostéogenèse de contact se produit dans la situation où les fibres sont bien ancrées à la surface de l'implant. Cela permet la traction des cellules néodifférenciées jusqu'à cette surface qu'elles reconnaissent comme biocompatible et qui vont ensuite pouvoir continuer leurs différenciations ostéoblastiques. L'apposition osseuse se fait donc directement au contact de l'implant en direction de l'os adjacent³.

L'image ci-dessous montre les fibres vertes qui s'insèrent sur la surface rugueuse de l'implant à gauche. En jaune, les cellules peuvent alors migrer jusqu'à la surface implantaire où elles pourront commencer leurs différenciations et la néoformation osseuse.

Figure 1 : Ostéogenèse de contact



Source : Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum, *Manuel d'implantologie clinique*, 2018.

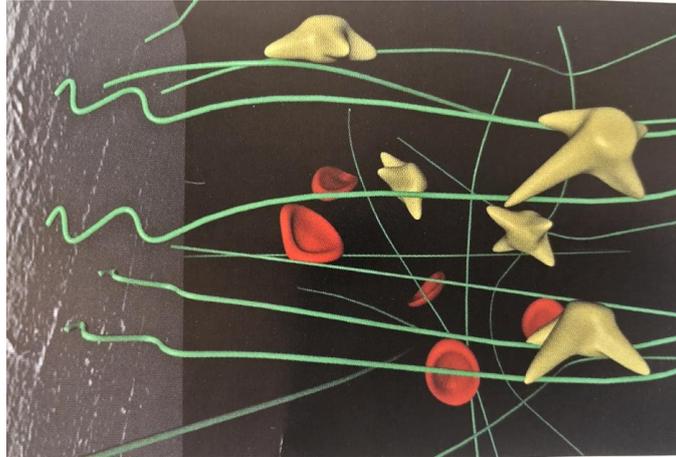
L'ostéogenèse à distance se produit lorsque l'ancrage des fibres est insuffisant pour permettre la migration des cellules jusqu'à la surface implantaire. Les cellules indifférenciées restent à distance et la néoformation osseuse se fera depuis la surface osseuse adjacente.

L'image ci-dessous montre en vert les fibres qui ont échoué à s'ancrer sur l'implant à surface lisse à gauche. Ainsi, les cellules indifférenciées, en jaune, ne peuvent pas migrer jusqu'à la surface implantaire. La néoformation osseuse se fera donc plutôt sur la surface osseuse adjacente à l'implant.

Cela aboutit à la formation d'un os tissé.

³ Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum.

Figure 2 : Ostéogenèse à distance



Source : Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum, *Manuel d'implantologie clinique*, 2018.

4) L'ostéointégration

L'os tissé ainsi néoformé va ensuite mûrir et se remodeler. L'organisation devient d'abord lamellaire puis haversien avec le remodelage permanent. Au fur et à mesure du remodelage et de la maturation, l'os devient de plus en plus résistant mécaniquement.

2.1.1.2 L'ostéointégration dans l'os cortical

Le remodelage osseux dans l'os cortical est différé d'environ 2 semaines et l'ostéointégration intervient plus tard dans les 3 mois. Il doit d'abord y avoir une phase de résorption osseuse qui entraîne une activation des ostéoblastes et la création d'une ligne cémentaire. Enfin, l'apposition osseuse se fait dans le sens centripète de la paroi osseuse résiduelle du forage vers l'implant.

2.1.1.3 De la stabilité primaire à la stabilité secondaire

La stabilité primaire est une stabilité mécanique de l'implant dans l'os.

La stabilité secondaire est une stabilité dite biologique. En effet, l'os ancien est remplacé par un nouvel os qui ira au contact de l'implant. L'ostéointégration correspond donc à la stabilité secondaire.

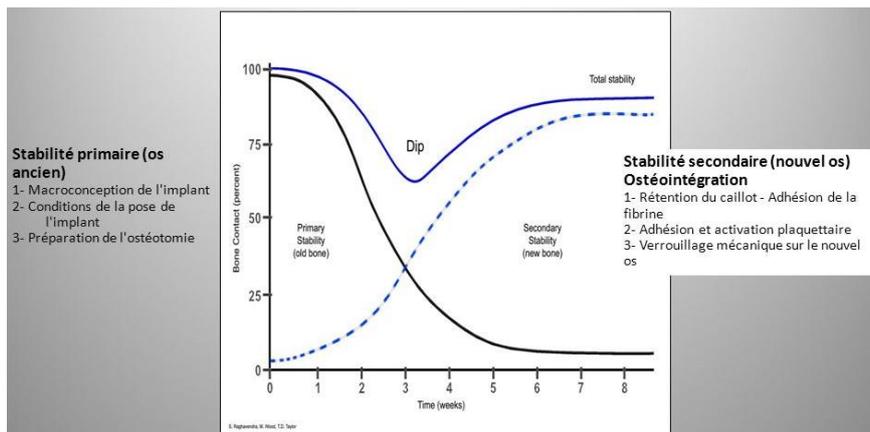
La figure 3 montre ce passage de la stabilité primaire à la stabilité secondaire avec 3 courbes :

- La courbe noire correspond à la stabilité primaire qui va diminuer dans le temps avec le remodelage osseux.
- La courbe pointillée bleue correspond à la stabilité secondaire et va augmenter avec le remodelage osseux.
- La courbe bleue illustre la stabilité totale de l'implant.

Ainsi, il est observé une baisse de la stabilité de l'implant avec un minimum à 3 semaines, au croisement des courbes de la stabilité primaire et secondaire. La stabilité totale va ensuite remonter avec l'ostéointégration de l'implant.

De ce fait, il est recommandé d'attendre au minimum 8 à 12 semaines avant la mise en charge d'un implant afin de permettre le remodelage osseux et par conséquent, l'ostéointégration.

Figure 3 : Passage de la stabilité primaire à la stabilité secondaire



Source : Thibodeau, « Implants en zone esthétique », 2015.

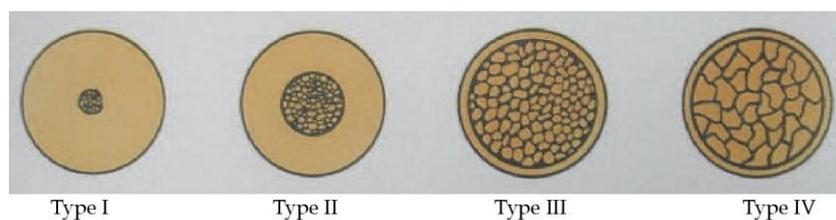
2.1.2 Les facteurs locaux influençant la cicatrisation osseuse

2.1.2.1 La qualité osseuse

La classification de Lekholm et Zarb définit 4 types osseux :

- Le type I : os cortical dense et homogène.
- Le type II : noyau d'os spongieux dense entouré d'une épaisse couche d'os cortical compacte.
- Le type III : noyau d'os spongieux dense entouré d'une fine couche d'os cortical compacte.
- Le type IV : noyau d'os spongieux avec une faible densité entouré d'une fine couche d'os cortical dense.

Figure 4 : Classification de Lekholm et Zarb



Source : Gulsahi, « Bone quality assessment for dental implants », 2011.

L'os de type III possède une capacité ostéogénique supérieure à l'os de type I⁴. Cela pourrait s'expliquer par la prédominance d'un os spongieux dense qui permettrait une ostéogenèse de contact dans l'os de type III.

De plus, il a été mis en évidence que la réponse osseuse était plus rapide dans l'os spongieux pour les implants à surface rugueuse⁵.

2.1.2.2 La stabilité primaire

La stabilité primaire est obtenue grâce au contact avec l'os cortical. Ainsi, il est plus difficile d'obtenir une bonne stabilité primaire dans l'os de type IV. Pour pallier à la faible densité de l'os, il est possible de ne pas passer le dernier foret et donc sous-préparer le forage.

La stabilité primaire est un facteur déterminant pour obtenir l'ostéointégration de l'implant⁶.

2.1.2.3 La température de forage

L'élévation de la température de forage peut provoquer la nécrose de l'os. Cette nécrose induit la formation d'un tissu fibreux au contact de l'implant et l'ostéointégration ne peut plus se faire. Ainsi, la température maximale à ne pas dépasser est de 47 degrés pendant 1 minute⁷.

⁴ Wang, Aghvami, et Brunski, « Biophysical regulation of ostéotomy healing : an animal study ».

⁵ Lazzara, Testori, et trisi, « A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces ».

⁶ Albrektsson, Brånemark, et Hansson, « Osseointegrated titanium implants. Requirement for insuring a long-lasting direct bone anchorage in man. »

⁷ Eriksson et Albrektsson, « Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury : A vital-microscopic study in the rabbit ».

Cependant, en clinique, la réalité est tout autre. Il a été montré que la température critique atteinte décroît très rapidement sauf si on maintient constamment une force importante⁸.

Pour ne pas échauffer l'os de manière trop importante, il est donc recommandé d'utiliser :

- Des forets tranchants.
- Une vitesse de forage suffisante (800-1500 tours/min).
- Une séquence avec une augmentation progressive du diamètre des forets.
- Une irrigation abondante.

2.1.2.4 Les biomatériaux

Historiquement, le matériau utilisé pour l'implantologie était le titane « commercialement pur ». Puis dans les années 80, beaucoup de cas d'échecs étaient dûs à la fracture non pas de la prothèse mais de l'implant. C'est ainsi qu'il a été développé un nouvel alliage de titane pour les implants dentaires. C'est le Ti6Al4V, alliage comportant environ 6 % d'aluminium et 4 % de Vanadium. L'intérêt de cet alliage est sa résistance à la rupture augmentée de près de 300 % par rapport au titane pur.

Les implants en céramique peuvent être inertes ou bioactifs. Les implants bioactifs n'étant pas suffisamment résistants mécaniquement, ils sont surtout utilisés comme revêtement de surface pour accroître leur réactivité.

Les implants en céramique inerte sont principalement en Alumine (Al_2O_3) ou en Zircon (ZrO₂). Ils ne sont pas soumis à la corrosion électrochimique mais possèdent une résistance au choc, malgré les dernières avancées, 10 fois inférieures à celle de l'alliage de titane. L'implant en Zircon monobloc présente une résistance à la fracture égale à l'implant titane mais l'implant Zircon en 2 éléments est moins performant mécaniquement que l'implant titane en 2 éléments⁹.

2.1.2.5 La forme de l'implant

Historiquement, l'implant dentaire a pris de nombreuses formes : lames, cylindres, disques. Aujourd'hui, la forme la plus utilisée est la vis. Celle-ci dispose du meilleur recul clinique. La présence

⁸ Reingewirtz, Szmukler-Moncler, et Senger, « Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology ».

⁹ Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

d'un pas de vis permettrait une meilleure stabilité primaire mais également une meilleure distribution des contraintes dans le tissu osseux.

2.1.2.6 Les états de surface

Les 2 principaux états de surface retrouvés en implantologie aujourd'hui sont les surfaces lisses et les surfaces rugueuses.

L'ostéogenèse va différer selon l'état de surface. Ainsi, la figure ci-dessous montre que :

- L'implant à surface lisse va plutôt avoir une ostéogenèse à distance et une réaction de corticalisation.
- L'implant à surface rugueuse va plutôt avoir une ostéogenèse de contact et une réaction de trabéculisation.

Tableau 1 : Ostéogenèse et surface implantaire

	Surface	
	Lisse	Rugueuse
Réponse osseuse initiale	Ostéogenèse à distance	Ostéogenèse de contact
Ostéo-intégration	Corticalisation	Trabéculisation

Source : Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum, *Manuel d'implantologie clinique*, 2018.

La réaction de trabéculisation est consécutive à une ostéogenèse de contact. Des trabécules osseuses viennent s'encaster sur la première couche d'os néoformé et suivent généralement le dessin des spires de l'implant dans le but d'immobiliser l'implant de la manière la plus rapide et la plus efficace.

La réaction de corticalisation est consécutive à une ostéogenèse à distance. Une coque osseuse épaisse et enveloppante entoure alors l'implant. Cette corticalisation est un phénomène lent : en effet, il faut laisser du temps à l'os pour que celui-ci puisse arriver à la phase de « structure de havers », dernière étape du remodelage osseux.

2.2 Les techniques actuelles de mesure qualitative de l'ostéointégration

Les techniques qualitatives pour déterminer l'ostéointégration d'un implant reposent principalement sur l'appréciation des données cliniques et radiographiques à disposition du praticien lors de sa consultation à 4 mois post-opératoire.

Lors de la mise en place chirurgicale de l'implant, le praticien peut décider de réaliser :

- Chirurgie en 2 temps :

- Enfouir l'implant à l'aide d'une vis de couverture ;

Cette solution est privilégiée lorsque la stabilité primaire de l'implant lors de sa mise en place, est inférieure à 20 N.cm. Elle permet de protéger l'implant de toutes contraintes durant la période d'ostéointégration. Cette solution est également envisagée en cas de : prothèses transitoires par prothèse amovible partielle, greffes ou régénération osseuse guidée (ROG) associées sur le tiers coronaire de l'implant, ou encore d'absence de gencive kératinisée¹⁰.

- Chirurgie en 1 temps :

- Mettre un pilier de cicatrisation ;

Il s'agit de la solution la plus fréquemment utilisée. La vis de cicatrisation vient protéger le pas de vis implantaire tout en permettant la cicatrisation des tissus mous péri-implantaires.

-Réaliser une mise en charge immédiate ou mise en esthétique immédiate ;

C'est la solution privilégiée, dans le secteur antérieur, lorsque l'on doit en même temps temporiser esthétiquement. La couronne provisoire doit être en sous-occlusion, en statique et en dynamique, afin d'éviter une sollicitation trop importante de l'implant lors de sa période d'ostéointégration. En cas d'impossibilité d'une mise en charge immédiate, une solution de temporisation par une prothèse amovible partielle peut être choisie.

¹⁰ Bert, Missika, et Tarragano, « La pose chirurgicale des implants ».

Tableau 2 : Avantages/Indications/Contre-indications chirurgie en 1 ou 2 temps

protocole chirurgical	avantages	indications	contre-indications
Protocole en 1 temps chirurgical	<ul style="list-style-type: none"> • Intervention chirurgicale unique (confort du patient, diminution des coûts thérapeutiques) • Cicatrisation muqueuse pendant la période d'ostéo-intégration • Diminution du temps global du traitement implantaire 	<ul style="list-style-type: none"> • Bon contrôle de plaque • Bonne stabilité primaire • Prothèse transitoire non compressive • Région postérieure non esthétique 	<ul style="list-style-type: none"> • Zone esthétique difficile complexe • Patient avec mauvaise hygiène • Nécessité d'aménagements tissulaires osseux ou muqueux • Faible stabilité implantaire initiale
Protocole en 2 temps chirurgicaux	<ul style="list-style-type: none"> • Meilleure protection contre l'infection bactérienne • Minimise les contraintes biomécaniques à l'interface os/implant 	<ul style="list-style-type: none"> • En association avec une technique de régénération osseuse ou greffe osseuse • Patient fumeur • Faible stabilité primaire • Etat général altéré • Temporisation à l'aide d'une prothèse adjointe • Secteur antérieur (surtout pour un biotype fin) 	<ul style="list-style-type: none"> • Nécessité d'une réhabilitation rapide • Protocole de mise en charge immédiate • Situation favorable pour le protocole en 1 temps

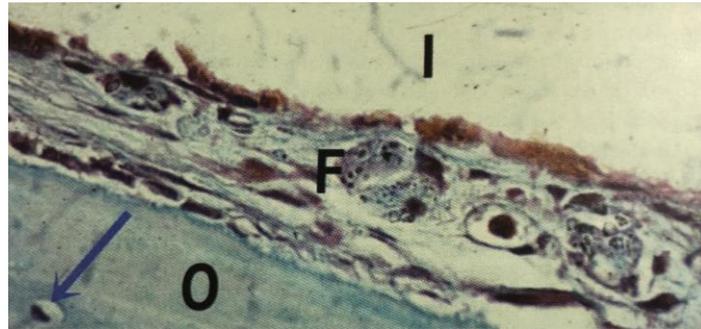
Source : Millac, « Implantologie : document pédagogique pour la formation initiale. Médecine humaine et pathologie », 2018.

2.2.1 L'évaluation clinique

L'évaluation clinique commence d'abord par celle des tissus mous péri-implantaires en regard du site d'implantation. Ainsi, une muqueuse inflammatoire peut témoigner d'un épisode infectieux en cours ; la palpation des tissus mous peut objectiver une suppuration.

Dans un 2^é temps, il conviendra de faire un test de percussion. L'implant ostéointégré doit produire un son clair à la percussion et doit être indolore. La douleur traduit une inflammation chronique de l'interface os-implant à cause de la présence de fibres.

Figure 5 : Coupe histologique montrant une structure fibreuse (F) entre l'os (O) et l'implant(I). Bert, 1983



Source : Missika et Bert, *L'implantologie chirurgicale et prothétique*, 2018.

Ensuite, la vis de cicatrisation, de couverture ou la solution de temporisation doit être déposée. Une non ostéointégration de l'implant se traduit cliniquement par sa mobilité lors du devissage/second temps chirurgical. On parle alors de fibro-intégration.

Enfin, un contre-torque de 20 N.cm avec une clé dynamométrique sur l'implant peut être réalisé. Si l'implant résiste à ce contre-torque, il peut être considéré comme ostéointégré. Ce test ne compromet pas l'ostéointégration¹¹.

Si l'implant est mobile après contre-torque, il peut être retorqué et une mise en nourrice de 3 mois supplémentaires peut lui être accordé. Si l'implant est toujours mobile après ces 3 mois, il doit alors être déposé¹².

Pour résumer, l'analyse clinique doit rechercher :

- Une absence d'inflammation en regard du site implantaire.
- Une absence de douleur à la percussion.
- Un son mat et clair à la percussion.
- Une absence de douleur à la palpation.
- Une absence de douleur et de mobilité de l'implant au dévissage du pilier de cicatrisation. Dans la situation d'un 2^{ème} temps chirurgical, une absence de mobilité de l'implant au dévissage de la vis de couverture.
- Un implant immobile lors du contre-torque à 20 N.cm avec la clé dynamométrique.

¹¹ Moriya, Maruo, et Minagi, « Does rotational strain at screw tightening affect the attainment or maintenance of osseointegration? »

¹² Cochran, Buser, et Ten Bruggenkate, « The use of reduced healing times on ITIA implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface : early results from clinical trials on ITIA SLA implants ».

2.2.2 La détermination radiographique

La détermination radiographique de la fibro-intégration est difficile à interpréter. Il est tout d'abord nécessaire de prendre une radio rétro-alvéolaire selon la technique des plans parallèles.

Figure 6 : Implant fibro intégré à gauche et ostéointégré à droite



Source : Bert et Leclecq, *Dépose et remplacement d'un implant*, 2012.

L'analyse de la radiographie rétro-alvéolaire doit se concentrer sur une possible fibro-intégration de l'implant. Sur la figure 6, il existe une radio-clarté bordant la surface endo-osseuse de l'implant à gauche. On parle d'interface radio-claire entre l'implant et l'os. Cette radio-clarté témoigne d'une ossification moins importante formant un liseré autour de l'implant. C'est la manifestation radiologique de la fibro-intégration.

Il est attendu d'avoir une lyse osseuse en regard du col implantaire 3 mois après la mise en place chirurgicale. En effet, il a été montré qu'une lyse osseuse de 0,33mm/an était visible les 6 premiers mois¹³. De plus, il existe une différence significative entre le maxillaire et la mandibule, avec une perte supérieure au maxillaire. Enfin, pas de différence significative entre les implants posés en antérieur et en postérieur¹⁴.

La figure 7 montre deux radiographies rétro-alvéolaires du même implant : l'implant le jour de sa mise en place (a) et l'implant lors de la séance de contrôle à 3 mois (b). Malgré les incidences différentes en per et post opératoire, il est possible d'observer sur l'implant en position de 44 une légère lyse osseuse jusqu'à la deuxième spire en distal. Il s'agit d'un phénomène physiologique qui n'a pas d'impact sur son pronostic.

¹³ Naert, Koutsikakis, et Quirynen, « Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism ».

¹⁴ Naert, Koutsikakis, et Quirynen.

Figure 7 : a) Radiographie rétro-alvéolaire le jour de la chirurgie à gauche b) Radiographie rétro-alvéolaire le jour de la mise en charge à droite



Source : Missika et Bert, *L'Implantologie chirurgicale et prothétique*, 2018.

Pour résumer, l'analyse radiographique doit :

- Rechercher une absence de radio-clarté bordant la surface de l'implant.
- Quantifier la lyse osseuse au niveau du col implantaire.
- Rechercher une absence d'image péri-apicale.

Cette analyse radiographique doit se faire en comparaison avec les radiographies antérieures. Le premier point de comparaison étant la radiographie de contrôle post-opératoire.

2.2.3 Les échecs

La fibro-intégration correspond à la prolifération de fibres de collagène à la place de tissus osseux en regard de la surface implantaire.

L'os peut se transformer en fibre mais l'inverse est impossible. L'ostéointégration ne se fera donc jamais en regard de cette surface implantaire. La dépose de l'implant est donc indiquée.

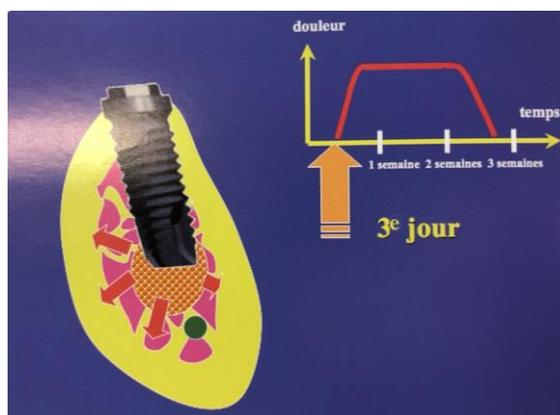
2.2.3.1 Les échecs précoces : la douleur du « 3^{ème} jour »

La douleur du 3^{ème} jour est une douleur très caractéristique qui est la cause d'une compression de l'os trop importante ou à un échauffement de l'os lors de la chirurgie.

C'est une douleur qui ne cède pas aux antibiotiques et aux anti-inflammatoires, et qui disparaît d'elle-même au bout de 2-3 semaines.

C'est le tableau clinique d'une ostéite. À 3 mois post-opératoire, il sera systématiquement observé une fibro-intégration de l'implant. La dépose de l'implant est indiquée et doit se faire le plus rapidement possible.

Figure 8 : La douleur du « 3^e jour »



Source : Bert et Leclecq, *Dépose et remplacement d'un implant*, 2012.

Concernant l'échauffement de l'os, il a été montré qu'une élévation de la température de l'os au-dessus de 47 degrés Celsius pendant une minute entraînait des dommages irréversibles¹⁵. En effet, d'après le tableau 3, il a été mis en évidence qu'à 50 degrés Celsius pendant une minute, il était systématiquement obtenu à long terme une fibrose.

Tableau 3 : Effet de la température sur l'os

Température	Effets Immédiats	Effets à long terme
50°C pendant 1 minute	Hyperhémie importante	Remplacement de l'os par du tissu fibreux
47°C pendant 5 minutes	Hyperhémie discrète	Fibrose osseuse avec ostéogenèse occasionnelle
47°C pendant 1 minute	—	Remodelage osseux normal

Source : Bert et Missika *Gérer les difficultés et complications en implantologie*, 2015.

¹⁵ Eriksson et Albrektsson, « Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury : A vital-microscopic study in the rabbit ».

Cet échauffement peut intervenir à deux moments de la chirurgie : le forage et la mise en place de l'implant. L'utilisation de forets uniques, une bonne irrigation du site opératoire et le taraudage de l'os de type I et II permettrait de réduire cet échauffement osseux¹⁶.

En 2005, d'après le Dr Marc Bert, le Pr. Branemark aurait rapporté qu'un échauffement de 42 degrés Celsius pendant 1 minute serait le maximum tolérable pour l'os lors du forage et de la mise en place de l'implant.

Concernant la mise en place de l'implant, il est conseillé de faire des pauses lors du vissage de l'implant pour limiter l'échauffement à l'apex de l'implant, étant donné l'absence d'irrigation pendant cette mise en place. Cette pause de quelques secondes permettrait de limiter l'élévation de température et donc éviter une transformation du tissu osseux en tissus fibreux à la partie apicale de l'implant, ce qui entraînera un échec.

2.2.3.2 Les échecs tardifs

Une analyse clinique normale n'exclut pas la prise d'un cliché radiographique rétro-alvéolaire de contrôle. En effet, une fine couche d'os peut se trouver sur la surface implantaire avec en arrière une couche fibreuse. Les tests de percussion et de dévissage ne montrent pas de problèmes particuliers.

Cependant, après la mise en charge définitive, le patient se plaint alors de douleurs en regard de cet implant : la couche osseuse s'est brisée et l'implant, désormais avec une mobilité, entraîne des douleurs. Il y a donc eu fibro-intégration : la dépose de l'implant est indiquée.

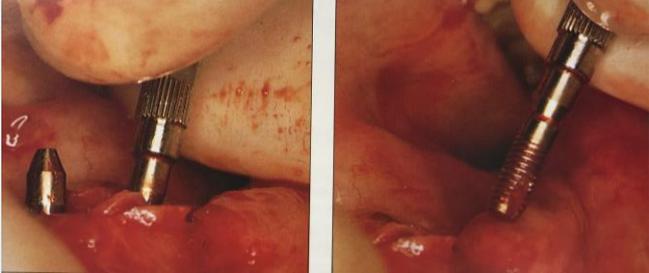
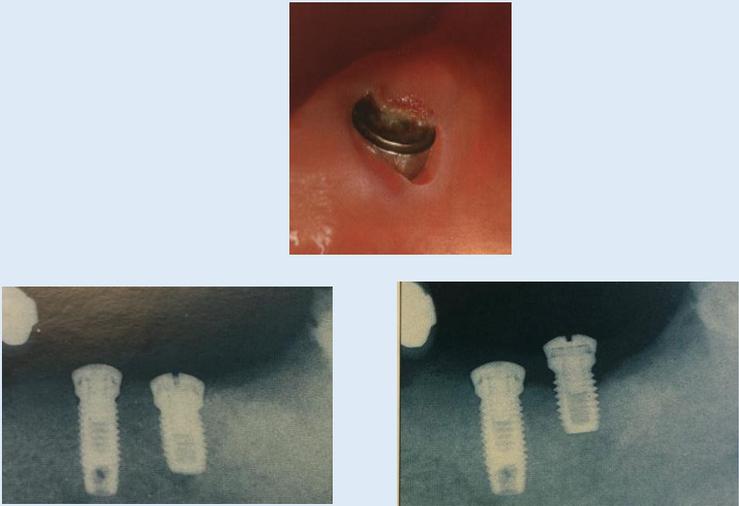
Pour résumer,

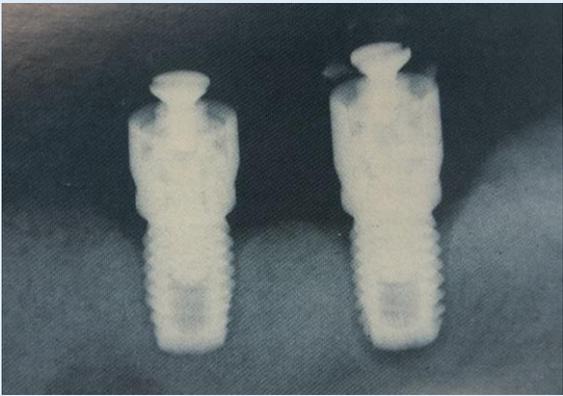
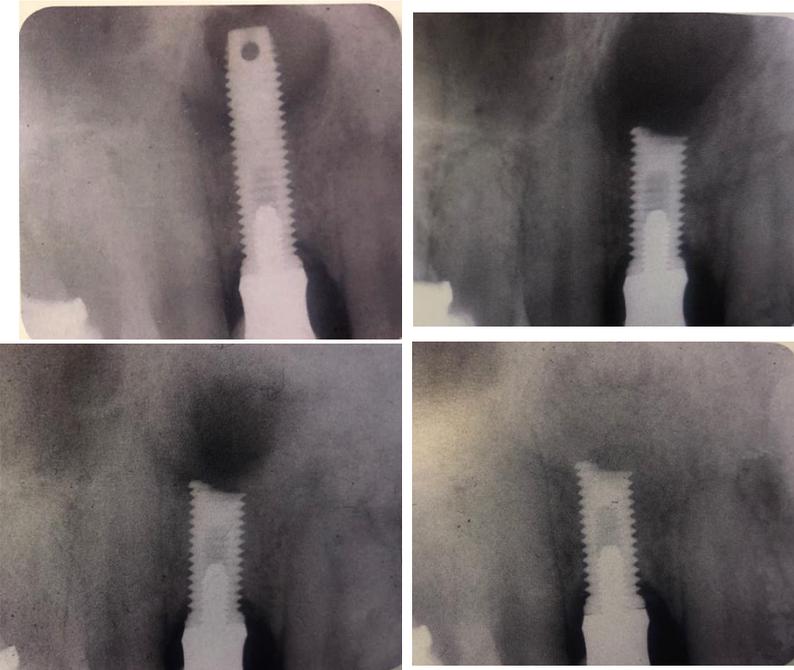
- Réduire l'échauffement de l'os pendant une chirurgie est un vrai challenge pour le praticien et cela est indispensable pour éviter l'échec de l'ostéointégration
- Le diagnostic de ces complications est difficile et conditionne le succès en implantologie

¹⁶ Bert et Leclercq, « Dépose rapide de l'implant et remplacement ».

2.2.3.3 Récapitulatif des échecs cliniques et radiologiques

Tableau 4 : Récapitulatif des échecs cliniques et radiologiques

	Descriptif	Illustration
<p><i>Dévisage de l'implant</i></p>	<p>En cas de douleur ou du dévissage spontané de l'implant, celui-ci doit être déposé.</p>	 <p>Source : Bert, <i>Complications et échecs en implantologie</i>.</p>
<p><i>Douleur ou Absence de son « clair » à la percussion</i></p>	<p>La mobilité d'un implant est jugée comme une dent naturelle : mobilité entre 2 instruments métalliques. A la percussion, le son obtenu doit être clair.</p>	 <p>Source : Misch, <i>Dental implant prosthetics - E-Book</i>.</p>
<p><i>Ré-éruption spontanée de l'implant</i></p>	<p>L'implant peut en cas de fibrointégration être expulsé naturellement. La radiographie prise le jour de la ré-éruption de l'implant montre son éviction osseuse. L'implant doit être déposé.</p>	 <p>Source Bert, <i>Complications et échecs en implantologie</i>.</p>

	Descriptif	Illustration
<p><i>Liseré radiolaire à l'interface os-implant</i></p>	<p>En présence d'un liseré radiolaire à l'interface os-implant, il faut considérer que l'implant est fibro-intégré et il doit donc être déposé.</p>	 <p>Source : Bert, <i>Complications et échecs en implantologie</i>.</p>
<p><i>Lésion apicale à l'apex de l'implant</i></p>	<p>En cas de lésion apicale, Marc Bert rapporte des cas traités à l'image d'une chirurgie apicale à retro : levée d'un lambeau, découpe de l'implant à la fraise diamanté, nettoyage de la lésion et cicatrisation.</p>	 <p>Source : Bert et Behar, <i>Gestion pratique des complications en implantologie</i>.</p>

Source : Auteur, 2020

2.3 Le succès en implantologie

2.3.1 Les critères de succès en implantologie : les premiers concepts

Dès 1979, les auteurs commencent à énoncer les conditions qu'ils jugent nécessaires pour obtenir un succès dans la thérapeutique implantaire.

Ainsi, Cranin, en 1982, annonce les critères suivants¹⁷ :

- Implants en place depuis 5 ans.
- Absence de saignement au sondage.
- Absence de mobilité.
- Absence de douleur au test de percussion.
- Absence d'hyperplasie gingivale ou infection cervicale.
- Pas de lésions radioclares à l'interface os-implant.

En 1985, Branemark énonce les conditions nécessaires pour l'obtention d'une bonne ostéointégration à appliquer dès le moment où le praticien programme et prépare sa chirurgie.

Le tableau 5 montre les neuf critères indispensables en 1985. Aujourd'hui, parmi ces 9 critères, seuls deux sont encore d'actualité et font partie des critères actuels indispensables à la bonne ostéointégration de l'implant :

- Utilisation d'un matériau compatible, le titane.
- Forage atraumatique de l'os (faible vitesse de rotation).

¹⁷ Cranin, Silverbrand, et Sher, « The requirements and clinical performance of dental implants ».

Tableau 5 : Conditions pour obtenir l'ostéointégration selon Branemark (1985)

1	Utilisation d'un matériau compatible, le titane	Encore actuel
2	Mise en nourrice des implants (protocole en 2 temps chirurgicaux)	Obsolète
3	Délai de mise en charge différé de 3-8 mois au moins	Obsolète
4	Forage atraumatique de l'os (faible vitesse de rotation)	Encore actuel
5	Réalisation d'une incision de la gencive décalée dans le vestibule	Obsolète
6	Chirurgie en conditions aseptiques, similaires au bloc opératoire	Obsolète
7	Utilisation d'instruments en titane	Obsolète
8	Radiographies contre-indiquées durant la phase de cicatrisation	Obsolète
9	Surfaces occlusales en matériau acrylique recommandées	Obsolète

Source : Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum, *Manuel d'implantologie clinique*, 2018.

En 1986, Albrektsson¹⁸ énonce ce qu'il considère comme indispensable à la réussite du traitement implantaire. Ces critères resteront longtemps le fil conducteur des praticiens implantologistes pour une bonne réussite du traitement implantaire.

Ainsi, il énonce les conditions suivantes :

- Implant unitaire immobile quand il est testé cliniquement.
- La radiographie ne met pas en évidence de signes de lésions radioclares à l'interface os-implant.
- La perte osseuse est inférieure à 0,2mm annuellement après la première année de mise en charge.
- Absence de douleur persistante, infection ou inconfort.

Ces critères garantissent un taux de succès à 85 % à 5 ans et 80 % à 10 ans¹⁹.

¹⁸ Albrektsson, Zarb, et Worthington, « The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success ».

¹⁹ Albrektsson, Zarb, et Worthington.

2.3.2 Les critères de succès actuels²⁰

En plus des critères énoncés par Albrektsson qui sont toujours d'actualité, d'autres facteurs sont étudiés aujourd'hui pour essayer de préciser les critères de succès à long termes des implants. Ainsi, les autres facteurs étudiés sont :

- Le tabac²¹.
- Maladies systémiques associées.
- La longueur de l'implant.
- Le diamètre de l'implant.
- Marqueurs génétiques.
- Marqueurs immunologiques comme le TNF- α and IL-1 β .
- Patients avec antécédent de radiothérapie cervico-faciale.

2.3.3 Les paramètres influençant le succès en implantologie

Avant la chirurgie implantaire, le praticien doit faire l'analyse de son cas cliniquement et radiographiquement. Il étudie également un certain nombre de paramètres afin de déterminer la faisabilité du cas et détermine le pronostic.

Les paramètres étudiés sont les suivants :

- **Les greffes osseuses** : le praticien dans sa pratique implantaire doit plus souvent gérer un site implantaire préalablement greffé.
- **Le Cone Beam Computed Tomography (CBCT) pré-implantaire** : c'est l'étude indispensable pour préparer l'intervention et choisir l'implant (diamètre, longueur), anticiper les défauts osseux péri-implantaires et déterminer l'épaisseur de la corticale osseuse à traverser.
- **Le diamètre et la longueur de l'implant** : le choix dépend de la dent à remplacer et de la situation anatomique de départ.

²⁰ Karthik, Sivakumar, et Sivaraj, « Evaluation of implant success : a review of past and present concepts ».

²¹ Klokkevold et Han, « How do smoking, diabetes, and periodontitis affect outcomes of implant treatment? »

- **Le torque d'insertion** : c'est la seule donnée quantitative obtenue par le praticien pendant l'intervention pour jauger de la stabilité de l'implant. En effet, la stabilité primaire est un facteur déterminant pour obtenir l'ostéointégration de l'implant²².
- **Les défauts osseux péri-implantaires** : un défaut osseux entraînera une diminution du contact os-implant donc vraisemblablement une diminution de sa stabilité primaire et du succès.
- **L'épaisseur de la corticale osseuse** : la corticale osseuse est la partie de l'os la plus dense. Ainsi, une corticale plus épaisse permettra d'obtenir une meilleure stabilisation de l'implant en per-opératoire et donc une meilleure stabilité primaire.

Il est donc légitime de se poser les questions suivantes :

- Comment les nouveaux appareils de mesure de l'ostéointégration vont-ils être influencés par ces paramètres qui peuvent influencer le succès de la thérapeutique implantaire ?
- Ces nouvelles technologies pourront-elles anticiper l'échec implantaire ?
- Sont-elles fiables ?
- Qu'en dit la littérature ?

²² Albrektsson, Brånemark, et Hansson, « Osseointegrated titanium implants. Requirement for insuring a long-lasting direct bone anchorage in man. »

3 : Les nouvelles technologies au service de l'ostéointégration

3.1 Les appareils de mesure par analyse biomécanique

3.1.1 Principe physique de fonctionnement

Damping capacity analysis (DCA) est une technique qui mesure l'amortissement du ligament desmodontal et évalue la mobilité de la dent. L'appareil de mesure comprend une pièce à main avec un embout métallique qui va frapper l'objet à tester seize fois en quatre secondes.

Cette technique peut aussi être utilisée pour mesurer l'intégration d'un implant dans l'os. La machine va alors plutôt mesurer la déflexion de l'implant. La valeur est obtenue, sans unité, représentée en « PTV » ou valeur Periotest allant de -8 à +50²³.

- PTV entre -8 et 0 représente une bonne stabilité.
- PTV entre 1 et 9 représente une stabilité moyenne.
- PTV entre 10 et 50 représente une stabilité insuffisante et l'implant ne devrait pas être mis en charge.

3.1.2 Principe de mesure et utilisation : Le Periotest

Figure 9 : Le Periotest



Source : Robolab, « Periotest fiche technique », 2012

²³ Robolab, « Periotest M-fiche technique ».

- 1) Le Periotest est pris en main et il est allumé.
- 2) L'appareil est mis perpendiculairement à la dent ou l'implant à tester. Il peut être maintenu en place avec la deuxième main pour que l'appareil soit bien perpendiculaire à la surface à percuter. En cas de mauvaise angulation, l'appareil émet un bip sonore pour indiquer au clinicien la mauvaise position de celui-ci.

Le Periotest doit se situer entre 0,5 et 2mm de l'objet à tester. En cas de distance incorrecte, un son aigue est émis et indique à l'opérateur la nécessité de se placer correctement.

- 3) La valeur est lue sur le petit écran du Periotest, comme le montre la figure 10.

Figure 10 : Mesure en bouche avec le Periotest



Source : Ceraroot, « Testing the stability of CeraRoot implants with periotest M », 2010

En fonction de la valeur obtenue, la stabilité peut alors être estimée :

Pour les dents naturelles, la valeur obtenue PTV peut être interprétée grâce au tableau 6.

Tableau 6 : Interprétation du Periotest sur les dents naturelles

Degrés de mobilité des dents naturelles	Plage de valeurs Periotest
0	- 08 bis +09
I	+10 bis +19
II	+20 bis +29
III	+30 bis +50

Source : Robolab, « Notice d'utilisation », 2015.

Pour l'interprétation de la stabilité primaire ou secondaire en implantologie, le tableau 7 énonce les recommandations selon la valeur obtenue.

Tableau 7 : Interprétation du Periotest en implantologie

Plage de valeurs Periotest	Interprétation
-8 à 0	Bonne ostéo-intégration ; l'implant est bien Intégré et il peut supporter la pression.
+1 à +9	Un examen clinique est conseillé : L'application d'une pression sur l'implant N'est en règle générale pas (encore) possible
+10 à +50	L'ostéo-intégration est insuffisante et il ne doit Pas y avoir de pression de faite sur cet implant

Source : Robolab, « Notice d'utilisation », 2015.

3.1.3 Discussion

3.1.3.1 L'analyse par DCA dans la littérature

3.1.3.1.1 Fiabilité du Periotest

Le Periotest est défini par le fabricant comme un appareil capable de mesurer la stabilité d'un implant dans l'os. Cependant, le consensus n'a pas été établi par les différentes études menées à ce sujet

D'un côté, le Periotest est un appareil considéré comme peu fiable et dont les valeurs ne semblent pas reproductibles²⁴. De l'autre côté, le Periotest est décrit comme une méthode objective et reproductible pour mesurer la stabilité des implants²⁵.

Il n'est donc aujourd'hui pas possible de conclure sur la fiabilité du Periotest pour mesurer la stabilité d'un implant dans l'os.

3.1.3.1.2 Angle, hauteur, distance de mesure et PTV

Les valeurs obtenues avec le Periotest dépendent de : la hauteur de mesure, de l'angle de mesure et de la distance de mesure entre la pièce à main et l'implant²⁶. Le Periotest est donc opérateur dépendant et ses valeurs ne peuvent être considérées comme fiables que chez un praticien entraîné.

²⁴ Derhami, Wolfaardt, et Faulkner, « Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants ».

²⁵ Cho, Lee, et Kim, « A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability ».

²⁶ Derhami, Wolfaardt, et Faulkner, « Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants ».

3.1.3.1.3 Analyse du CBCT et PTV

L'analyse pré-opératoire du CBCT présente une bonne corrélation avec la mesure prise par le Periotest en per-opératoire²⁷. En effet, grâce à la détermination de la densité osseuse radiographique lors de l'analyse du CBCT pré-implantaire, il pourrait ainsi être possible de prédire une valeur PTV du futur implant en per-opératoire.

3.1.3.1.4 Torque d'insertion et PTV

Il semble que la corrélation entre le torque d'insertion et le PTV soit plus importante qu'entre le torque d'insertion et l'ISQ (Implant Stability Quotient)²⁸.

3.1.3.1.5 Prédiction de l'ostéointégration et PTV

Le Periotest semble être l'appareil qui pourrait prédire l'échec de l'implant à s'ostéointégrer lors de la mesure per-opératoire²⁹.

3.1.3.2 Que faut-il retenir ?

- Le Periotest est un appareil qui permet de mesurer l'amortissement du ligament parodontal et donne une valeur comprise entre -8 et 50, -8 étant la valeur traduisant l'ankylose.
- Développé au départ pour les dents naturelles, il permet également de prendre des mesures sur des implants.
- Sa valeur est dépendante de l'angle et de la position du Periotest par rapport à l'implant ou la dent. Ainsi, la mesure devient praticien dépendant et donc moins fiable chez le praticien non entraîné.
- Le Periotest semble être l'appareil le plus à même de prédire l'échec implantaire.
- Le Periotest n'est pas, à l'heure actuelle, le meilleur instrument pour mesurer l'ostéointégration en implantologie.

²⁷ Schnitman et Hwang, « To immediately load, expose, or submerge in partial edentulism : a study of primary stability and treatment outcome ».

²⁸ Schnitman et Hwang.

²⁹ Schnitman et Hwang.

3.2 Les appareils de mesure par RFA (resonance frequency analysis)

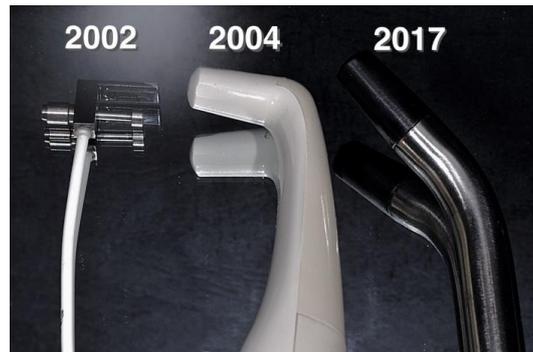
3.2.1 Principe physique de fonctionnement

L'analyse de la fréquence de résonance ou RFA est une technique qui consiste à mesurer la déflexion de l'implant dans l'os après envoi d'une impulsion électromagnétique sur un transducteur transvissé sur l'implant³⁰.

Au départ, le transducteur était un élément composé de 2 pièces en piezo-céramique. Le signal électromagnétique envoyé par l'émetteur faisait vibrer le transducteur. Cette vibration créait un mouvement oscillatoire, analysé par un oscilloscope, et donnant une fréquence en Hertz.

La figure ci-dessous montre l'évolution des technologies Osstell pour la mesure de l'ISQ. En 2002, il n'y avait pas de pièce à main mais un transducteur filaire à transvisser dans l'implant. En 2004, l'Osstell Mentor et en 2017 l'Osstell IDX avec transducteur sans fil.

Figure 11 : Évolution de l'Osstell

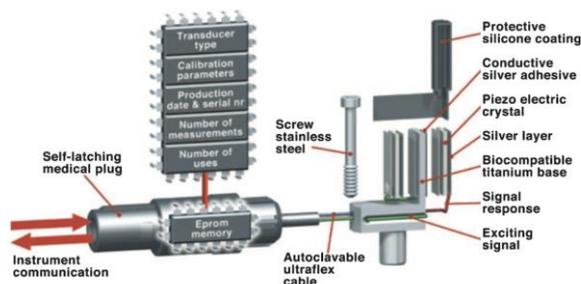


Source : Osstell, « How to reveal the secret that only bone and implant knows », 2018.

La figure 12 montre un schéma technique du transducteur Osstell de première génération avec sa fixation par vissage sur l'implant. La figure 13 montre ce même transducteur de première génération directement en bouche sur un implant antérieur prêt pour une mesure.

³⁰ Valderrama, Oates, et Jones, « Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability : a clinical trial ».

Figure 12 : Schéma Transducteur Osstell 1^{ère} génération



Source : Sennerby et Meredith, « Implant stability measurements using resonance frequency analysis : biological and biomechanical aspects and clinical implications ».

Figure 13 : Transducteur Osstell 1^{ère} génération mis en bouche pour mesure



Source : Turkyilmaz et Soganci, Current Concepts in Dental Implantology, 2015.

En 2004, Osstell lance le Smartpeg (cf. figure 14). Il s'agit d'un transducteur beaucoup moins volumineux, non câblé, composé de 3 éléments : le pas de vis de l'implant à tester, un hexagone pour faciliter le serrage, et la pièce réceptrice du signal électromagnétique.

Le Smartpeg est en aluminium et à usage unique. En effet, il y aurait un risque de corrosion du Smartpeg lors du passage à l'autoclave et la réutilisation du Smartpeg entraînerait une usure de son filetage³¹ : cela pourrait fausser les mesures réalisées.

Osstell justifie l'usage unique du Smartpeg en aluminium par le fait que l'aluminium n'a aucun risque d'abîmer le filetage interne de l'implant et donc de compromettre celui-ci. Néanmoins, la compagnie

³¹ Sennerby, « Resonance frequency analysis for implant stability measurements : a review ».

Osstell reconnaît que réutiliser une fois le smartpeg chez le même patient est possible à condition que celui-ci ait été désinfecté par trempage.

Figure 14 : a) Smartpeg b) Interaction entre l'Osstell beacon et le smartpeg



Source : Osstell, « Fiche Produit ».

L'Osstell envoie donc 4 impulsions électromagnétiques avec différentes fréquences ce qui entraîne la vibration du Smartpeg et donc de l'implant (cf. figure 14). La fréquence est ensuite mesurée, enregistrée et l'appareil va donner une valeur sans unité appelé l'ISQ (Implant Stability Quotient). Cette valeur, comprise entre 0 et 100 permet de mesurer la stabilité de l'implant dans l'os. C'est le standard mondial pour mesurer la stabilité d'un implant. À 0, la fréquence mesurée est d'environ 3000 Hz et à 100, la fréquence mesurée est d'environ 8000 Hz³².

La formule mathématique qui permet d'obtenir l'ISQ pour l'Osstell est la suivante :

$$ISQ = (f4 \times e) + (f3 \times d) + (f2 \times c) + (f1 \times b) + a$$

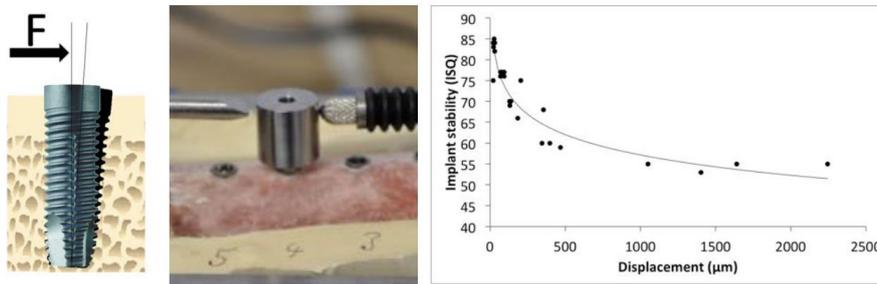
Avec f4, f3, f2, f1 correspondant aux 4 fréquences mesurées par l'Osstell après vibration du Smartpeg et a, b, c, d, e qui sont cinq coefficients dont l'information est confidentielle et propriété de l'Osstell.

Une analyse in vitro par résonance laser montre que l'algorithme appliqué par l'Osstell Mentor et Osstell IDx pour calculer les valeurs ISQ est correct. Les valeurs obtenues par les modèles précédant l'Osstell Mentor et Osstell IDx ont été sous-estimées³³.

³² Valderrama, Oates, et Jones, « Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability : a clinical trial ».

³³ Debruyne, Groggnard, et Verleye, « ISQ calculation evaluation of in vitro laser scanning vibrometry-captured resonance frequency ».

Figure 15 : Corrélation entre ISQ et Déplacement latéral en Micromètre



Source : Sennerby, « Resonance frequency analysis for implant stability measurements. A review », 2015.

La figure 15 montre qu'il existe une corrélation entre l'ISQ et la micro-mobilité de l'implant. Elle met également en évidence qu'il n'y a pas de proportionnalité entre le déplacement et les valeurs d'ISQ. Ainsi, entre 60 et 65 ISQ, la micro-mobilité diminue de presque moitié.

La question de la recherche du meilleur torque d'insertion du Smartpeg, pour une bonne lecture de l'ISQ, montre que :

- Le serrage optimal du Smartpeg sur l'implant se situe entre 10 et 17 Ncm pour une mesure précise de l'ISQ avec la technique par RFA.
- Le serrage à 20 Ncm a entraîné un dommage au filetage du Smartpeg sur tous les implants utilisés³⁴.

Il existe donc une marge assez importante pour le serrage du Smartpeg et il est inutile de vouloir le torquer à tout prix de façon trop importante.

La standardisation du torque d'insertion du Smartpeg pourrait permettre une amélioration dans la fiabilité de la mesure de l'ISQ.

Le transducteur du Penguin RFA (figure 16) est appelé le Multipeg. Le Multipeg est un transducteur en titane. Il est donc autoclavable et réutilisable à la différence du Smartpeg de chez Osstell qui est généralement à usage unique.

³⁴ Salatti, Pelegrine, et Gehrke, « Is there a need for standardization of tightening force used to connect the transducer for resonance frequency analysis in determining implant stability ? »

Figure 16 : Le Penguin RFA à gauche avec son Multipeg et le Driver à droite



Source : Sennerby, « Resonance frequency analysis for implant stability measurements. A review », 2015.

Sur la figure 15, l'échelle de l'ISQ présenté par Sennerby et Al donne les valeurs attendues lors de la mesure par l'Osstell et leurs significations.

- En per-opérateur :

-Au-dessus de 70, représenté par la zone verte, il est considéré que l'implant a une bonne stabilité. Une chirurgie en 1 temps est possible et la mise en charge immédiate peut se faire sans inquiétude.

-Entre 65 et 70, la chirurgie en 1 temps est indiquée.

-Entre 60 et 65, il est recommandé une chirurgie en 2 temps.

-En dessous de 60, l'implant doit être enfoui : la chirurgie en 1 temps est fortement déconseillée.

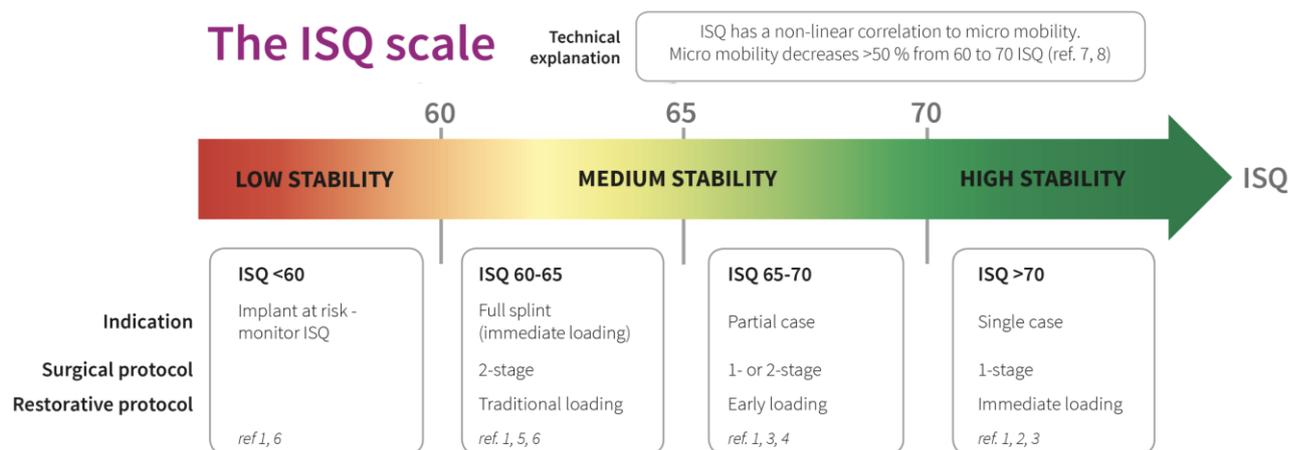
- Lors du contrôle après ostéointégration :

-Au-dessus de 70, représenté par la zone verte, il est considéré que l'implant est bien ostéointégré. La mise en charge peut se faire sans inquiétude.

-Entre 60 et 70, l'ostéointégration et la stabilité sont correctes. L'implant peut alors être mis en charge.

-En dessous de 60, l'implant présente un risque et ne doit pas être mis en charge.

Figure 17 : L'échelle ISQ



The above is a summary of scientific data and not an official recommendation by Osstell. To monitor osseointegration measure at placement and before final restoration.

Source : Osstell, « The ISQ scale », 2015.

3.2.2 Principe de mesure et utilisation

Avant de mettre en place l'Osstell IDX/Beacon ou le Penguin, il faut commencer par faire les tests qualitatifs de mesure de l'ostéointégration. Ces tests se font sur la vis de cicatrisation. En effet, cette technique ne dispense pas le praticien de réaliser les méthodes d'évaluation précédentes pouvant nous indiquer une non-ostéointégration de l'implant.

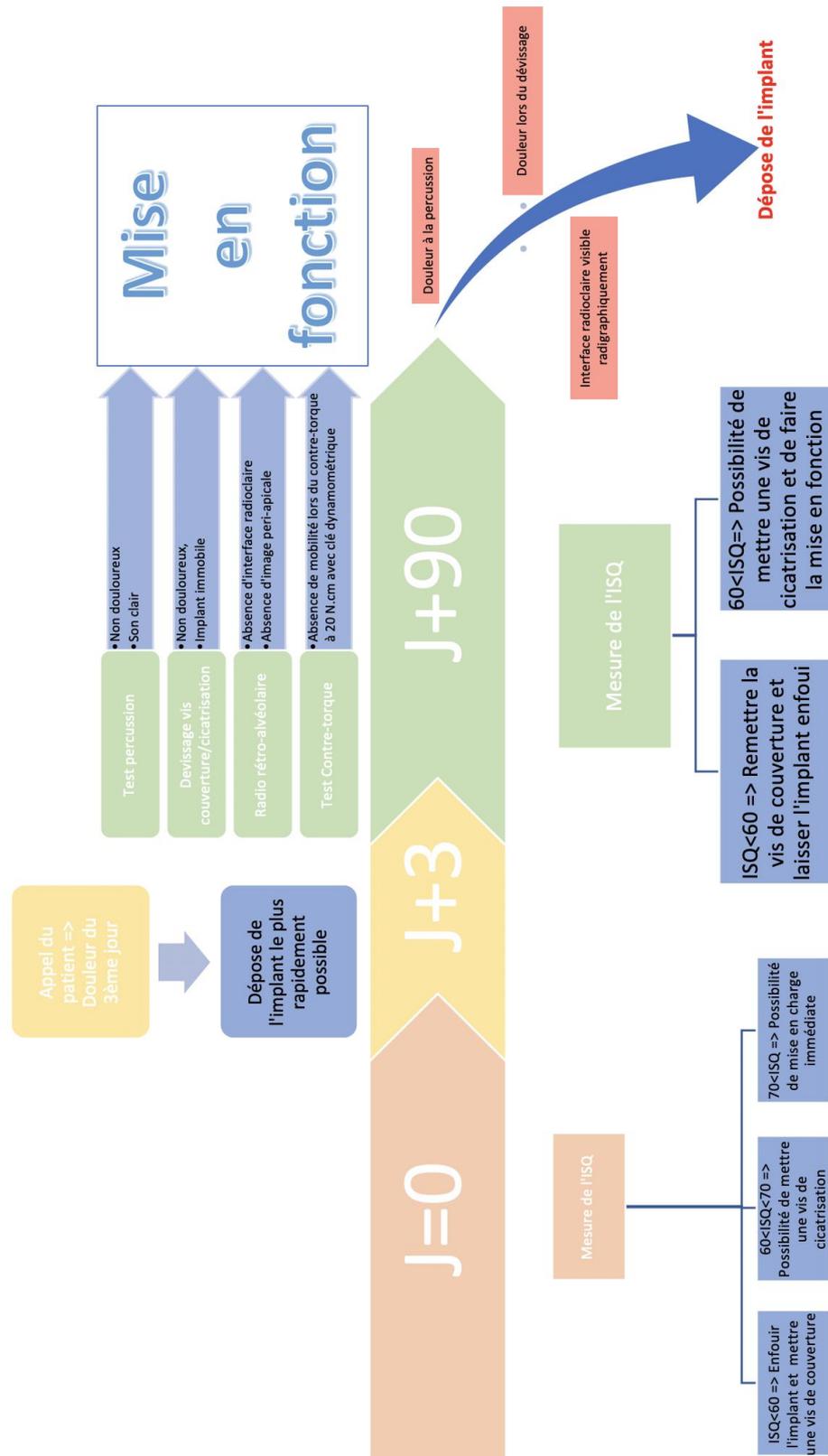
Lors d'une technique en 1 temps :

Le test de percussion doit faire un son mat et ne doit pas être douloureux. L'implant doit être immobile lors du dévissage de la vis de cicatrisation pour la mise en place du Smartpeg. Enfin, une radiographie rétro-alvéolaire selon la technique des plans parallèles doit permettre d'écarter un liseré radio-clair autour de l'implant qui témoignerait de sa fibro-intégration. Un test de contre-torque à 20 N.cm est réalisé.

Lors d'une technique en 2 temps :

L'implant est enfoui et une anesthésie est nécessaire pour le dégagement et l'activation des implants. Le patient ne peut donc pas exprimer de sensation douloureuse. Un test de contre-torque à 20 N.cm est réalisé et seul le dévissage de l'implant ou la radiographie rétro-alvéolaire pourrait montrer une non-ostéointégration. L'Osstell ou le Penguin deviennent alors un moyen supplémentaire pour estimer si l'implant est suffisamment ostéointégré pour supporter une prothèse avec toutes ses contraintes.

Figure 18 : Organigramme du choix selon la valeur ISQ et le jour de la mesure



Source : Auteur, 2020.

3.2.2.1. L'Osstell IDX/Beacon

Utilisation de l'Osstell Beacon, réalisé au bloc opératoire du service de médecine bucco-dentaire de l'hôpital Charles-Foix :

- 1) Le matériel à préparer en pré-opératoire est illustré par la figure 19. De gauche à droite, il est retrouvé : la gaine de protection stérile, l'Osstell Beacon, le Smartpeg et l'implant. L'Osstell dans sa gaine stérile est déposé sur le champ opératoire.

Figure 19 : Matériel pour la mesure par RFA



Source : Auteur, 2020.

- 2) Le choix du Smartpeg se fait grâce au catalogue fourni par le fabricant qui couvre les implants disponibles sur le marché. En fonction de la marque et du diamètre de l'implant, le chirurgien-dentiste pourra prévoir le « type » de Smartpeg approprié. Dans cette situation, l'implant posé est un Straumann *Bone Level Tapered Implants Roxolid SLA* de diamètre 4,8mm : le Type 54 a été choisi.
- 3) Le Smartpeg est mis sur table et il est prêt à être vissé sur l'implant. Le vissage s'effectue à la main sans forcer : le blocage simple du Smartpeg sur l'implant suffit pour prendre une mesure. Le Smartpeg est à usage unique et il ne doit pas être stérilisé.
- 4) L'Osstell recommande de faire deux mesures dans deux axes différents pour s'affranchir d'éventuelles perturbations lors de la mesure. De plus, lors des 2 incidences différentes, l'Osstell émet des fréquences différentes en hauteur de fréquence. La première mesure se fait

dans le sens BL (vestibulo-lingual/palatin) et la 2^{ème} mesure se fait dans le sens MD (mésio-distal). L'appareil doit se placer à environ 3-4 millimètre du Smartpeg pour prendre la mesure.

Figure 20 : Mesure de l'ISQ avec l'Osstell Beacon



Source : Auteur, 2020.

- 5) Quand la mesure est prise, l'Osstell Beacon émet un bip, une led verte éclaire la pièce à main et la valeur s'affiche sur l'écran supérieur (cf. figure 21). La mesure lors de l'axe précédent est enregistrée et inscrite sur l'écran du bas et récapitule les valeurs de mesure pour cet implant.

Figure 21 : Affichage des mesures sur l'Osstell Beacon



Source : Auteur, 2020.

La mise en place du Smartpeg se fait après le positionnement de l'implant et permet de choisir la technique de temporisation.

Figure 22 : Le pilier de cicatrisation après sutures



Source : Auteur, 2020.

Dans cette situation, la valeur ISQ obtenue est de 80. La stabilité primaire est donc très bonne et le pilier de cicatrisation peut être mis en place directement pour une chirurgie en 1 temps.

Ce cas clinique a permis d'illustrer l'intérêt de la mesure de l'ISQ par l'Osstell en per opératoire. En effet, comment est-il possible de juger lors d'une chirurgie implantaire (hors greffes osseuses) si la vis de couverture ou le pilier de cicatrisation serait plus indiquée ?

Dans cette situation, la valeur de 80 sur l'échelle de l'ISQ a orienté l'opérateur vers une solution en 1 temps opératoire (cf. figure 22).

Hypothétiquement, si l'implant avait été posé en secteur antérieur, une mise en esthétique immédiate aurait pu être envisagée.

3.2.2.2 Le Penguin

Utilisation avec le Penguin, réalisé pendant une chirurgie :

- 1) Le Penguin, déjà enveloppé de son film de protection à usage unique, est placé sur le champ opératoire avec son Multipeg.
- 2) Le choix du Multipeg se fait grâce à la liste de compatibilité pour chaque implant. Ainsi, le type de Multipeg peut être commandé selon l'implant qui a été posé.
- 3) Le Multipeg est donc assemblé avec le « Multipeg Driver » qui permet ensuite le vissage du Multipeg directement en bouche.
- 4) Le Chirurgien-Dentiste peut alors prendre le Penguin, faire la mesure et la valeur ISQ de l'implant s'affiche alors sur l'appareil (cf. figure 23). Dans cette situation, la valeur de 79 montre une très bonne stabilité de l'implant. L'opérateur pourra donc mettre une vis de cicatrisation en toute tranquillité.

Figure 23 : Prise de la mesure et lecture de l'ISQ avec le Penguin



Source : Integration Diagnostics Sweden AB

Pour résumer :

- L'ISQ est le standard mondial pour mesurer la stabilité d'un implant dans l'os.
- L'échelle de l'ISQ, proposé par Osstell permet de pouvoir orienter sa thérapeutique selon la situation rencontrée par le praticien
- L'Osstell et le Penguin permettent la prise de mesure par RFA afin d'obtenir une valeur en ISQ.
- Le Smarteg (Transducteur Osstell) est à usage unique et le Multipeg (Transducteur Penguin) est réutilisable et autoclavable.
- Le choix du transducteur se fait selon l'implant choisi.
- La prise en main de l'Osstell et du Penguin est très simple et la mesure est instantanée.
- Le praticien peut décider, grâce à l'échelle de l'ISQ proposée par Osstell, quelle thérapeutique est la plus adaptée dans la situation rencontrée.
- Le serrage du transducteur doit se faire à la main.

3.2.3 Discussion

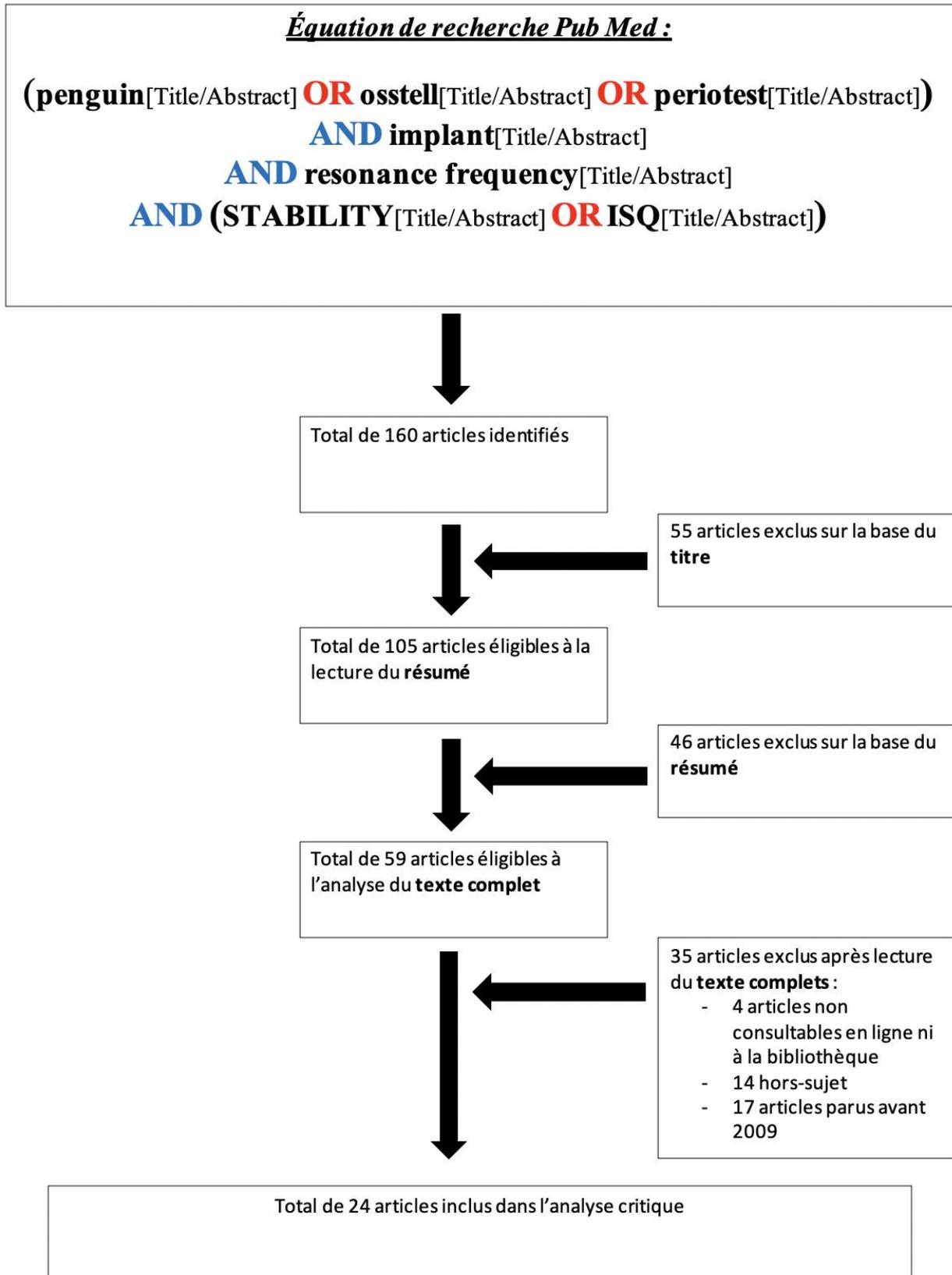
3.2.3.1. Équation de recherche et détermination des articles pour l'analyse critique

La figure 30 montre la démarche de recherche documentaire sur PubMed ou Flow Chart. L'équation de recherche a été affinée et donne 160 résultats. Le processus d'identification des articles par la lecture du titre puis du résumé et enfin du texte complet a permis de sélectionner 24 articles pour démarrer notre analyse critique.

Les articles dont l'utilisation de l'Osstell, le Penguin ou le Periotest ont été utilisés à des fins diagnostiques et ont été écartés de l'analyse critique.

À partir de ces articles, d'autres articles ont été étudiés grâce au référencement dans ces derniers.

Figure 24 : Diagramme de flux ou Flow Chart décrivant le processus d'identification des articles



Source : Auteur, 2020.

3.2.3.2 L'Analyse par RFA dans la littérature

3.2.3.2.1 Corrélation entre ISQ et PTV

Il ne semble pas exister aujourd'hui de consensus quant à une corrélation entre ISQ et PTV^{35 36}. En effet, d'une part³⁷, il est démontré qu'il existe une relation mathématique linéaire entre ISQ et PTV dont la formule est la suivante :

$$\text{PerioTestValue (PTV)} = 15,54 + (-0,26 \times \text{ISQ})$$

D'autre part³⁸, il est mis en évidence une absence de corrélation entre ISQ et PTV.

Néanmoins, l'auteur nuance son propos : il ne préfère pas l'utilisation d'un appareil plutôt qu'un autre mais recommande qu'un praticien devrait choisir sa méthode de mesure, faire ses analyses comparatives et son suivi avec le même appareil pour une meilleure lecture des résultats.

3.2.3.2.2 Greffe osseuse et ISQ

Avec l'évolution des techniques de reconstruction osseuse verticale ou horizontale, le praticien qui souhaite poser un implant rencontre beaucoup plus fréquemment un os greffé.

Il existe une forte corrélation entre l'ISQ et les implants posés dans de l'os greffé³⁹. La valeur d'ISQ est statistiquement inférieure lorsque la mesure se fait dans l'os greffé⁴⁰.

3.2.3.2.3 Diamètre de l'implant et ISQ

Le diamètre de l'implant semble être un critère de sélection pour le praticien à la recherche d'un implant qui aura une bonne stabilité primaire en per-opératoire selon la dent à restaurer⁴¹.

³⁵ Andreotti, Goiato, et Nobrega, « Relationship between implant stability measurements obtained by two different devices : a systematic review ».

³⁶ Kwon, Kim, et Yang, « First-order mathematical correlation between damping and resonance frequency evaluating the bone-implant interface ».

³⁷ Kwon, Kim, et Yang.

³⁸ Andreotti, Goiato, et Nobrega, « Relationship between implant stability measurements obtained by two different devices : a systematic review ».

³⁹ Huang, Xu, et Shao, « Multivariate linear regression analysis to identify general factors for quantitative predictions of implant stability quotient values ».

⁴⁰ Huang, Xu, et Shao.

⁴¹ Merheb, Vercruyssen, et Coucke, « Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images », 2018.

En 2010, il n'était pas établi de corrélation significative entre le diamètre de l'implant et l'ISQ⁴².

En 2015, il n'était pas possible de conclure que le diamètre de l'implant avait un impact significatif sur la mesure de l'ISQ⁴³.

En 2017, il a été mis en évidence une corrélation entre le diamètre de l'implant et la mesure de l'ISQ après ostéointégration⁴⁴.

En 2018, il a été démontré une influence du diamètre de l'implant sur la mesure de l'ISQ en per-opérateur. En effet, il a été mis en évidence une différence statistiquement significative entre l'implant de diamètre 3,5mm et 4mm en per-opérateur⁴⁵. Cependant, après ostéointégration, cette différence n'est plus mise en évidence statistiquement.

3.2.3.2.4 Longueur de l'implant et ISQ

La longueur de l'implant semble être un critère de sélection pour le praticien à la recherche d'un implant qui aura une bonne stabilité primaire en per-opérateur⁴⁶.

En 2015, il n'était pas possible de conclure que la longueur de l'implant avait un impact significatif sur la mesure de l'ISQ⁴⁷.

En 2017, il n'a pas été montré d'influence de la longueur de l'implant sur l'ISQ que ce soit en per-opérateur ou au moment de la mise en charge de l'implant⁴⁸.

En 2018, il a été démontré une influence de la longueur de l'implant sur la mesure de l'ISQ en per-opérateur. En effet, il a été mis en évidence une différence statistiquement significative entre

⁴² Ohta, Takechi, et Minami, « Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device ».

⁴³ Sennerby, « Resonance frequency analysis for implant stability measurements : a review ».

⁴⁴ Huang, Xu, et Shao, « Multivariate linear regression analysis to identify general factors for quantitative predictions of implant stability quotient values ».

⁴⁵ Merheb, Vercruyssen, et Coucke, « Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images », 2018.

⁴⁶ Merheb, Vercruyssen, et Coucke, « Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images », 2018.

⁴⁷ Sennerby, « Resonance frequency analysis for implant stability measurements : a review ».

⁴⁸ Huang, Xu, et Shao, « Multivariate linear regression analysis to identify general factors for quantitative predictions of implant stability quotient values ».

l'implant de 9 mm et les implants de 11, 13 et 15 mm en per-opératoire avec la mesure par RFA⁴⁹. Cependant, après ostéointégration, cette différence n'est plus mise en évidence statistiquement.

3.2.3.2.5 Torque d'insertion (ou couple d'insertion) et ISQ

Le torque d'insertion de l'implant est la première donnée chiffrée que l'on peut recueillir lors de la pose d'un implant. Il est donc légitime de rechercher si une corrélation existe entre la mesure de l'ISQ (Implant Stability Quotient) et le torque d'insertion.

Il a été mis en évidence *in vitro* une corrélation entre le torque d'insertion et l'ISQ⁵⁰. Une corrélation mathématique linéaire a même été modélisée⁵¹.

Cette même corrélation a également été mise en évidence cette fois-ci *in vivo*⁵².

Cependant, certaines études montrent une très faible voire absence de corrélation entre le torque d'insertion et l'ISQ^{53 54}. Ainsi, le torque d'insertion d'un implant serait complètement indépendant de la mesure par RFA.

Une méta-analyse de 2009 a montré une forte corrélation entre le torque d'insertion et l'analyse par RFA⁵⁵. Le problème étant que cette méta-analyse a presque 10 ans et de nouvelles études plus récentes ont justement mis en évidence l'absence de corrélation entre le torque d'insertion et la mesure de l'ISQ^{56 57}. Il est donc intéressant de se demander si malgré la puissance de preuve de la méta-analyse, celle-ci ne serait-elle pas dépassée par les nouvelles recherches publiées dans la littérature.

⁴⁹ Merheb, Vercruyssen, et Coucke, « Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images », 2018.

⁵⁰ Ohta, Takechi, et Minami, « Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device ».

⁵¹ Brizuela-Velasco, Álvarez-Arenal, et Gil-Mur, « Relationship between insertion torque and resonance frequency measurements, performed by resonance frequency analysis, in micromobility of dental Implants : an in vitro study ».

⁵² Sarfaraz, Johri, et Sucheta, « Study to assess the relationship between insertion torque value and implant stability quotient and its influence on timing of functional implant loading ».

⁵³ Lages, Douglas-de Oliveira, et Costa, « Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis : a systematic review ».

⁵⁴ Diaz-Castro, Falcao, et Lopez-Jarana, « Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology ».

⁵⁵ Cehreli, Karasoy, et Akca, « Meta-analysis of methods used to assess implant stability ».

⁵⁶ Diaz-Castro, Falcao, et Lopez-Jarana, « Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology ».

⁵⁷ Lages, Douglas-de Oliveira, et Costa, « Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis : a systematic review ».

3.2.3.2.6 Orientation de la sonde de mesure et ISQ

Il a été précédemment mis en évidence que la mesure du PTV avec le Periotest était influencée par l'orientation de la sonde de mesure⁵⁸.

Il n'a pas été mis en évidence une différence significative entre l'orientation de la sonde RFA lors de la mesure et la valeur en ISQ⁵⁹.

3.2.3.2.7 BIC et ISQ

Le BIC (Bone-to-implant Contact) est une valeur très intéressante pour évaluer l'ostéointégration d'un implant. En effet, plus la valeur est élevée, plus il peut être considéré que l'os est en contact avec l'implant. Avec le remodelage osseux, le BIC augmente.

Il a été mis en évidence une corrélation entre la mesure de l'ISQ et le BIC⁶⁰.

Avec le remodelage osseux, le BIC augmente. L'augmentation de l'ISQ avec le temps déjà décrit⁶¹ peut ainsi s'expliquer par l'augmentation du BIC lors de la phase d'ostéointégration ou intégration biologique de l'implant.

Il peut donc être conclu que les mesures de stabilité implantaire sont en corrélation avec l'étude histologique effectuée pendant la phase de cicatrisation.

L'ISQ est donc une option fiable pour estimer indirectement le degré d'ostéointégration de l'implant.

3.2.3.2.8 Défaut osseux péri-implantaire et ISQ

En 2010, il a été montré *in vitro* une corrélation statistiquement significative entre le défaut osseux péri-implantaire et la mesure de l'ISQ⁶². En effet, plus le défaut osseux péri-implantaire est important, plus la valeur mesurée est faible.

⁵⁸ Derhami, Wolfaardt, et Faulkner, « Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants ».

⁵⁹ Ohta, Takechi, et Minami, « Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device ».

⁶⁰ Chen, Lai, et Chee, « Monitoring the changes of material properties at bone-implant interface during the healing process in vivo : a viscoelastic investigation ».

⁶¹ Chen, Lyons, et Tawse-Smith., « Resonance frequency analysis in assessing implant stability : a retrospective analysis ».

⁶² Ohta, Takechi, et Minami, « Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device ».

En 2016, même si aucune corrélation statistiquement significative n'a été mise en évidence, il a été observé une relation inversement proportionnelle entre l'ISQ et la perte osseuse marginale⁶³. Ainsi, vu la corrélation entre le BIC et l'ISQ⁶⁴, plus la perte osseuse marginale augmente, plus la surface d'os en contact avec l'implant diminue donc plus l'ISQ devrait diminuer.

3.2.3.2.9 Epaisseur de la corticale osseuse et ISQ

Grâce au CBCT pré-implantaire, il devient possible de mesurer précisément l'anatomie osseuse du site opératoire. Ainsi, l'analyse de l'épaisseur de la corticale osseuse en pré-implantaire a permis de mettre en évidence⁶⁵ :

- Il existe une faible corrélation entre l'épaisseur de la corticale osseuse mandibulaire et la valeur d'ISQ prise en per-opératoire.
- Il n'y a pas de corrélation entre l'épaisseur de la corticale osseuse maxillaire et la valeur d'ISQ prise en per-opératoire.

3.2.3.2.10 Différence entre Osstell et Penguin

Il existe une corrélation entre les résultats de mesure de l'ISQ avec l'Osstell ISQ et le Penguin RFA⁶⁶.

De plus, l'Osstell ISQ est capable de mesurer de manière fiable et répétitive l'ISQ avec un Multipeg (transducteur initialement commercialisé pour fonctionner avec le Penguin RFA) alors que le Penguin est incapable de donner une mesure fiable de l'ISQ avec le Smartpeg (transducteur initialement commercialisé pour fonctionner avec l'Osstell)⁶⁷.

D'une part l'absence de différence statistiquement significative entre le Penguin et l'Osstell pour la mesure de l'ISQ a été mise en évidence⁶⁸.

⁶³ Chen, Lyons, et Tawse-Smith, « Resonance frequency analysis in assessing implant stability : a retrospective analysis ».

⁶⁴ Chen, Lai, et Chee, « Monitoring the changes of material properties at bone-implant interface during the healing process in vivo : a viscoelastic investigation ».

⁶⁵ Tanaka, Sailer, et Yamauchi, « Relationship between cortical bone thickness and implant stability at the time of surgery and secondary stability after osseointegration measured using resonance frequency analysis ».

⁶⁶ Bural, Dayan, et Geckili, « Initial stability measurements of implants using a new magnetic resonance frequency analyzer with titanium transducers : an ex vivo study ».

⁶⁷ Bural, Dayan, et Geckili.

⁶⁸ Becker, Hujoel, et Becker, « Resonance frequency analysis : comparing two clinical instruments ».

D'autre part, il existe une différence statistiquement significative de mesure entre l'Osstell ISQ et le Penguin de l'ordre de 1 ISQ⁶⁹, ou 1,86 ISQ⁷⁰ selon les études. Néanmoins, 1,86 ISQ n'est pas une différence significative lorsque l'on raisonne cliniquement.

Le raisonnement clinique doit primer sur l'utilisation aveugle de ces nouvelles technologies de mesure de l'ostéointégration. Le praticien doit garder à l'esprit que la valeur obtenue par mesure avec l'Osstell ou le Penguin est indicative et que le tableau de la figure 17 énonce seulement des recommandations. Dès lors, le praticien devra user de son sens clinique et faire la synthèse de toutes les informations recueillies avant et pendant la chirurgie pour prendre la décision : torque d'insertion, greffe osseuse associée, greffe de tissus mous associée, patient bruxomane, type d'os, etc...

D'un point de vue pratique, l'ergonomie du Penguin semble plus facile comparée à l'ergonomie de l'Osstell. Le Multipeg magnétisé permet une mise en place plus facile, et la lecture de l'ISQ plus visible. Enfin, le Penguin semble plus facile à utiliser : son utilisation est moins liée à l'expérience du praticien avec la machine.

3.2.3.2.11 Fiabilité de l'Osstell

L'Osstell Mentor⁷¹ et l'Osstell ISQ montrent une excellente répétabilité et reproductibilité. De plus, il a été montré l'absence de différence significative de variabilité de mesure entre les deux appareils⁷².

In vivo, un test Kappa de Cohen à 0,97 montre une excellente répétabilité et reproductibilité de l'Osstell⁷³.

In vitro, l'Osstell est un appareil fiable pour la mesure de l'ISQ lorsque les implants sont posés dans des blocs osseux artificiels durs^{74 75}.

⁶⁹ Diaz-Castro, Falcao, et Lopez-Jarana, « Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology ».

⁷⁰ Norton, « Resonance frequency analysis : agreement and correlation of implant stability quotients between three commercially available instruments ».

⁷¹ Herrero-Climent, Albertini, et Rios-Santos, « Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments : Osstell mentor® ».

⁷² Jaramillo, Santos, et Lázaro, « Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices : Osstell Mentor and Osstell ISQ ».

⁷³ Herrero-Climent, Santos-García, et Jaramillo-Santos, « Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement : a cross-sectional clinical study ».

⁷⁴ Buyukguclu, Ozkurt-Kayahan, et Kazazoglu, « Reliability of the Osstell implant stability quotient and Penguin resonance frequency analysis to evaluate implant stability ».

⁷⁵ Romanos, Bastardi, et Kakar, « In vitro comparison of resonance frequency analysis devices to evaluate implant stability of narrow diameter implants at varying drilling speeds in dense artificial bone blocks ».

Une seule mesure est donc suffisante pour avoir un résultat fiable.

Une analyse critique de la mesure de l'ostéointégration par RFA semble montrer que cette technologie n'est pas fiable pour mesurer l'ostéointégration en implantologie⁷⁶. Cependant, l'étude de son protocole de recherche annonce un article avec un faible niveau de preuve : l'analyse est faite *in vitro* sur un seul modèle d'implant et sur un seul bloc de chaque type.

De plus, dans cet article, il est présenté une nouvelle méthode pour mesurer la stabilité implantaire.

Il est raisonnable de se demander si conclure que l'analyse par RFA n'est pas fiable sur une étude *in vitro* est pertinent ; et qu'il n'existe donc pas un conflit d'intérêt avec la présentation d'une nouvelle méthode de mesure dans le même article.

3.2.3.2.12 Fiabilité du Penguin

Le Penguin est un appareil qui présente une très bonne répétabilité et reproductibilité⁷⁷.

In vitro, il peut être considéré comme fiable pour estimer la stabilité implantaire lorsque la mesure est prise dans des blocs artificiels durs^{78 79}.

Dans les blocs osseux artificiels trop mous, les valeurs obtenues ne sont pas exploitables.

3.2.3.2.13 Prédiction de l'échec implantaire et ISQ

La mesure par RFA serait incapable de prédire et d'anticiper l'échec implantaire^{80 81}. En effet, la sonde RFA n'a pas été en mesure de détecter les implants qui ont échoué au test du contre-torque à 35 N.cm après cicatrisation.

De plus, Il est également mis en évidence que pour les implants considérés comme non conformes (rotation de l'implant ou douleur au contre-torque), après test du contre torque, la valeur d'ISQ reste très haute (>70 ISQ).

⁷⁶ Khouja, Tai, et Shen, « A critique of resonance frequency analysis and a novel method for quantifying dental implant stability *in vitro* ».

⁷⁷ Diaz-Castro, Falcao, et Lopez-Jarana, « Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology ».

⁷⁸ Romanos, Bastardi, et Kakar, « *In vitro* comparison of resonance frequency analysis devices to evaluate implant stability of narrow diameter implants at varying drilling speeds in dense artificial bone blocks ».

⁷⁹ Buyukguclu, Ozkurt-Kayahan, et Kazazoglu, « Reliability of the Osstell implant stability quotient and Penguin resonance frequency analysis to evaluate implant stability ».

⁸⁰ Krafft, Graef, et Karl, « Osstell resonance frequency measurement values as a prognostic factor in implant dentistry ».

⁸¹ Becker, Hujoel, et Becker, « Resonance frequency analysis : comparing two clinical instruments ».

La mesure par RFA semble donc incapable de prévenir les échecs implantaires.

Il a cependant été observé que les implants en échec ont eu une valeur d'ISQ statistiquement inférieure aux implants en succès en per-opérateur⁸².

3.2.3.2.14 Analyse du CBCT et ISQ

L'analyse du CBCT pré-implantaire permettrait de prédire la future stabilité de l'implant⁸³.

D'autres auteurs ont établi une équation qui permettrait de prédire la stabilité implantaire en per-opérateur avec l'analyse du CBCT⁸⁴. L'équation est la suivante :

$$\text{RFA (ISQ)} = 41.05 + 7.20 * 10^{-3} \text{HU}_{\text{OUTSIDE}} + 3.56 * 10^{-3} \text{HU}_{\text{SPONGIOUS}} + 7.85 \text{ Cortical thickness.}$$

Cette formule ci-dessus permettrait de prédire 78 % des mesures par RFA avec une précision de +/- 5 ISQ.

Cependant, il a déjà été démontré qu'une différence de 5 ISQ représentait presque 50% de micro-mobilité en plus pour l'implant⁸⁵.

De plus, à l'échelle de 5 ISQ, l'indication de mise en charge et du choix du temps chirurgical change.

Ainsi, cela n'est pas du tout suffisant pour avoir une prédiction fiable de la valeur de l'ISQ et pour pouvoir l'interpréter correctement.

Cette formule développée ici n'est donc pas applicable cliniquement car trop imprécise.

Tableau 8 : Tableaux récapitulatifs des paramètres étudiés et leurs articles correspondants

⁸² Chen, Lyons, et Tawse-Smith., « Resonance frequency analysis in assessing implant stability : a retrospective analysis ».

⁸³ Merheb, Vercruyssen, et Coucke, « Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images », 2018.

⁸⁴ Bural, Dayan, et Geckili, « Initial stability measurements of implants using a new magnetic resonance frequency analyzer with titanium transducers : an ex vivo study ».

⁸⁵ Sennerby, « Resonance frequency analysis for implant stability measurements : a review ».

Paramètres	Articles	Consensus/Absence de consensus/Données insuffisantes pour conclure	Résultat du consensus	Valeur équivalente une fois l'ostéointégration obtenue
Corrélation entre ISQ et PTV	- Andreotti et al. 2017 - Kwon et al. 2016	Absence de consensus	/	/
Greffé Osseuse et ISQ	- HUANG et al. 2017	Données insuffisantes pour conclure	/	/
Diamètre de l'implant et ISQ	- OHTA et al. 2010 - Semerby et al. 2015 - HUANG et al. 2017 - Merheb et al. 2018	Absence de consensus	/	NON
Longueur de l'implant et ISQ	- Semerby et al. 2015 - HUANG et al. 2017 - Merheb et al. 2018	Absence de consensus	/	NON
Torque d'insertion	- OHTA et al. 2010 - Brizuela-Velasco et al. 2015 - Sarfaraz et al. 2018 - Lages et al. 2018 - Diaz-Castro et al. 2019 - Cehreli et al. 2009	Absence de consensus	/	/
Orientation de la sonde de mesure et ISQ	- OHTA et al. 2010	Consensus	Absence de corrélation entre l'orientation de la sonde et l'ISQ	OUI
Défaut osseux péri-implantaire et ISQ	- OHTA et al. 2010 - Hsiao-Mei et al. 2019	Consensus	Plus le défaut osseux péri-implantaire est important, plus la valeur mesurée de l'ISQ est faible.	/

Paramètres	Articles	Consensus/Absence de consensus/Données insuffisantes pour conclure	Résultat du consensus	Valeur équivalente une fois l'ostéointégration obtenue
BIC et ISQ	- Chen et al. 2017 - Hsiao-Mei Chen et al. 2019	Données insuffisantes pour conclure	/	/
Epaisseur de la corticale osseuse et ISQ	- TANAKA et al. 2018	Données insuffisantes pour conclure	/	/
Différence entre Osstell et Penguin	- Bural et al. 2020 - Becker et al. 2018 - Diaz-Castro et al. 2019 - Norton et al. 2018	Consensus	Absence de différence statistiquement significative entre le Penguin et l'Osstell pour la mesure de l'ISQ	OUI
Fiabilité de l'Osstell	- Herrero-Climent et al. 2012 - Jaramillo et al. 2014 - Herrero-Climent et al. 2013 - Buyukguclu et al. 2018 - Romanos et al. 2019 - Khouja et al. 2019	Consensus	L'Osstell est un appareil fiable pour la mesure de l'ISQ	/
Fiabilité du Penguin	- Diaz-Castro et al. 2019 - Romanos et al. 2019 - Buyukguclu et al. 2018	Consensus	Le Penguin est un appareil fiable pour la mesure de l'ISQ	/
Prédiction de l'échec implantaire et ISQ	- Krafft et al. 2015 - Becker et al. 2018 - Hsiao-Mei Chen et al. 2019	Absence de consensus	/	/
Analyse du CBCT et ISQ	- Merheb et al. 2018 - Bural et al. 2020 - Sennerby et al. 2015	Données insuffisantes pour conclure	/	/

Source : Auteur, 2020.

3.2.3.3. Que faut-il retenir ?

- L'Osstell IDX, l'Osstell ISQ et le Penguin ont montré une très bonne reproductibilité et répétabilité. Ces appareils de mesure peuvent donc être considérés comme fiables pour la mesure de l'ISQ en implantologie. Une seule mesure est suffisante.
- Le Penguin semble minorer sa mesure entre 1 et 1,86 ISQ par rapport à l'Osstell.
- L'Osstell ISQ est capable de mesurer l'ISQ avec un Multipeg (transducteur du Penguin).
- Le Penguin est incapable de mesurer l'ISQ avec un Smartpeg (transducteur de l'Osstell).
- Le Penguin semble plus ergonomique à utiliser que l'Osstell. L'Osstell nécessite une courbe d'apprentissage.
- La Mesure de l'ISQ est statistiquement inférieure lorsque la mesure se fait dans de l'os greffé.
- La littérature ne fait pas consensus sur une possible corrélation entre le PTV et l'ISQ.
- Les études ne font pas consensus sur la question de la corrélation entre le torque d'insertion et l'ISQ.
- Plus un défaut osseux péri-implantaire est important, plus la mesure de l'ISQ sera faible.
- Il n'est pas possible aujourd'hui de démontrer une corrélation entre l'ISQ et le diamètre ou la longueur d'un implant.
- La valeur d'ISQ augmente avec le temps durant la phase d'ostéointégration et même après mise en charge.
- L'orientation de la sonde RFA n'a pas d'incidence sur la mesure de l'ISQ.
- Les implants en échec ont une valeur statistiquement inférieure aux implants en succès le jour de la chirurgie.
- Le Penguin et l'Osstell sont incapables de prédire l'échec implantaire.
- Il existe une corrélation positive entre l'ISQ et le BIC. L'ISQ semble donc être une méthode fiable pour estimer indirectement l'ostéointégration d'un implant.
- Aucune étude n'a été réalisée avec un Osstell Beacon. Il y a nécessité aujourd'hui de prouver la fiabilité de celui-ci en comparaison avec les autres produits de la marque.
- Il serait pertinent aujourd'hui de faire une méta-analyse pour comparer les appareils de mesure de la stabilité implantaire. En effet, la dernière qui a été publiée date de 2009.

Conclusion

Considéré comme le père de l'implantologie moderne, Per-Ingvar Branemark a révolutionné la pratique de l'implantologie grâce au concept d'ostéointégration.

L'ostéointégration est un phénomène très étudié aujourd'hui et les mécanismes biologiques associés sont connus.

Les nouveaux appareils de mesure de l'ostéointégration utilisent 2 technologies différentes :

- Le Periotest mesure l'amortissement de l'implant en percutant celui-ci, et donne une valeur entre -8 et 50, -8 traduisant l'immobilité de l'implant.
- L'Osstell et le Penguin mesure la déflexion du transducteur après envoi d'un signal électromagnétique, par la pièce à main, et donne une valeur entre 1 et 100 ; 100 traduisant l'immobilité de l'implant.

L'analyse de la littérature a permis d'extraire 24 articles parmi les 160 issus de l'équation de recherche sur PubMed.

La littérature montre alors que pour mesurer l'ostéointégration d'un implant, la technique par RFA (Osstell et Penguin) est plus fiable et plus reproductible que la technique par DCA (Periotest).

Cependant, le Periotest semble être l'appareil qui est le plus à même à prédire un échec implantaire. En effet, l'Osstell et le Penguin ont été incapable de prédire l'échec d'un implant à s'ostéointégrer, à partir de mesures enregistrées le jour de la chirurgie.

Au final, le praticien doit pouvoir utiliser toutes les données recueillies, en plus de la mesure par le Periotest, l'Osstell ou le Penguin :

- L'anamnèse.
- L'examen clinique.
- L'examen radiologique.
- Le test contre-torque.

Il peut ainsi poser son diagnostic et décider de la meilleure thérapeutique à mettre en place.

Un praticien qui cherche à s'équiper d'un système de mesure de l'ostéointégration préférera se tourner vers la technologie par RFA (Osstell, Penguin, etc..) plutôt que le Periotest.

Pour conclure, ces nouveaux appareils de mesure sont :

- Un outil quantitatif fiable et reproductible pour estimer la stabilité d'un implant en per-opératoire. Ainsi, le clinicien pourra choisir sa technique de temporisation.
- Une manière efficace et fiable de décider de la mise en charge d'un implant lors du contrôle de l'ostéointégration.

Je soussigné monsieur Cyril Licha déclare n'avoir aucun lien ou conflit d'intérêts avec les marques citées dans cette thèse.

Bibliographie

- Albrektsson, T., P.-I. Brånemark, et H.-A. Hansson. « Osseointegrated titanium implants. Requirement for insuring a long-lasting direct bone anchorage in man. » *Acta orthopaedica scandinavica* 52, n° 2 (1981): 155-70.
- Albrektsson, T., G. Zarb, et P. Worthington. « The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 1, n° 1 (1986): 11-25.
- Andreotti, A.-M., M.-C. Goiato, et A.-S. Nobrega. « Relationship between implant stability measurements obtained by two different devices : a systematic review ». *Journal of periodontology* 88, n° 3 (2017): 281-88. <https://doi.org/10.1902/jop.2016.160436>.
- Becker, W., P. Hujuel, et B. Becker. « Resonance frequency analysis : comparing two clinical instruments ». *Clinical implant dentistry and related research* 20, n° 3 (2018): 308-12. <https://doi.org/10.1111/cid.12598>.
- Bert, M. *Complications et échecs en implantologie*. Paris : Editions CdP, 1994.
- Bert, M., et T. Behar. *Gestion pratique des complications en implantologie*. Les Ulis : EDP Sciences, 2016.
- Bert, M., et P. Leclercq. « Dépose rapide de l'implant et remplacement ». In *Dépose et remplacement d'un implant*, 13. Les Ulis : EDP Sciences, 2012.
- Bert, M., P. Missika, et H. Tarragano. « La pose chirurgicale des implants ». In *30 questions en Implantologie*, par G Khoury, 99. Paris : Espace ID, 2011.
- Brånemark, P.-I., T. Albrektsson, et G.-A. Zarb. *Prothèses ostéointégrées : l'ostéointégration en pratique clinique*. Paris : Editions Cdp, 1988.
- Brizuela-Velasco, A., A. Álvarez-Arenal, et F.-J. Gil-Mur. « Relationship between insertion torque and resonance frequency measurements, performed by resonance frequency analysis, in micromobility of dental Implants : an in vitro study ». *Implant dentistry* 24, n° 5 (2015): 607-11. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000318>.
- Bural, C., C. Dayan, et O. Geckili. « Initial stability measurements of implants using a new magnetic resonance frequency analyzer with titanium transducers : an ex vivo study ». *Journal of oral implantology* 1, n° 46 (2020): 35-40. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-19-00126>.
- Buyukguclu, G., Z. Ozkurt-Kayahan, et E. Kazazoglu. « Reliability of the Osstell implant stability quotient and Penguin resonance frequency analysis to evaluate implant stability ». *Implant dentistry* 27, n° 4 (2018): 429-33. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000766>.
- Cehreli, M.-C., D. Karasoy, et K. Akca. « Meta-analysis of methods used to assess implant stability ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 24, n° 6 (2009): 1015-32.
- Chen, H.-H., W.-Y. Lai, et T.-J. Chee. « Monitoring the changes of material properties at bone-implant interface during the healing process in vivo : a viscoelastic investigation ». *BioMed research international*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/1945607>.

- Chen, H.-M. M., K. Lyons, et A. Tawse-Smith. « Resonance frequency analysis in assessing implant stability : a retrospective analysis ». *The international journal of prosthodontics* 32, n° 4 (2019): 317-26. <https://doi.org/10.11607/ijp.6057>
- Cho, I.-H., Y.-I. Lee, et Y.-M. Kim. « A comparative study on the accuracy of the devices for measuring the implant stability ». *The journal of advanced prosthodontics* 1, n° 3 (2009): 124-28. <https://doi.org/10.4047/jap.2009.1.3.124>.
- Cochran, D., D. Buser, et C. Ten Bruggenkate. « The use of reduced healing times on ITIA implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface : early results from clinical trials on ITIA SLA implants ». *Clinical oral implants research* 13, n° 2 (2002): 144-53. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130204.x>.
- Cranin, AN, H Silverbrand, et J Sher. « The requirements and clinical performance of dental implants ». In *Biocompatibility of dental materials*, édité par D Williams et D Smith. Boca Raton : CRC Press, 1982.
- Davarpanah, M, S Szmukler-Moncler, et P Rajzbaum. *Manuel d'implantologie clinique : consolidation des savoirs et ouverture sur l'avenir*. 4e éd. Malakoff : Editions Cdp, 2018.
- Debruyne, S., N. Grogard, et G. Verleye. « ISQ calculation evaluation of in vitro laser scanning vibrometry-captured resonance frequency ». *International journal of implant dentistry* 3, n° 1 (2017): 44. <https://doi.org/10.1186/s40729-017-0105-3>.
- Derhami, K., J. F. Wolfaardt, et G. Faulkner. « Assessment of the periostest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 10, n° 2 (1995): 221-29.
- Diaz-Castro, C., A. Falcao, et P. Lopez-Jarana. « Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology ». *Medicina oral, patologia oral Y cirugia bucal* 1, n° 24 (2019): 636-42. <https://doi.org/10.4317/medoral.22761>.
- Eriksson, A.R., et T. Albrektsson. « Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury : A vital-microscopic study in the rabbit ». *The journal of prosthetic dentistry* 50, n° 1 (1983): 101-7. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90174-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90174-9).
- Herrero-Climent, M., M. Albertini, et J.-V. Rios-Santos. « Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments : Osstell mentor® ». *Medicina oral, patologia oral Y cirugia bucal* 17, n° 5 (2012): 801-6. <https://doi.org/10.4317/medoral.17861>.
- Herrero-Climent, M., R. Santos-García, et R. Jaramillo-Santos. « Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement : a cross-sectional clinical study ». *Medicina oral, patologia oral Y cirugia bucal* 18, n° 6 (2013): 877-82. <https://doi.org/10.4317/medoral.19120>.
- Huang, H., Z. Xu, et X. Shao. « Multivariate linear regression analysis to identify general factors for quantitative predictions of implant stability quotient values ». *PloS one*, 2017. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0187010>.
- Jaramillo, R., R. Santos, et P. Lázaro. « Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices : Osstell Mentor and Osstell ISQ ». *Implant dentistry* 23, n° 3 (2014): 351-56. <https://doi.org/10.1097/ID.000000000000072>.
- Karthik, K., Sivakumar, et Sivaraj. « Evaluation of implant success : a review of past and present concepts ». *Journal of pharmacy & bioallied sciences* 5, n° suppl 1 (2013): 117-19. <https://doi.org/10.4103/0975-7406.113310>.

- Khouja, N., W.-C. Tai, et I.-Y. Shen. « A critique of resonance frequency analysis and a novel method for quantifying dental implant stability in vitro ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 34, n° 3 (2019): 595–603. <https://doi.org/10.11607/jomi.7173>.
- Klokkevold, Perry R., et Thomas J. Han. « How do smoking, diabetes, and periodontitis affect outcomes of implant treatment? » *The international journal of oral & maxillofacial implants* 22, n° suppl (2007): 173-202.
- Krafft, T., F. Graef, et M. Karl. « Osstell resonance frequency measurement values as a prognostic factor in implant dentistry ». *The journal of oral implantology* 41, n° 4 (2015): 133-37. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-00172>.
- Kwon, T.-K., H.-Y. Kim, et J.-H. Yang. « First-order mathematical correlation between damping and resonance frequency evaluating the bone-implant interface ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 31, n° 5 (2016): 1008-15.
- Lages, F.-S., D.-W. Douglas-de Oliveira, et F.-O. Costa. « Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis : a systematic review ». *Clinical implant dentistry and related research* 20, n° 1 (2018): 26-33. <https://doi.org/10.1111/cid.12565>.
- Lazzara, RJ, T Testori, et P trisi. « A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces ». *International journal of periodontics restorative in dentistry* 19, n° 2 (1999): 117-29.
- Merheb, J., M. Vercruyssen, et W. Coucke. « Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images ». *Clinical implant dentistry and related research* 20, n° 1 (2018): 50-57. <https://doi.org/10.1111/cid.12579>.
- . « Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images ». *Clinical implant dentistry and related research* 20, n° 1 (2018): 50-57. <https://doi.org/10.1111/cid.12579>.
- Misch, Carl E. *Dental implant prosthetics - E-Book*. 2nd ed. St Louis : Elsevier Mosby, 2015.
- Moriya, K., Y. Maruo, et S. Minagi. « Does rotational strain at screw tightening affect the attainment or maintenance of osseointegration? » *Clinical oral implants research* 17, n° 4 (2006): 451-58. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01243.x>.
- Naert, I., G. Koutsikakis, et M. Quirynen. « Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism ». *Clinical oral implants research* 13, n° 4 (2002): 390-95. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130407.x>.
- Nishihara, H., M. Haro Adanez, et W. Att. « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ». *Journal of prosthodontic research* 63, n° 1 (2018): 1-14. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2018.07.006>.
- Norton, Michael R. « Resonance frequency analysis : agreement and correlation of implant stability quotients between three commercially available instruments ». *The international journal of oral & maxillofacial implants*, 2018. <https://doi.org/10.11607/jomi.6964>.
- Ohta, K., M. Takechi, et M. Minami. « Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device ». *Journal of oral rehabilitation* 37, n° 2 (2010): 131-37. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02032.x>.
- Reingewirtz, Y., S. Szmukler-Moncler, et B. Senger. « Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology ». *Clinical oral implants research* 8, n° 3 (1997): 189-97.

- Robolab. « Periotest M-fiche technique », 2012. <http://www.robolab.fr/technologies/periotest-m>.
- Romanos, G., D. Bastardi, et A. Kakar. « In vitro comparison of resonance frequency analysis devices to evaluate implant stability of narrow diameter implants at varying drilling speeds in dense artificial bone blocks ». *Clinical implant dentistry and related research* 21, n° 5 (2019): 1023-27. <https://doi.org/10.1111/cid.12842>.
- Salatti, D.-B., A.-B. Pelegrine, et S. Gehrke. « Is there a need for standardization of tightening force used to connect the transducer for resonance frequency analysis in determining implant stability ? » *The international journal of oral & maxillofacial implants* 34, n° 4 (2019): 886–890. <https://doi.org/10.11607/jomi.7361>.
- Sarfaraz, H., S. Johri, et P. Sucheta. « Study to assess the relationship between insertion torque value and implant stability quotient and its influence on timing of functional implant loading ». *Journal of indian prosthodontic society* 18, n° 2 (2018): 139-46. https://doi.org/10.4103/jips.jips_203_17.
- Schnitman, P.-A., et J.-W. Hwang. « To immediately load, expose, or submerge in partial edentulism : a study of primary stability and treatment outcome ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 26, n° 4 (2011): 850-59.
- Sennerby, L. « Resonance frequency analysis for implant stability measurements : a review ». *Integration diagnostic update*, 2015. https://eltident.com/wp-content/uploads/2016/12/65_sennebys-study-2015.pdf.
- Sennerby, L., et N. Meredith. « Implant stability measurements using resonance frequency analysis : biological and biomechanical aspects and clinical implications ». *Periodontology 2000* 47, n° 1 (2008): 51-66. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x>.
- Tanaka, K., I. Sailer, et K. Yamauchi. « Relationship between cortical bone thickness and implant stability at the time of surgery and secondary stability after osseointegration measured using resonance frequency analysis ». *Journal of periodontal & implant science* 48, n° 6 (2018): 360-72. <https://doi.org/10.5051/jpis.2018.48.6.360>.
- Valderrama, P., T. Oates, et A. Jones. « Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability : a clinical trial ». *Journal of periodontology* 78, n° 2 (2007): 262-72. <https://doi.org/10.1902/jop.2007.060143>.
- Wang, L., M. Aghvami, et J. Brunski. « Biophysical regulation of ostéotomy healing : an animal study ». *Clinical implant dentistry and related research* 19, n° 4 (2017): 590-99.

Table des figures

Figure 1 : Ostéogenèse de contact.....	9
Figure 2 : Ostéogenèse à distance.....	10
Figure 3 : Passage de la stabilité primaire à la stabilité secondaire	11
Figure 4 : Classification de Lekholm et Zarb.....	12
Figure 5 : Coupe histologique montrant une structure fibreuse (F) entre l'os (O) et l'implant(I). Bert, 1983.....	17
Figure 6 : Implant fibro intégré à gauche et ostéointégré à droite.....	18
Figure 7 : a) Radiographie rétro-alvéolaire le jour de la chirurgie à gauche b) Radiographie rétro-alvéolaire le jour de la mise en charge à droite	19
Figure 8 : La douleur du « 3 ^e jour »	20
Figure 9 : Le Periotest.....	28
Figure 10 : Mesure en bouche avec le Periotest	29
Figure 11 : Évolution de l'Osstell	32
Figure 12 : Schéma Transducteur Osstell 1 ^{ère} génération	33
Figure 13 : Transducteur Osstell 1 ^{ère} génération mis en bouche pour mesure.....	33
Figure 14 : a) Smartpeg b) Interaction entre l'Osstell beacon et le smartpeg	34
Figure 15 : Corrélation entre ISQ et Déplacement latéral en Micromètre	35
Figure 16 : Le Penguin RFA à gauche avec son Multipeg et le Driver à droite.....	36
Figure 17 : L'échelle ISQ	37
Figure 18 : Organigramme du choix selon la valeur ISQ et le jour de la mesure	38
Figure 19 : Matériel pour la mesure par RFA	39
Figure 20 : Mesure de l'ISQ avec l'Osstell Beacon	40
Figure 21 : Affichage des mesures sur l'Osstell Beacon	40
Figure 22 : Le pilier de cicatrisation après sutures.....	41

Figure 23 : Prise de la mesure et lecture de l'ISQ avec le Penguin 42

Table des tableaux

Tableau 1 : Ostéogenèse et surface implantaire.....	14
Tableau 2 : Avantages/Indications/Contre-indications chirurgie en 1 ou 2 temps.....	16
Tableau 3 : Effet de la température sur l'os.....	20
Tableau 4 : Récapitulatif des échecs cliniques et radiologiques	22
Tableau 5 : Conditions pour obtenir l'ostéointégration selon Branemark (1985)	25
Tableau 6 : Interprétation du Periotest sur les dents naturelles	29
Tableau 7 : Interprétation du Periotest en implantologie	30
Tableau 8 : Tableaux récapitulatifs des paramètres étudiés et leurs articles correspondants.....	51

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Docteur Ichaï LANATI

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d' Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Apport des nouvelles technologies dans la mesure de l'ostéointégration en implantologie

Résumé :

L'implantologie s'est considérablement développée depuis 20 ans et de nombreux praticiens s'y forment. Avant la fin des années 1990, les seules techniques à la disposition du praticien pour évaluer l'ostéointégration d'un implant étaient qualitatives. Depuis, les industriels ont développé des méthodes quantitatives pour mesurer l'ostéointégration d'un implant. Il existe aujourd'hui 2 méthodes quantitatives : la mesure par DCA (Damping Capacity Analysis) et la mesure par RFA (resonance frequency analysis). La littérature montre alors que pour mesurer l'ostéointégration d'un implant, la technique par RFA (Osstell et Penguin) est plus fiable et plus reproductible que la technique par DCA (Periotest). Cependant, le Periotest semble être l'appareil qui est le plus à même à prédire un échec implantaire. Au final, le praticien doit, en plus de la mesure par le Periotest, l'Osstell ou le Penguin, pouvoir utiliser toutes les données recueillies lors de l'anamnèse, l'examen clinique, l'examen radiologique, et le test contre-torque. Il peut ainsi poser son diagnostic et décider de la meilleure thérapeutique à mettre en place.

Discipline :

Implantologie

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Analyse de fréquence de résonance -- Dissertation universitaire ; Ostéo-intégration -- Dissertation universitaire ; Mise en charge immédiate d'implant dentaire -- Complications (médecine) -- Thèses et écrits académiques ; Implantologie dentaire -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Resonance Frequency Analysis -- Academic Dissertation ; Osseointegration -- Academic Dissertation

Université Paris Descartes
UFR d'Odontologie - Montrouge
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge