



HAL
open science

La stabilité primaire d'implants ils® posés en site maxillaire atrophié associé à une technique d'élévation sinusienne par voie crestale : influence de la longueur implantaire

Baptiste Benjamin Augustin Bonamy

► To cite this version:

Baptiste Benjamin Augustin Bonamy. La stabilité primaire d'implants ils® posés en site maxillaire atrophié associé à une technique d'élévation sinusienne par voie crestale : influence de la longueur implantaire. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03160294

HAL Id: dumas-03160294

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03160294>

Submitted on 5 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.

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2020

Thèse n°19

THESE POUR L'OBTENTION DU

**DIPLOME D'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement

Par BONAMY, Baptiste Benjamin Augustin

Né(e) le 17/07/1992 à Rouen (76)

Le 2 mars 2020

**La stabilité primaire d'implants IBS® posés en site maxillaire
atrophie associé à une technique d'élévation sinusienne par
voie crestale : Influence de la longueur implantaire**

Sous la direction de : Cyril SEDARAT

Membres du jury :

Président
Directeur
Rapporteur
Assesseur

M. ELLA NGUEMA, Bruno
M. SEDARAT, Cyril
M. COUTANT, Jean-Christophe
M. LAUVERJAT, Yves

Professeur des Universités
Maitre de Conférences des Universités
Maitre de Conférences des Universités
Maitre de Conférences des Universités

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ
02/12/2019

Président M. TUNON DE LARA Manuel

Directeur de Collège des Sciences de la Santé M. PELLEGRIN Jean-Luc

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

<i>Directrice</i>	Mme BERTRAND Caroline	58-01
<i>Directeur Adjoint à la Pédagogie</i>	Mr DELBOS Yves	56-01
<i>Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche</i>	M. CATROS Sylvain	57-01
<i>Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales</i>	M.SEDARAT Cyril	57-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Sylvain	CATROS	Chirurgie orale	57-01
M	Raphaël	DEVILLARD	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-01
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux	58-01
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Cécile	BADET	Biologie Orale	57-01
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-01
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M,	Jean-Christophe	COUTANT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M,	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Dominique	GILLET	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-01
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-01
M.	Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Adrien	NAVEAU	Prothèse dentaire	58-01

M.	Jean-François	PELI	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Biologie Orale	57-01
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Biologie Orale	57-01
M.	Eric	VACHEY	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01

AUTRES ENSEIGNANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-01

ASSISTANTS

Mr	Bastien	BERCAULT	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Mathilde	BOUDEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Wallid	BOUJEMAA AZZI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Melle	Camille	BOULÉ-MONTPEZAT	Odontologie pédiatrique	56-01
Mlle	Anaïs	CAVARE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Hubert	CHAUVEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Virginie	CHUY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M	Pierre-Hadrien	DECAUP	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Severine	DESCAZEUX	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Julia	ESTIVALS	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Agathe	GREMARE	Biologie orale	57-01
Mr	Louis	HUALT	Fonction/dysfonctions, imagerie, biomatériaux	58-01
Mme	Mathilde	JACQUEMONT	Parodontologie	57-01
Mme	Clémence	JAECK	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Claudine	KHOURY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Camille	LACAULE	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mr	Antoine	LAFITTE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Adrien	LASTRADE	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Aude	MENARD	Prothèse dentaire	58-01
M	Florian	PITEU	Prothèse dentaire	58-01
M	Antoine	POPELUT	Parodontologie	57-01
Mr	Thibaut	ROULLAND	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Rawen	SMIRANI	Parodontologie	57-01
Mr	Clément	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M	Paul	VITIELLO	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Sophia	ZIANE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

Remerciements

A notre Président de thèse

Monsieur le Professeur Bruno ELLA NGUEMA

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Sciences anatomiques et physiologiques – Biomatériaux 58-01

*Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider ma thèse.
Veuillez trouver dans ce travail l'expression de toute ma gratitude et de mon profond respect.*

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Cyril SEDARAT

Maitre de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Parodontologie 57-01

Je vous remercie pour la confiance que vous m'avez accordée en me proposant ce sujet de thèse et en acceptant de diriger cette thèse qui clôture mes études. Votre passion pour l'enseignement et votre rigueur professionnelle m'auront guidé pendant tout mon cursus. Votre disponibilité et votre mansuétude m'ont été précieux pour mener à bien ce travail. Je vous en suis très reconnaissant. J'espère qu'il sera à la hauteur de vos attentes.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Jean-Christophe COUTANT

Maitre de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Sciences anatomiques et physiologique 58-01

*Je vous remercie d'avoir accepté d'être le rapporteur de cette thèse. Je me souviendrai des journées passées à vos côtés au laboratoire d'Anatomie chirurgicale de l'Université de Bordeaux marquées par votre goût de transmettre vos connaissances en chirurgie.
Veuillez recevoir mes remerciements les plus sincères.*

A notre assesseur

Monsieur le Docteur Yves LAUVERJAT

Maitre de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Parodontologie 57-01

*Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans mon jury. Je vous remercie pour tous les bons conseils que vous m'avez prodigués durant mes années hospitalières.
Veuillez trouver ici, Monsieur, l'expression de ma profonde reconnaissance.*

Je dédie ce travail :

A ma maman, qui m'aura soutenu et encouragé tout au long de ces années. Alors que le temps de l'oisiveté pointait son nez, tu auras su me remettre dans le droit chemin non sans mal. Merci pour tout, j'espère que tu seras fier de moi.

A mon papa, qui m'aura tant apporté. Tu as été un exemple pour moi, même si certaines choses restent indicibles. Cette thèse représentait pour moi un cap sur lequel je mettais les voiles sans savoir comment y arriver. Cette direction, tu me l'as donnée sans le savoir. Je pense maintenant franchir le cap pour un nouveau à venir. Je souhaite te dire merci.

A ma sœur jumelle, Fanny, qui est la personne avec laquelle j'ai partagé le plus de moments. Tu me manques déjà depuis que je suis dans le Nord. Ce sont des moments qu'on ne passe plus ensemble et que je regrette. Surtout ces instants à regarder du rugby et à exprimer notre joie pour un essai de M². Tu es, et seras, toujours la bienvenue à la maison.

A mes frères, Julien et Antoine, que je souhaiterais remercier pour leur bienveillance même dans les moments les plus durs. Je souhaiterais tant partager plus de moments avec eux, entre frères, que de simple dimanche.

A Mathou, ma bien aimée, qui m'épaule et me soutient sans défaillir. C'est à tes côtés que j'ai eu le courage de terminer cette thèse, et c'est à tes côtés que j'aurai la détermination d'affronter tout ce qui suit. Tu me donnes tant d'espoir. Je t'aime très fort.

A Jean-Pierre et Annie, que j'apprécie tant. J'ai de tellement beaux souvenirs en votre compagnie, chez vous.

A Benji, mon frère de cœur. Mon plus vieil ami. Tous les superlatifs ne suffiront pas pour décrire notre amitié. Elle est unique. Je sais qu'elle perdurera malgré la distance.

A Xavier, Dolores, et Barbara, qui m'ont toujours accueilli chez eux les bras ouverts. Ils sont comme une deuxième famille pour moi, je les ai toujours considérés comme telle. Je leur serai toujours reconnaissant.

A Guigui, toi qui est toujours présent et disponible pour moi. Nos conversations et séances à la salle de sport vont me manquer. La prochaine fois qu'on sera voisin, ce sera sûrement au Canada, et il me tarde. Tabernouche !

A Vincent, qui a été la plus belle rencontre de ces années fac. Nos conversations, tes histoires farfelues, tes blagues pourries vont me manquer. Je te souhaite le meilleur dans ta zone sous-dotée.

A Claire, qui m'a tant donné. Tous les moments partagés avec toi me sont chers. J'espère que beaucoup d'autres sont à venir. Je suis tellement heureux pour toi que tu sois diplômée. Tu es selon moi, le pilier du groupe du lycée. Merci Claire.

A Ines, nos petits moments thé bergamote me manquent, aussi bien que les étés sous la chaleur espagnole. Merci Guiiiiiness.

A Seb, qui a su me changer les idées dans les moments de doutes de ces études, par un voyage, une sortie vélo ou une session surf. J'ai adoré tous ces moments passés avec toi et j'ai me demande qu'elle va être la suite.

A Nono, qui a toujours été disponible pour moi quand j'en avais besoin. Ton amitié m'est précieuse.

A Jean-Baptiste C. qui m'a accueilli dans son cabinet pour mon stage actif. Ta connaissance en chirurgie m'a beaucoup inspiré. Je te remercie pour ton aide, et tes conseils avisés.

A tous mes amis de l'université, Léa L., Laëtitia, Nico, Fred, Marthe, Thomas, Léa C., Laure, Guigui, Seb, Ines, merci pour tous ces moments de bonheur. Ce sont les meilleurs.

TABLE DES MATIERES

1.	Introduction.....	8
1.1	La résorption osseuse	8
1.2	La densité osseuse	10
1.3	Les différentes solutions implantaires	11
1.3.1	Les implants standards (> 8mm)	11
1.3.2	Les implants courts (5mm < x < 8mm)	12
1.4	Les chirurgies d'aménagement osseux	12
1.4.1	La technique par voie latérale	12
1.4.2	La technique par voie transcrestale	13
1.4.3	La technique du ballonnet	14
1.4.4	Les autres techniques	14
1.4.5	Le système IBS®	15
1.5	La mesure de la stabilité implantaire	17
2.	Matériel et Méthode	18
2.1	Protocole de recherche bibliographique	18
2.1.1	Stratégie de recherche	18
2.1.2	Arbre décisionnel.....	20
2.2	Protocole de recherche expérimentale.....	21
2.2.1	Protocole préopératoire.....	21
2.2.2	Protocole opératoire	22
2.2.3	Protocole du fabricant.....	23
2.2.4	Protocole post-opératoire	24
2.2.5	Les Limitations.....	24
2.3	Etude statistique	24
3.	Résultats	25
3.1	Résultats de la revue systématique	25
3.1.1	Présentation analytique	25
3.1.2	Synthèse de la revue systématique.....	29
3.2	Résultats de l'étude expérimentale.....	31
3.2.1	Tests de comparaison des moyennes.....	33
3.2.2	Tests de Corrélation	35
4.	Discussion.....	38
5.	Conclusion	42
6.	Bibliographie	42
7.	Illustrations	47
7.1	Figures.....	47
7.2	Tableaux.....	47
8.	Liste des Abréviations.....	48

1. Introduction

Les réhabilitations implanto-portées sont devenues depuis quelques décennies un choix thérapeutique incontournable pour remplacer des dents manquantes chez les patients édentés notamment grâce à leur fiabilité et grâce au confort apporté.¹

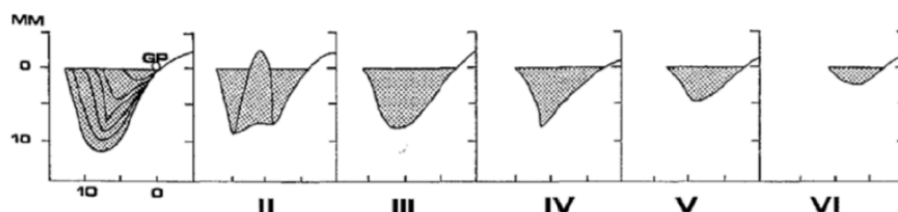
Après la perte de l'organe dentaire, son support, l'os alvéolaire se résorbe. Ce phénomène serait dû à l'absence de forces physiologiques transmises à l'os par la dent. Le volume osseux restant au moment opératoire conditionne et limite l'utilisation d'implant.²

L'évaluation du volume et des dimensions osseuses est un élément préopératoire fondamental à la pose implantaire. De fait, plusieurs classifications sur la quantité ou sur la qualité osseuse ont été proposées.

1.1 La résorption osseuse

La résorption s'effectue de manière centrifuge à la mandibule et centripète au maxillaire, diminuant le volume osseux en épaisseur et en hauteur. Au maxillaire, l'os reçoit les transmissions par les dents. Sans celles-ci, il perd les sollicitations, véritable stimuli de son maintien. Ceci a pour conséquence d'augmenter l'espace prothétique.³

D'après Cawood et Howell, il existe une classification simple qui définit les différents stades de cette résorption. Il existe 5 stades à cette résorption (Figure 1).⁴



Classe I : denté

Classe II : immédiatement après extraction

Classe III : crête osseuse arrondie, adéquate en largeur et en hauteur

Classe IV : crête en lame de couteau, adéquate en hauteur et inadéquate en largeur

Classe V : crête plate, inadéquate en hauteur et en largeur

Classe VI : crête concave, exposition d'os basilaire

Figure 1: Les stades de résorption de l'os maxillaire postérieure d'après Cawood et Howell ⁴

De plus, il apparait une procidence du sinus dans l'os maxillaire dû à un accroissement continu de la cavité aérique. C'est la pneumatisation^{5,6}. La quantité d'os restant implantable est donc fortement diminuée par la résorption et la pneumatisation comme le montre la *Figure 2*.

A cela il faut ajouter la notion de temporalité. La perte d'os est plus conséquente lorsque le temps écoulé entre la perte des dents et l'implantation est long.⁷ La perte de la dent entraîne une ostéogénèse au fond de l'alvéole de la dent perdue et une ostéolyse des bords alvéolaires ce qui aboutit dans un premier temps à une perte d'os en largeur avant que, dans un deuxième temps, la perte ne progresse sur la hauteur.²

Selon les travaux d'Atwood, Coy et Tallgren, qui dans leurs études ont évalué sur la durée la perte osseuse après édentation, la résorption verticale maxillaire serait de 0,1mm par an en moyenne.^{8,9} Dans les faits, la perte de l'os serait maximale la première année (25%) puis ralentirait avec le temps (40% en 3 ans).²

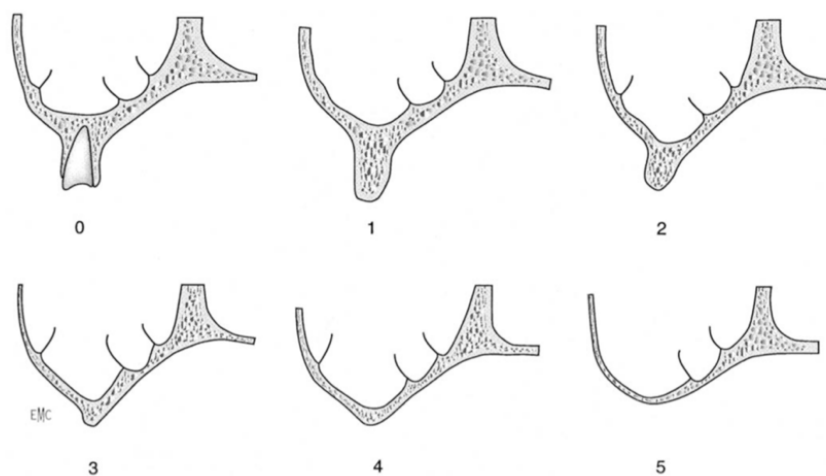


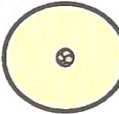



Figure 2: Différents stades de résorption osseuse maxillaire en coupe frontale après édentation selon Fallschüssel.¹⁰

1.2 La densité osseuse

La densité osseuse est corrélée à la qualité de l'os. En effet, plus un os est dense - os de type I - plus la qualité de son implantation est supposée bonne car il y aura moins de micro-mouvements susceptibles de perturber l'ostéointégration. A l'inverse, plus l'os est spongieux - os de type IV - plus la qualité à l'implantation est supposée faible.¹¹ La densité osseuse a un impact sur la stabilité primaire.^{12,13}

Cependant, il faut nuancer la qualité de l'implantation de l'os de type I car sa densité est telle que la vascularisation y est faible. Le faible apport en nutriment et le risque d'échauffement au forage retardent la cicatrisation et l'ostéointégration. Ils peuvent aussi compromettre cette ostéointégration.¹⁴

En implantologie, la classification de Lekholm et Zarb datant de 1985 est la plus couramment utilisée. Dans leur étude, Les auteurs décrivent 4 types de densités osseuses en se basant sur des analyses radiographiques (*Tableau 1*).

Type I	Os très dense à corticale épaisse. L'os est compact est homogène.	
Type II	Os dense. Un os compact entour un noyau d'os spongieux dense.	
Type III	Os moyennement dense. La corticale est fine et l'os spongieux est dense en plus grande quantité.	
Type IV	Os de faible densité. La corticale est très fine ou absente. L'os est spongieux.	

*Tableau 1: Classification des différentes densités osseuses selon Lekholm et Zarb.*³

Une modification de la classification de Lekholm et Zarb a été apportée par Bahat en 1998 qui a divisé l'os de type IV en 3 sous-catégories. La sous-catégorie IV-a est un os avec les caractéristiques d'un os de IV mais mono-corticalisé au sommet de la crête osseuse. La sous-catégorie IV-b est un os qui possède les caractéristiques d'un os de type IV et bi-corticalisé. La sous-catégorie IV-c est un os mono-corticalisé à la base de la crête osseuse.¹⁵

Une nouvelle classification apparait en 1988 par Misch, qui décrit 4 types osseux en fonction de leur aspect macroscopique. Elle a l'avantage d'apporter une classification de la sensation tactile ressentie par le praticien lors d'un acte de chirurgie.

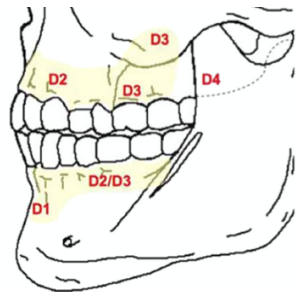
Types	Description	Sensation clinique	Localisation
D1	Os à cortical dense	Bois de chêne	
D2	Os à cortical poreuse et trabéculations dense	Bois de pin	
D3	Os à corticale mince et fine et trabéculations fines	Bois de balsa compressé	
D4	Os à trabéculations fines	Polystyrène	
D5	Os immature		

Tableau 2: Les différentes densités osseuses et leur localisation selon C.E. Misch.^{16, 17}

La quantité et la qualité de l'os sont des variables importantes pour le succès implantaire. Elles permettent la stabilité de l'implant dans l'os et donc, à terme, son ostéo-intégration.^{1,18}

Il est important de limiter au maximum cette résorption osseuse.

1.3 Les différentes solutions implantaires

Le consensus européen de 2016 définit les implants standards comme les implants de longueur supérieure à 8mm, les implants courts de longueur inférieure à 8mm et les implants ultra-courts comme ceux de longueur inférieure à 6mm.¹⁹

1.3.1 Les implants standards (> 8mm)

Les implants standards sont les implants les plus étudiés. Ils ont un taux de survie de 99,5% à 18 mois, de 94,8% à 5 ans, et de 89,8% à 10 ans.²⁰ Ils représentent donc la référence en implantologie.

1.3.2 Les implants courts (5mm < x < 8mm)

Dans les situations où l'os résiduel est en trop faible quantité, il peut être proposé aux patients des implants courts.¹ Ils présentent les avantages suivant :

- un coût plus faible par rapport à la pose d'implant standard qui nécessiterait une chirurgie d'aménagement sous-sinusien.
- une durée de traitement plus courte
- une moindre morbidité.²¹

Les récentes études sur les implants courts montrent un succès important et équivalent aux implants standards. Ceci est expliqué par les évolutions industrielles réalisées sur l'état de surface, le traitement de surface, et le design implantaire.²²

Le consensus européen de 2016 déconseille fortement l'utilisation des implants dits « ultra-courts » donc de longueur < 6mm.¹⁹

Il semblerait qu'ils aient un risque d'échec implantaire majoré dans le secteur maxillaire postérieur. Le faible ratio couronne/implant et une surface de contact os-implant trop petite dans un os de moindre densité en seraient la cause.^{23, 24, 25}

1.4 Les chirurgies d'aménagement osseux

Lorsque la perte osseuse est trop importante, il peut être alors proposé aux patients de réaliser des chirurgies d'aménagement sous-sinusien pré-implantaires. Elles consistent à soulever le sinus avec ou sans comblement osseux afin d'augmenter la hauteur osseuse implantable. Le soulevé de sinus ne doit pas, selon Lundgren et col, excéder 4mm sous peine d'augmenter le risque de perforation de la membrane sinusienne.²⁶ La finalité est que le placement de l'implant soit dicté par le plan de traitement prothétique et non par les obstacles anatomiques.²⁵

Il existe deux principales techniques qui sont le soulevé de sinus, ou sinus lift, par voie latérale vestibulaire et par voie transcrestale.

1.4.1 La technique par voie latérale

La première technique inventée est celle du sinus lift par voie latérale. Elle est décrite par Boyne et James en 1980. Elle consiste à aborder le sinus par la voie antéro-latérale du maxillaire après incision muqueuse et décollement d'un lambeau de pleine épaisseur. Une fenêtre osseuse est réalisée au moyen d'une fraise boule diamantée ou d'un piézotome –

qui présente moins de risque de perforation de la membrane en comparaison à la fraise boule. Ensuite la membrane est soulevée à l'aide d'un décolleur spécifique.²⁷

La perforation de la membrane sinusienne représente le risque le plus commun dans ce type de chirurgie. Son incidence est comprise entre 10 et 55% selon les auteurs.^{28,29,30} Une méta-analyse de 2018, de Jordi et col. indique l'incidence de perforation de la membrane sinusienne à 24%.²⁹

Le sinus lift par piézochirurgie est une technique innovante dans le sinus lift par voie latérale car elle permet une découpe de l'os de manière atraumatique, fine et précise, sans échauffements de l'os, en minimisant les risques de lésion des structures périphériques pouvant faire obstacles, telles que les nerfs, vaisseaux sanguins, et la membrane sinusienne. Cette technique offre beaucoup d'avantages mais à l'inconvénient d'être plus lente et plus couteuse.²⁹ L'incidence de perforation de la membrane sinusienne avec la piézochirurgie est à 8% selon la meta-analyse de Jordi et col.²⁹

Une variante de la technique classique par la voie latérale est décrite par Carlsson et al.³¹ dans laquelle, les auteurs préconisent de réaliser une perforation de la membrane de Schneider 20 à 25mm au-dessus de la crête alvéolaire. Cette perforation de la membrane doit se faire au-dessus de l'apex de l'implant. Cette technique permettrait de faciliter le décollement de la membrane par la voie latérale en limitant la pression intra-sinusienne.

1.4.2 La technique par voie transcrestale

La technique par voie transcrestale ou technique de Summers, développée en 1994 fonctionne au moyen d'ostéomes. Elle tend à suppléer la technique par voie latérale, qui est plus lourde chirurgicalement pour le patient, plus longue à réaliser et demande aussi plus d'expérience pour le praticien.^{25, 32}

La technique de Summers consiste en une élévation du plancher sinusien à travers la crête osseuse, au niveau du forage implantaire. Elle se réalise sans contact direct entre les instruments utilisés et la membrane sinusienne. Elle se fait de manière la plus atraumatique possible. Initialement, elle se réalise pour des crêtes d'une hauteur minimum de 5mm et allant jusqu'à 8mm.^{26,32,33}

Les risques de perforation de la membrane sinusienne serait selon Reiser et col.³⁴ de 24% lors d'une chirurgie de soulevé de sinus par voie transcrestale et ils augmenteraient avec la hauteur du soulevé de sinus.³⁴

1.4.3 La technique du ballonnet

Une autre technique de soulèvement de sinus, moins utilisée, est la technique du ballonnet décrite par Muroi. Elle utilise un ballonnet nasal hémostatique en latex mis en place sous le sinus. Une pression hydraulique est alors appliquée dans le ballonnet qui soulève la membrane de Schneider. Cette technique réduit au maximum les risques de perforation de la membrane. Elle s'utilise aussi bien par voie latérale que par la voie transcrestale. Elle est indiquée dans les cas de hauteur d'os résiduel de 4 à 6mm.^{35, 36}

Selon une étude de 2013, menée par Chan et al., le risque de perforation de la membrane sinusienne par la technique du ballonnet est comparable à celle par voie transcrestale.³⁷

1.4.4 Les autres techniques

Dans le même registre du sinus lift utilisant la pression hydraulique, il existe le système iRaise®. Ce système implantaire permet de réaliser un sinus lift par voie transcrestale dans le même temps que la pose implantaire. L'implant est perforé en son centre et sur le côté de sorte qu'il existe une lumière en forme de L.



Figure 3: Schéma du fonctionnement de l'implant du système iRaise®³⁸

Une solution saline est injectée par le connecteur latéral et repousse la membrane de Schneider. Puis des particules osseuses sont injectées par ce même connecteur. Une fois la procédure finie, l'implant est inséré jusqu'à la longueur souhaitée.³⁸

Une autre technique décrite par Silvio Taschieri et al.³⁹ par voie transcrestale consiste à réaliser le sinus lift avec comme intermédiaire entre la membrane de Schneider et l'ostéotome :

- du PVRGF liquide (Plasma Very Rich in Growth Factors)
- un culot de PRGF (Plasma Rich in Growth Factors)
- et une membrane de collagène

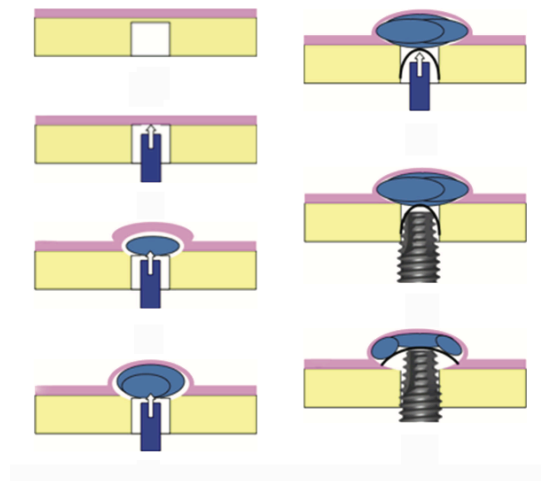


Figure 4: Schéma du protocole du sinus lift avec le culot de PRGF³⁹

Il décrit dans son étude que le soulevé de sinus est permis par la pression hydraulique du culot de PRGF. Cette technique permettrait une réduction des séquelles post-opératoires standards inhérents au sinus lift par voie transcrestale.

1.4.5 Le système IBS®

Cependant toutes ces techniques ont le désagrément de se faire à l'aveugle, avec un contrôle de l'ostéotome dans le sinus qui est restreint. Il existe un risque de perforation de la membrane de Schneider et un risque de créer chez le patient un vertige paroxystique positionnel bénin (VPPB) dû aux coups de maillet.^{40,41,42}

Les techniques les plus récentes, comme celle du ballonnet de Muroi ou de la membrane de PRGF de Taschieri, tendent à réduire certains de ces risques. C'est dans cet objectif qu'IBS® a développé son système implantaire. Il aurait l'avantage de limiter au maximum les risques précédemment cités.

Le foret implantaire, MagicDrill® (fig.5.1), est unique et posséderait plusieurs avantages. Un seul passage de foret est nécessaire limitant ainsi les risques d'échauffement de l'os environnant. Seule la tête du foret est travaillante et coupante et il est creux. Le fait d'avoir un foret creux permet de récupérer une carotté osseuse autogène.

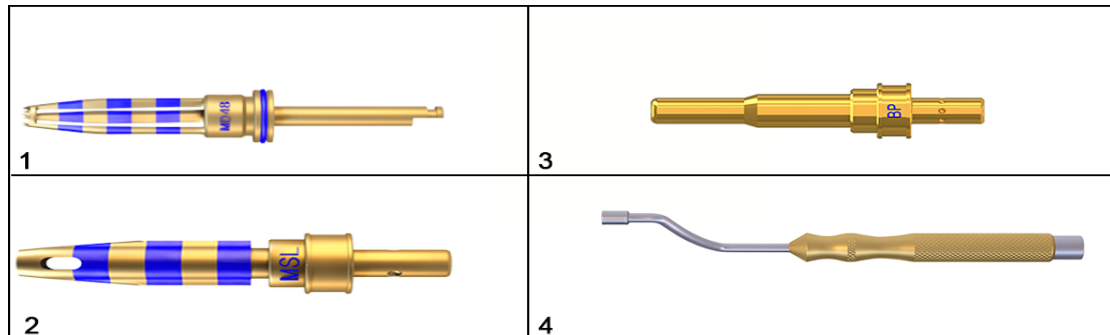


Figure 5: Les instruments spécifique IBS®

L'ostéotome, MagicSinusLifter®, dont la forme est unique grâce à ses ailettes. Elles permettraient la dispersion des forces latérales de compression dans le sens majoritairement méso-distale plutôt qu'uniformément réparties (fig.6). Cela permettrait de préserver la table osseuse vestibulaire des fractures. De la compression suit un rétrécissement des espaces médullaires de l'os environnant modifiant ses propriétés mécaniques sans perturber la vascularisation.^{32,43} Sa tête creuse découpe une pastille osseuse récupérable (figure 5.2).

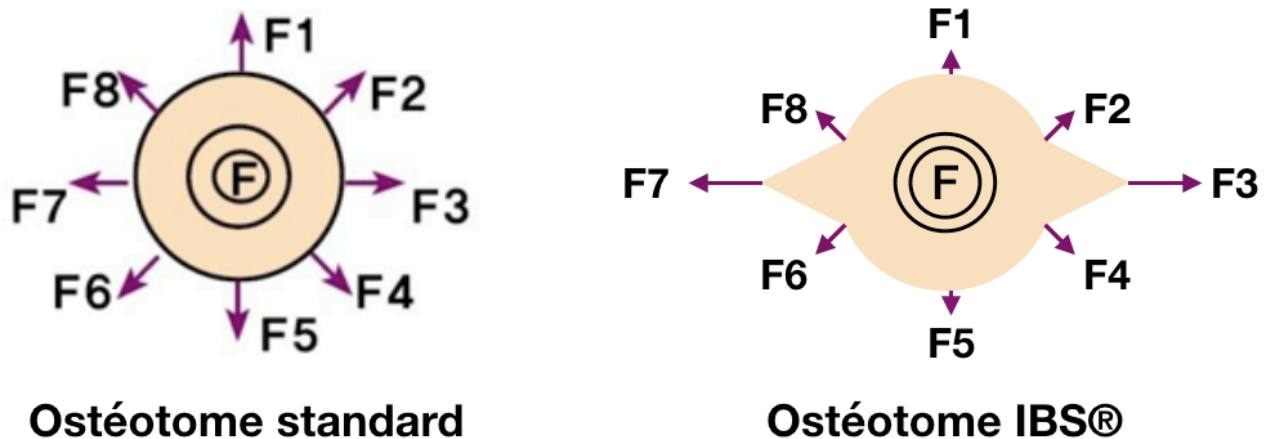


Figure 6: Direction des forces latérales de compression de l'ostéotome sur l'os

Concernant les implants d'IBS®, le Magicore® est recommandé pour les os de faible densité. C'est un implant transgingival. Il a la particularité d'être auto-taroudant et coupant. Cela entraîne une compression supplémentaire de l'os environnant en améliorant la qualité de l'os et en évitant les cisèlements osseux.

Au niveau du filetage, il a des spires rectangulaires (fig. 7), qui augmenteraient le contact os-implant et la stabilité primaire en comparaison à un implant avec des spires triangulaires.⁴³

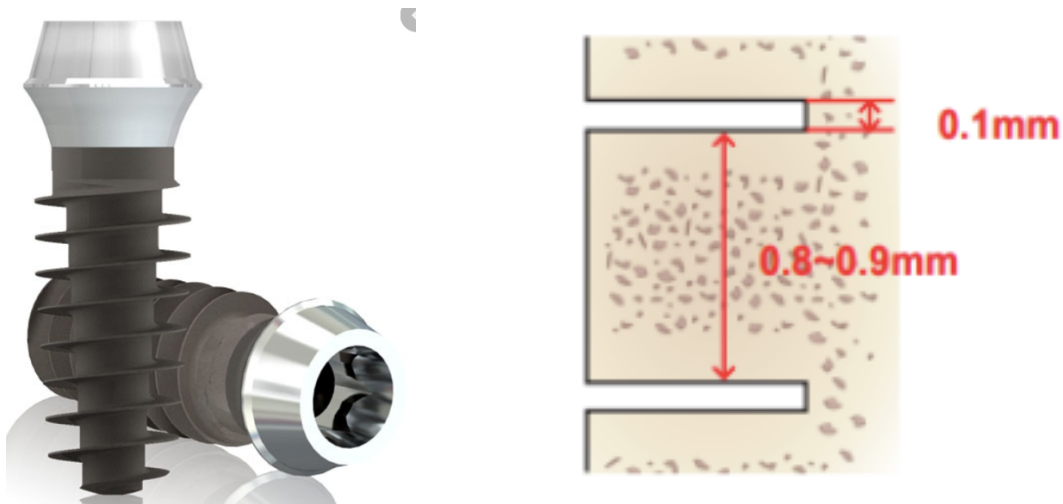


Figure 7 : Implant Magicore® et le profile de son pas-de-vis

Le pas-de-vis est unique. Il possède des proportions de 1 pour 9, qui selon le fabricant donnerait à la vis une élasticité et une résistance proche de celles de l'os.

Selon le fabricant, la combinaison de ces trois instruments, le foret, l'ostéotome et l'implant permettrait une stabilité primaire suffisante pour l'implantation dans un os de densité très faible. En revanche, nous ne connaissons pas l'incidence de perforation de la membrane sinusienne de ce nouveau système.

1.5 La mesure de la stabilité implantaire

L'outil utilisé pour mesurer la stabilité implantaire est basé sur l'analyse de la fréquence de résonance (AFR). Cet outil est nommé Osstell IDx®.

Il permet une mesure objective, reproductible de la stabilité d'un implant sans compromettre le processus de cicatrisation et d'ostéointégration au moyen d'impulsions magnétiques.

L'Osstell IDx® envoie des impulsions magnétiques sur un réflecteur vissé à l'implant, le SmartPeg®.

Le SmartPeg® est une tige en aluminium qui vibre avec la fréquence et, par résonance, renvoie les impulsions magnétiques au détecteurs. La fréquence de résonance varie avec la stabilité implantaire. L'Osstell IDx® convertie les ondes reçues en une unité numérique – Implant Stability Quotient (ISQ) – dont l'échelle de grandeur est comprise entre 1 et 100.

La fréquence de vibration varie entre 1kHz et 10 kHz ce qui correspond à un ISQ de 1 à 100. Selon le fabricant, une bonne valeur ISQ et prédictive de succès implantaire est donnée pour une valeur ISQ de 60 ou plus

L'élévation du plancher sinusien par la voie crestale s'effectue, selon le consensus actuel, pour des hauteurs osseuses résiduel de 5mm et plus.

Dans le cas où la hauteur résiduelle est plus faible, classiquement le chirurgien réalise une élévation du plancher sinusien par la voie latérale. Or aujourd'hui dans un soucis d'économie de temps, d'économie d'aspect financier et de réduction des complications post-opératoires pour le patient, il semblerait que le sinus lift par la voie crestale pourrait être indiqué pour des hauteurs osseuses résiduelles au maxillaire de 4mm voire moins.

Dans un précédent travail, il a été évalué l'élévation sinusienne par voie crestale au moyen de l'ostéotome IBS®.⁴⁴ Cependant si la partie volumétrique a été évaluée, la partie densité et stabilité ne l'a pas été.

Cette étude évalue la stabilité primaire des implants, posés par la technique proposée par IBS® en site sous-sinusien, en présence d'une densité osseuse de type 4 selon la classification de Lekholm et Zarb³ et d'une hauteur résiduelle de 4 mm après une élévation de la membrane sinusienne.

Notre hypothèse est que l'utilisation de cette méthode permet d'obtenir une stabilité suffisante même en présence d'un manque de densité et de volume osseux en site sous-sinusien.

Le but de cette étude est double. Dans un premier temps nous évaluerons, à travers une recherche bibliographique, la stabilité primaire d'autres techniques par voie transcrestale sur les implants. Dans un deuxième temps, nous comparons la stabilité des implants de 7mm par rapport aux implants de 11mm par l'utilisation de la technique IBS®.

2. Matériel et Méthode

Dans un premier temps nous analyserons grâce à une revue bibliographique systématique la stabilité primaire d'implants par des techniques différentes de celle proposée par IBS®, par voie transcrestale et l'étude expérimentale sera réalisée dans un deuxième temps.

2.1 Protocole de recherche bibliographique

2.1.1 Stratégie de recherche

Une recherche électronique sur la base de données PubMed/Medline a été effectuée. Les critères de recherche utilisés étaient des combinaisons des termes : « sinus lift », « RFA », « atrophic residual ridge », « osteotome », « posterior maxillary », « implant stability »,

et « OSFE ». Les dates de publication étaient comprises entre 1999 et 2019.

Une recherche manuelle de la bibliographie des articles sélectionnés a en plus été effectuée.

2.1.2 Arbre décisionnel

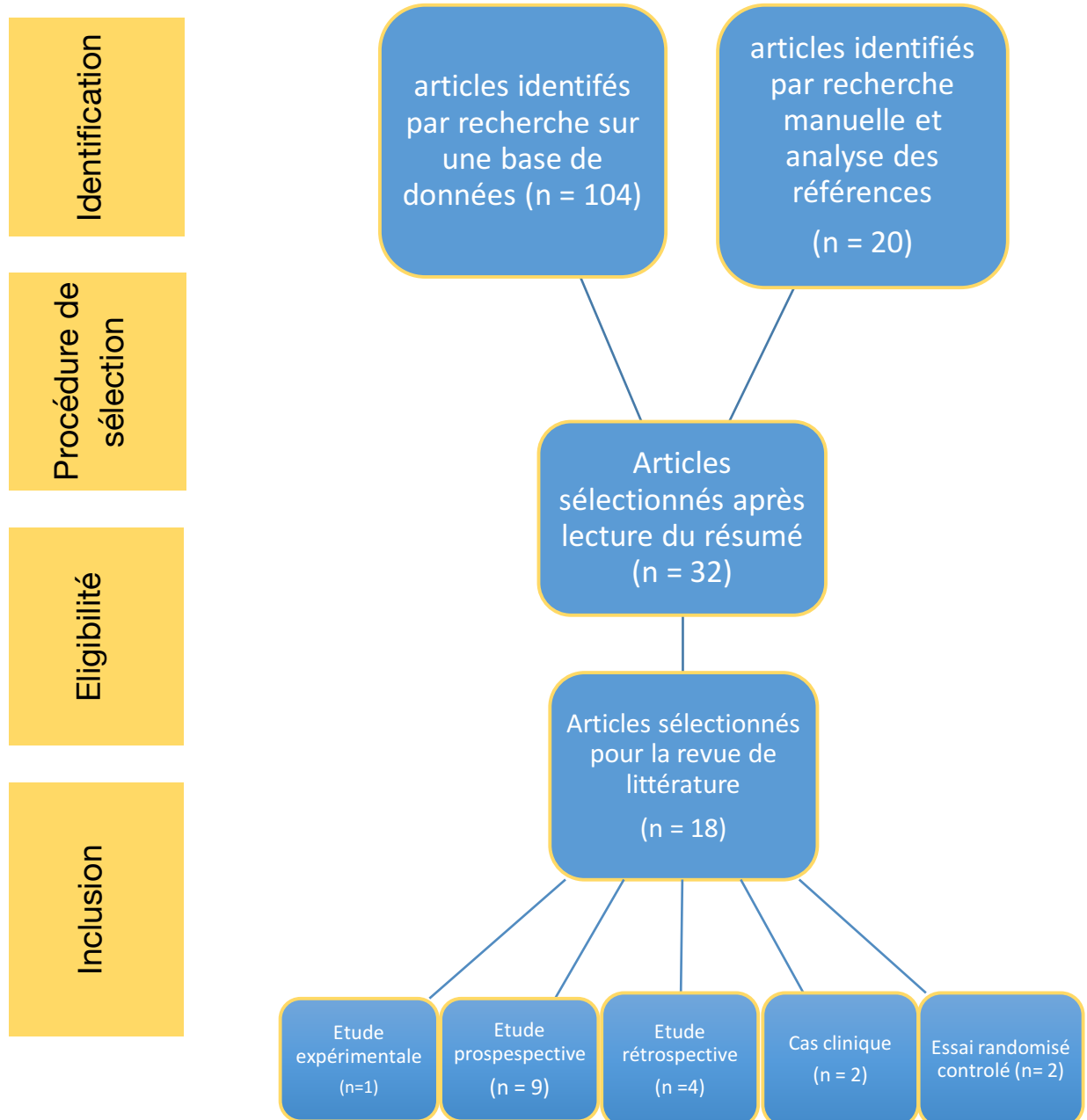


Figure 8: Arbre décisionnel

2.2 Protocole de recherche expérimentale

L'étude a été réalisée sur modèle ex-vivo de 24 têtes humaines adultes fraîches au laboratoire d'anatomie de l'Université de Bordeaux, conservées par processus de congélation à -20°C. Le critère d'inclusion est un édentement maxillaire postérieur bilatéral avec une crête osseuse de 4mm de hauteur.

Les critères d'exclusion sont la présence de tous types de lésions ou traumatismes intra-osseux ou sinusiens, ainsi que la présence de dents ou une hauteur résiduelle osseuse inférieure à 4mm.

2.2.1 Protocole préopératoire

Les têtes sont numérotées afin de permettre leur référencement. Un examen radiographique tridimensionnel de type cone beam est réalisé au niveau de l'étage moyen de la face de chaque tête, de telle façon que l'on puisse voir l'os maxillaire, les sinus et les fosses nasales. Toutes les radiographies pré-opératoire sont réalisées dans le même temps. Ces examens ont été réalisés dans un cabinet de radiologie spécialisé dans l'imagerie cranio-faciale.

Dans un deuxième temps, les résultats d'imagerie sont analysés par ordinateurs grâce au logiciel Osirix® (Pixmeo, Suisse).

De manière empirique, des repères numériques sont placés sur des points anatomiques remarquables :

- Dans le plan axial : le foramen inter-incisif, la paroi antérieure du sinus, la paroi postérieure du sinus. Des mesures entre ces points ont été prises à l'aide du logiciel.
- Dans le plan coronal : le sommet de la crête alvéolaire et le plancher sinusien - de telle sorte que la mesure donne la hauteur de la crête osseuse - la paroi palatine et la paroi vestibulaire - de telle sorte que la mesure donne la largeur de la crête osseuse.

Les zones choisies pour le soulèvement de sinus par voie trans-crestale et l'implantation sont des zones du maxillaire postérieur, si possible au niveau d'une hauteur de crête osseuse minimale de 4mm - dans le cas contraire, nous avons réduit la hauteur par ostéoplastie soustractive - et d'une largeur de crête osseuse minimale de 7mm, et au niveau

de zone du sinus sans cloison de refend, sans polypes et sans épaissement de la membrane sinusienne.

Sur chaque pièce anatomique, nous avons implanté un implant par hémi-arcade, soit 2 par maxillaire. Nous avons formé 2 groupes :

- Groupe 1 : implants 11mm et soulevé de sinus de 8mm (n = 30)
- Groupe 2 : Implants 7mm et soulevé de sinus de 4mm (n = 18)

La zone à implanter présente un os de type IV selon la classification de Lekholm et Zarb.³

2.2.2 Protocole opératoire

Une seule chirurgie « C.M.C.® » (Crestal approach with Membrane Control) par sinus est réalisée afin de ne pas influencer les résultats obtenus par une chirurgie précédente. Pour cette étude, nous avons suivi le protocole opératoire du fabricant pour la pose de 30 implants de 11mm (groupe1) et de 18 implants de 7mm (groupe 2).



Figure 9 : Trousse chirurgicale IBS®

2.2.3 Protocole du fabricant

1. Des lambeaux d'épaisseur totale sont réalisés sur la totalité de la crête édentée afin de mettre en évidence le canal rétro-incisif et les crêtes osseuses maxillaires à gauche et à droite.
2. Les mesures réalisées par ordinateur - qui nous ont permis de déterminer la zone de la chirurgie - sont reportées sur les crêtes osseuses à l'aide d'un pied à coulisse numérique de manière empirique. Le point de référence est le foramen interincisif.
3. Un premier forage, dit « pointeur », est effectué à l'aide du « Magic Marking Drill® » (ref. MMD, IBS Co. Ltd, South Korea) afin de marquer la zone à implanter. Ce premier forage est peu profond (inférieur à 2mm).
4. Un deuxième forage est effectué à l'aide du « Magic Drill® » (ref. MD43, IBS Co. Ltd, South Korea), forêt creux de 4,3mm de diamètre, jusqu'à 2mm sous le plancher sinusien (fig.8.1). Une carotte osseuse autogène est souvent récupérée dans le forêt - dans le cas contraire, il est possible de la récupérer avec une curette à os. La vitesse de forage est de 1500 rotations par minute.
5. Ensuite l'ostéotomie est réalisée à l'aide du « Magic Sinus Lifter® » (ref. MSL, IBS Co.Ltd, South Korea) mis sur un porte-ostéotome coudé en tapotant doucement (Fig. 5.2 et 5.4). L'ostéotome s'utilise avec les ailettes dans le sens mésio-distale. Ces ailettes ont plusieurs intérêts notamment une force de rétention afin de ne pas enfoncer l'ostéome dans le sinus, et une dilatation de l'os dans le sens mésio-distal afin d'éviter une fracture osseuse vestibulaire.
Une zone creuse dans l'ostéotome permet d'épouser la pastille osseuse restée en place et de la récupérer en coupant l'os tout autour. Le praticien sent la fracture de la pastille osseuse puis soulève le sinus, dans le même temps, jusqu'à une hauteur de 8mm.
6. Du biomatériau de xénotransplante, Bio-Oss® (ref. 30753.1, Geistlich Pharma, Suisse) taille L, 1,5cm³, est introduit dans l'espace sous-sinusien à l'aide du « Bone Pusher® » (ref. BP et HLA, IBS Co. Ltd, South Korea) à raison de 0,3g par sinus. (Fig. 5.3)
7. L'implant, « Magic Core® » (ref. 451M4511 pour le 11mm, et ref. 451M4507 pour l'implant de 7mm, IBS Co. Ltd, South Korea) est alors vissé dans l'os avec un contre-angle réducteur d'implantologie (ref. 2520RPB, Anthogyr, France) et un moteur Implanteo® (ref. 11200, Anthogyr, France) à raison de 15 rpm.

2.2.4 Protocole post-opératoire

Après chaque pose d'implant, nous avons enregistré la valeur de leur stabilité primaire au moyen d'un Osstell IDx® et de son Smart Peg® type 38 de diamètre 5,5mm (ref. 100455, Osstell, Suède). Nous avons soumis chaque implant à une mesure dans le sens mésio-distal et à une mesure dans le sens vestibulo-linguale. Ces mesures ont été réalisées sans fermeture du lambeau muco-périosté.

A l'issue de ces procédures, des radiographies post-opératoires de type cone-beam ont été réalisées dans le même cabinet de radiologie spécialisée qu'au début de l'expérimentation. Cela nous a permis de vérifier les éventuelles perforations de la membrane sinusienne que nous n'aurions pas décelé au moment de la chirurgie pré- et per-implantaire, au moyen de la fuite de matériaux de comblement dans le sinus.

2.2.5 Les Limitations

Les procédures chirurgicales stériles classique n'ont pas été employées pour la pose des implants. L'irrigation a été systématique mais ne s'est pas faite avec de l'eau stérile.

Un seul Smart-Peg® a été utilisé pour chaque mesure alors que le fabricant recommande un Smart-Peg® à usage unique car le filetage en aluminium est souple et se dégrade avec le temps. Le Smart-Peg® a été vissé à la main.

Le genre, la nationalité, l'âge, ou encore d'éventuelles maladies systémique du vivant de la personne n'ont pas été des critères pris en compte dans l'exclusion des sujets.

2.3 Etude statistique

Nous avons réalisé l'étude statistique grâce au logiciel Prism® (GraphPad Software Inc., USA).

Pour l'ensemble de l'étude, nous avons réalisé des tests non-paramétriques car la distribution des valeurs ne suivait pas une loi normale pour un sous-groupe et ne remplissait pas toute les conditions nécessaires à la réalisation d'un test paramétrique. Ce sous-groupe était négatif au test de normalité. De plus, nous réalisons des tests statistiques sur de petits échantillons (n=18). Les tests non-paramétriques sont moins puissants que les test paramétrique.⁴⁵

Nous avons fait des tests de Wilcoxon lorsqu'il s'agissait de comparer une moyenne mesurée avec une moyenne théorique. Ce qui est le cas dans la synthèse des résultats de la revue de littérature.

Le même test a été réalisé lorsqu'il s'agissait de comparer deux moyennes dépendantes l'une de l'autre car il s'agissait de mesures issues d'un même sujet. Ce que nous avons réalisé dans la partie des résultats expérimentaux pour comparer les mesures sur les implants de 7mm, et sur les implants de 11mm.

Nous avons réalisé un test de Mann-Withney lorsqu'il s'agissait de comparer entre elles deux moyennes indépendantes l'une de l'autre car les mesures étaient issues de sujets différents. Ce que nous avons réalisé dans la partie des résultats expérimentaux pour comparer les mesures selon les axes VP, et selon les axes MD des implants. Les tests de Wilcoxon et de Mann-Withney nous permettent de savoir si les moyennes de deux groupes sont proches ou non.

Enfin, nous avons réalisé un test de corrélation de Spearman, test non-paramétrique d'association de variables indépendantes, afin de connaître le type de relation qu'il peut exister entre les différentes mesures de notre étude.

3. Résultats

3.1 Résultats de la revue systématique

3.1.1 Présentation analytique

La figure 8 résume le processus de sélection des articles. Une recherche électronique a donné cent quatre articles et une recherche manuelle des références a donné vingt articles. Après lecture du titre et du résumé, quatre-vingt-douze articles ont été exclus car ils ont été jugés non pertinents.

Trente-deux articles restants, quatorze ont été exclus. La raison la plus fréquente était une inadéquation des données analysées.

Les articles sélectionnés ont été publiés entre 1999 et 2019 et sont présentés dans les tableaux 3 et 4. Onze études ^{46,47,48,49,50,51,52,53,54,55,56} se portent exclusivement sur des hauteurs osseuses résiduelles de 4mm ou moins, tandis que cinq études ^{57,58,59,60,61} comprennent des cas de hauteur osseuse allant de 2mm jusqu'à 8mm. Deux études ^{62,63} ne mentionnent pas les hauteurs osseuses des implantations.

Nous avons reporté dans les tableaux 3 et 4 les articles de la revue systématique dans l'ordre chronologique de publication.

Auteur	Nombre implants	Longueur implants	Hauteur de crête	ISQ	Torque (N.cm ⁻¹)	Succès (%)	Grefte osseuse	Suivi (mois)	Types études	Années publicatio
Rosen et col. ⁴⁸	14	10 mm	≤4mm	NC	NC	85,7	Oui	m = 7	Rétrospective	1999
Winter et col. ⁴⁹	54	10 mm (50%)	≤4mm	NC	NC	91,4	Non	22	Rétrospective	2002
Peleg et col. ⁵⁸	1023 (lat wall)	15mm	[3 ; 5] mm	NC	NC	97,9	Oui	108	Prospective	2006
Östman et col. ⁶²	426	[7 ; 18] mm	NC	63,0	NC	NC	NC	NC	Prospective	2006
Nedir et col. ⁵⁰	10	10 mm	< 4mm	63,4 ± 12,1	NC	100,0	Non	12	Prospective	2006
Schmidlin et col. ⁵⁹	24	8,6 ± 1,3 mm	5 ± 1,5	NC	NC	100,0	Oui/ Non	17,6 ± 8,4	Rétrospective	2008
Nedir et col. ⁵¹	54	44 : 8mm 10 : 10mm	3,8 ± 1,2	NC	NC	94,4	Non	12	Cas clinique	2009
Cricchio et col. ⁶⁰	18	13 mm	[2 ; 7] mm	m = 67,1 ± 2,8	NC	100	Non	24	Prospective	2013
Degidi et col. ⁵⁵	48	m = 12,6mm	4mm	m = 65,25 ± 4,45	m = 23,77 ± 16,63	100	Oui	6	Prospective	2013
Gonzalez et col. ⁶³	386	[8 ; 18] mm	35 ≤ 4mm	65,93 ± 13,25	25-45	100,0	Oui	m = 29,7	Multi-centrique	2013

Tableau 3: Caractéristiques des études incluses

Auteurs	Nombre implant	Longueur implants	Hauteur de crêtes	ISQ	Torque (N.cm ⁻¹)	Succès (%)	Grefe osseuse	Suivi (mois)	Types d'études	Années
Pommer et col. ⁴⁷	66	10 mm	4,0 ± 1,4 mm	44 ± 12	m = 17,0 ± 7,8	NC	NC	NC	Etude <i>ex vivo</i>	2014
Patel et col. ⁵⁷	33	m = 10,3mm	8mm	70,9 ± 1,5	NC	NC	Oui	12	Rétrospective	2015
	44 (lat wall)	m = 12,0mm	[3 ; 7,9] mm	68,9 ± 1,6	NC	NC	Oui/ Non	48	Essai randomisée	
Nedir et col. ⁵⁴	37	8 mm	≤4mm	NC	NC	91,9	Oui/ Non	60	Prospective	2016
Gu et col. ⁵⁶	37	NC	2,81 ± 0,74	70,1 ± 5,15	NC	92	Oui	5	Prospective	2016
Qian et col. ⁴⁶	14	8 mm	< 4mm	62,52 ± 6,73	NC	NC	Oui	36	Etude randomisée contrôlée	2016
Bechara et col. ⁶¹	90	6mm (50%) ≥ 10mm (50%) lat.	[4 ; 6] mm	68	NC	95,6%	Oui	12,0 ± 9,4	Cas clinique	2018
Jang et col. ⁵²	5	10mm	4 mm	NC	NC	100,0	Oui	60	Prospective	2019
Merheb et col. ⁵³	37	8mm	≤4mm	58,9 ± 11,2	NC	91,8	Oui/ Non			

Tableau 4: Caractéristiques des études incluses (bis)

3.1.2 Synthèse de la revue systématique

Nous présentons de manière analytique les résultats de la revue systématique. Il s'agit d'établir la moyenne des ISQ relevés dans les études de la revue et de la comparer avec notre étude aux moyens de tests statistiques.

L'ISQ a été mesurée dans onze études^{46,47,50,53,55,56,57,60-63}. Nous avons relevé leur valeur dans chacune d'elle. Puis, nous avons pondéré leur valeur d'ISQ avec le nombre d'implants posés afin d'éviter un effet Yule-Simpson. Ainsi, la moyenne de l'ISQ de ces onze études est de 60,27 pour un total de 271 implants dont la longueur moyenne est de 9,65 mm.

Seule une étude ne mentionne pas la longueur des implants utilisés (Gu et col.⁵⁶) et une autre étude (Östman et col.⁶²) ne peut pas entrer dans le calcul de la moyenne des longueur des implants utilisés, du fait de la méthodologie employée.

D'après le test de Wilcoxon en comparant les résultats ISQ de chaque axe et de chaque implant de notre étude expérimentale (tableau 6) avec la moyenne calculée des ISQ des études de la recherche bibliographique, nous obtenons le schéma suivant :

- ISQ MD implants 11mm vs. moyenne calculée,
- ISQ VP 11mm vs. moyenne calculée,
- ISQ MD implants 7mm vs. moyenne calculée,
- ISQ VP implants 7mm vs. moyenne calculée

Il existe pour chaque analyse statistique une différence significative p -value $<0,0001$.

Cela signifie que la valeur de nos mesures d'ISQ, quel que soit l'axe de mesure et la longueur des implants, est significativement inférieure à la moyenne de la littérature. La valeur de la stabilité primaire de nos implants est relativement faible par rapport à ce que nous retrouvons dans la littérature. Il nous semble trop tôt pour pouvoir conclure sur la raison de ce défaut de stabilité car nous ne connaissons pas le comportement biomécanique de l'implant.

De même, un test Wilcoxon comparant les valeurs mesurées de chaque axe et de chaque implant de notre étude (tableau 6) avec la moyenne de l'ISQ de l'étude de Pommer et col.⁴⁷, dont le protocole se rapproche de notre expérience puisqu'il traite sur des cadavres humains frais, nous obtenons le schéma suivant :

- ISQ MD implants 11mm vs. moyenne ISQ calculée de l'étude de Pommer
- ISQ VP implant de 11mm vs moyenne ISQ calculée de l'étude de Pommer
- ISQ MD implants de 7mm vs. moyenne ISQ calculée de l'étude de Pommer
- ISQ VP implants de 7mm vs. moyenne ISQ calculée de l'étude de Pommer

Le test ne révèle aucune différence significative pour chaque comparaison, avec les résultats respectifs : p -value = 0,4259, p -value = 0,9787, p -value = 0,3001 et p -value = 0,2684.

Les résultats de notre étude sont comparables aux résultats de l'étude de Pommer et col. C'est la seule étude dont les résultats sont proche de la nôtre. Il se peut que le modèle d'étude ex-vivo influence grandement la stabilité primaire des implants.

3.2 Résultats de l'étude expérimentale

Nous présentons les résultats de l'étude expérimentale sous la forme d'un tableau. Les données ISQ sont reportées par axes de mesure selon les numéros attribués aux têtes.

Numéro tête	Implants 11mm		Numéro tête	Implants 7mm	
	(secteur)	ISQ MD		ISQ VP	(secteur)
Scanner 1(1)	30	30	Scanner 2 (1)	57	50
Scanner 1 (2)	25	10	Scanner 2 (2)	48	48
Scanner 3 (1)	44	43	Scanner 7 (1)	55	56
Scanner 3 (2)	51	56	Scanner 7 (2)	58	65
Scanner 4 (1)	43	43	Scanner 8 (1)	55	50
Scanner 4 (2)	28	28	Scanner 8 (2)	22	22
Scanner 6 (1)	14	14	Scanner 10 (1)	7	10
Scanner 6 (2)	49	49	Scanner 10 (2)	25	20
Scanner 11 (1)	39	41	Scanner 18 (1)	53	53
Scanner 11 (2)	41	37	Scanner 18 (2)	46	46
Scanner 13 (1)	35	37	Scanner 19 (1)	50	37
Scanner 13 (2)	52	49	Scanner 19 (2)	42	46
Scanner 14 (1)	49	49	Scanner 23 (1)	30	32
Scanner 14 (2)	37	37	Scanner 23 (2)	52	52
Scanner 20 (1)	37	37	Scanner 27 (1)	25	25
Scanner 20 (2)	57	48	Scanner 27 (2)	20	25
Scanner 21 (1)	39	35	Scanner 30 (1)	-	-
Scanner 21 (2)	32	32	Scanner 30 (2)	14	17
Scanner 22 (1)	68	57	n =	18	18
Scanner 22 (1)	56	52			
Scanner 22 bis (1)	41	44			
Scanner 22 bis (2)	64	59			
Scanner 24 (1)	59	59			
Scanner 24 (2)	55	49			
Scanner 25 (1)	42	42			
Scanner 25 (2)	65	63			
Scanner 26 (1)	41	28			
Scanner 26 (2)	62	62			
Scanner 28 (1)	59	58			
Scanner 28 (2)	56	52			
n =	30	30			

Tableau 5: Valeur ISQ mesurées

Après chaque chirurgie, la stabilité primaire de chaque implant a été mesurée à l'aide de l'Osstell IDx®. Les résultats des mesures dans le sens mésio-distal et vestibulo-palatin ont été reportées dans le tableau 5. Seul un implant n'a pas été incluse dans l'étude car L'Ostell® n'a pas pu détecter sa valeur ISQ. La valeur de sa stabilité primaire devait être trop faible.¹²

Puis, nous avons fait passer un cone-beam aux 24 pièces anatomiques de l'étude, nous avons relevé une seule perforation de la membrane sinusienne. Ce qui correspond à une incidence de 2,08% de perforation.

Une analyse descriptive des résultats est disponible dans le tableau 6 et la figure 10.

	Mesures MD des implants de 11	Mesures VP des implants de 11	Mesures MD des implants de 7	Mesures VP des implants de 7
nombre	30	30	17	17
moyenne	45,67	43,33	38,76	38,47
Ecart-type	13,09	13,23	16,94	16,14
Intervalle de confiance 95%	[40,78 ; 50,55]	[38,39 ; 48,27]	[30,05 ; 47,48]	[30,17 ; 46,77]

Tableau 6: Valeur de la stabilité primaire ISQ pour les implants de 11mm et 7mm

Pour le groupe 1 (implants de 11mm), la moyenne des valeurs de la stabilité primaire mesurées dans le sens MD est de : $45,67 \pm 13,09$ ISQ (écart min-max : 14 – 68 ISQ). Seulement 13,33% (n= 4) présentent une stabilité dite « moyenne », soit supérieur à 60 ISQ. Parmi ces 4 implants, 2 seulement ont une valeur MD et VP supérieure à 60 ISQ.

Dans le sens VP, elle est de $43,33 \pm 13,23$ ISQ (écart min-max : 10 – 63 ISQ). Seulement 6,66% (n=2) des implants présentent une stabilité dite « moyenne ».

Pour le groupe 2 (implants de 7mm), la moyenne des valeurs de stabilité primaire mesurées dans le sens MD est de $38,76 \pm 16,94$ ISQ (écart min-max : 7 – 58 ISQ). Aucun implant de ce groupe ne présente de valeur supérieur à 60.

Dans le sens VP, elle est de $38,47 \pm 16,14$ ISQ (écart min-max : 10 – 65 ISQ). Seul 3,33% (n= 1) des implants a une valeur dite « moyenne ».

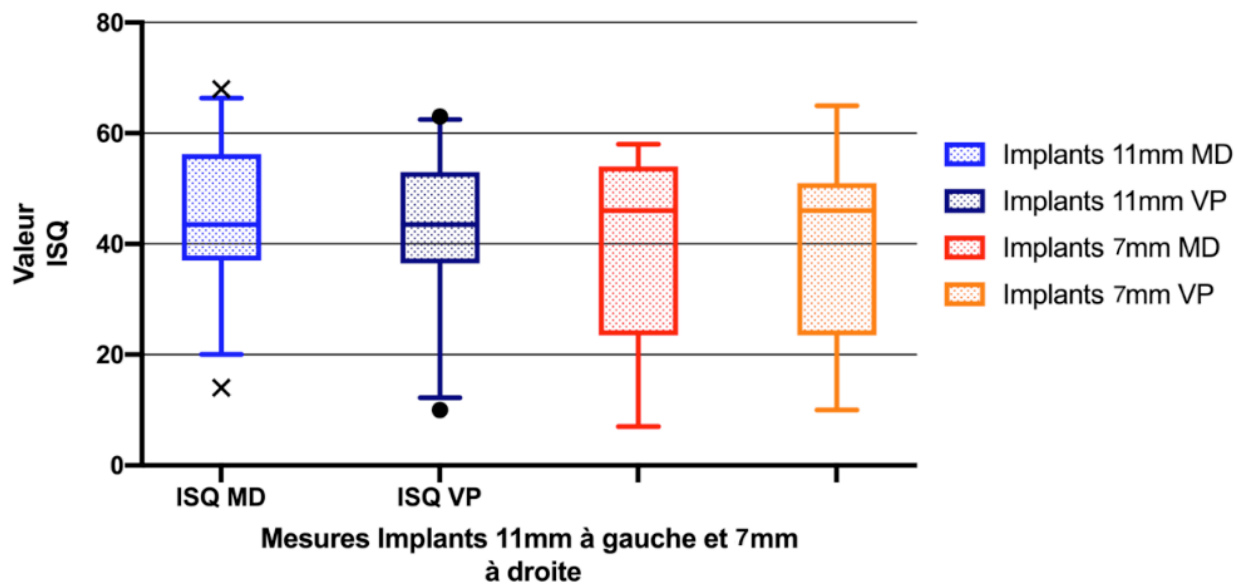


Figure 10: Distribution des valeurs ISQ selon les implants et les axes de mesure

Les valeurs de stabilité primaire des implants IBS® sont inférieures à la valeur critique au-dessus de laquelle la stabilité de l'implant est dite moyenne. La stabilité primaire de nos implants est donc faible et a priori, à risque d'un défaut d'ostéointégration. Ils nécessitent donc une surveillance particulière avant leur mise en charge occlusale par une pièce prothétique.⁶⁴ Ils nécessiteront sûrement plus de temps de cicatrisation.

3.2.1 Tests de comparaison des moyennes

Nous allons appliquer les tests statistiques à nos résultats afin d'en tirer des conclusions. Dans un premier temps, nous comparons les moyennes de chaque groupe entre elles en cherchant des différences suivant le schéma :

- MD 11mm vs. VP 11mm, un test de Wilcoxon a été effectué
- MD 11mm vs MD 7mm, un test de Mann-Whitney a été effectué
- VP 11mm vs. VP 7mm, un test de Mann-Whitney a été effectué
- MD 7mm vs VP 7mm un test de Wilcoxon a été effectué.

Puis dans un deuxième temps, nous cherchons les corrélations qui existent entre les groupes en effectuant un test de corrélation de Spearman et suivant le schéma :

- MD 11mm vs MD 7mm.
- VP 11mm vs VP 7mm.

- 11 mm MD vs 11 mm VP.
- 7mm MD vs 7mm VP.

D'après les tests de Wilcoxon (tableau 7) :

- Il existe une différence significative entre les valeurs ISQ MD et VP des implants de 11mm ($\rho = 0,0085$)
- Il n'y a pas de différence significative entre les valeurs ISQ MD et VP des implants de 7mm ($\rho = 0,9121$).

D'après les tests de Mann-Whitney :

- Il n'existe pas de différence significative entre les valeurs ISQ MD des implants de 11 et 7 mm ($\rho = 0,2321$).
- Il n'existe pas de différence significative entre les valeurs ISQ VP des implants de 11 et 7 mm ($\rho = 0,3701$).

Un t-test imbriqué entre le groupe 1 et le groupe 2 (tableau 7) permet comparer la stabilité primaire avec la longueur des implants indépendamment des axes de mesure avec un p -value = 0,0589. La stabilité primaire ne semble pas être influencée par la longueur des implants.

Implants 11mm vs implant 7mm	
p-value	0,0589
Différence significative ($p < 0,05$)	Non
Moyenne implants 11mm	44,50
Moyenne implants 7mm	38,62
Différence entre les moyennes \pm SEM	5,882 \pm 3,075
95% IC	- 0,2255 à 11,99

Tableau 7: résultat du t-test imbriqué

Selon les tests, Il n'existe pas de différence significative pour nos valeurs ISQ de stabilité primaire mesurées dans nos échantillons selon les axes MD et VP pour les implants de 7mm. Ce qui semble logique puisque la répartition des forces de micro-mouvements à la surface de l'implant dans l'os est a priori uniformément répartie.

En revanche, le même test portant sur les implants de 11mm conclue d'une différence significative. Cette différence est difficilement explicable et non attendue. Elle peut s'expliquer par le fait qu'il y ait un nombre important d'ex-aequo dans nos mesures, ce qui entraîne des complications dans le calcul d'un test non-paramétrique et réduit le nombre de

mesures utilisable. Les ex-aequo constitue une limite de ce test. Après élimination des ex-aequo, notre test possède une faible puissance et le résultat peut alors être dû au hasard.

Pour les résultats des tests Mann-Withey, il n'existe pas de différence significative entre nos mesures MD des implants de 11 et de 7mm et entre nos mesures VP des implants de 11 et 7mm. L'absence de différence entre nos mesures nous indique qu'il n'y aurait pas de différences de stabilité implantaire entre un implant 11mm et de 7mm insérés dans un os de 4mm après élévation sinusienne. Ces résultats sont partagés par un test imbriqué qui nous permet alors de comparer directement les implants de 7 et de 11mm indépendamment des axes de mesure.

Cependant, les résultats des tests se portent sur de petits échantillonnages. Par conséquent, ils ne nous permettent pas de conclure qu'il n'existe pas de lien entre la longueur implantaire et la stabilité primaire. Cela est d'autant plus vrai que nos tests possèdent une faible puissance, et que dans la pratique quotidienne, nous retrouvons une diversité importante de cas que notre étude n'envisage pas.

3.2.2 Tests de Corrélation

D'après le test de Spearman (tableau7) :

- Il existe une corrélation forte positive entre les mesures MD et VP des implants de 7mm ($r_s = 0,9367$ avec $p\text{-value} < 0,0001$).
- Il existe une corrélation forte positive entre les mesures MD et VP des implants de 11mm ($r_s = 0,9433$ avec $p\text{-value} < 0,0001$).
- Il n'existe pas de corrélation qui soit significative entre les mesures MD des implants de 11 et 7 mm ($r_s = 0,1732$ avec $p\text{-value} = 0,5025$).
- Il n'existe pas de corrélation qui soit significative entre les mesures VP des implants de 11 et 7 mm ($r_s = 0,2881$ avec $p\text{-value} = 0,2597$).

	Implants 11mm MD	Implants 11mm VP	Implants de 7mm MD	Implants 7mm VP
Implants de 11mm MD		$r_s = 0,9433$ p-value <0,0001 0,8807 à 0,9735	$r_s = 0,1732$ p-value = 0,5025 -0,3490 à 0,6134	–
Implants de 11mm VP	p-value = 0,0085		–	$r_s = 0,2881$ p-value = 0,2597 -0,2381 à 0,6836
Implants de 7mm MD	p-value = 0,2321	–		$r_s = 0,9367$ p-value <0,0001 0,8246 à 0,9780
Implants de 7mm VP	–	p-value = 0,3701	p-value = 0,9121	

Tableau 8: résultats des tests statistiques réalisés, en rouge Mann-Whitney, en vert Wilcoxon, en bleu Spearman

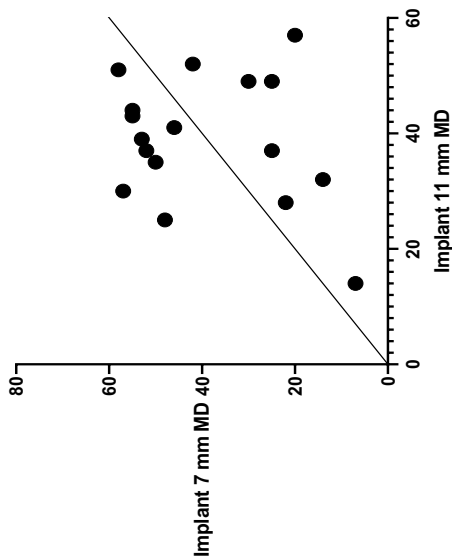
Nous avons analysé les corrélations qui pourraient exister entre les variables. Ces tests nous permettent de dire que dans nos échantillons, il existe une corrélation forte et positive entre les valeurs MD et VP pour les implants de 7mm et pour les implants de 11mm. Ce qui signifie que si la valeur de stabilité primaire d'un implant augmente dans un axe alors elle augmentera dans son autre axe.

En revanche, Il existe une corrélation faible mais non significative entre les valeurs MD des implants de 7mm et de 11mm, et les valeurs VP des implants de 7 et de 11mm. Cela signifie que la valeur de la stabilité primaire varie très faiblement, de manière positive, avec la longueur de l'implant. Ce test de corrélation est de faible valeur puisqu'il ne met en perspective que deux longueurs implantaire.

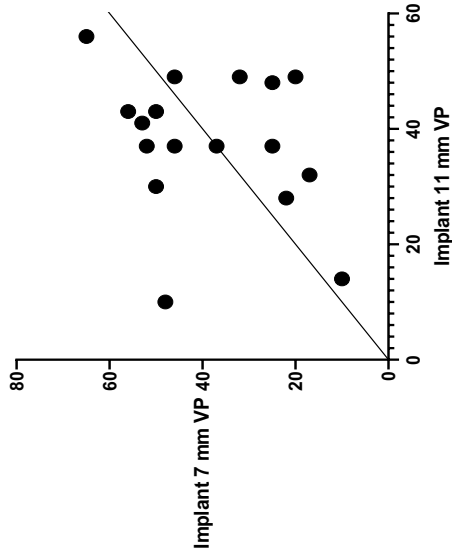
En somme, la valeur de la stabilité primaire augmenterait faiblement avec la longueur des implants mais le résultat n'est pas statistiquement significatif.

A

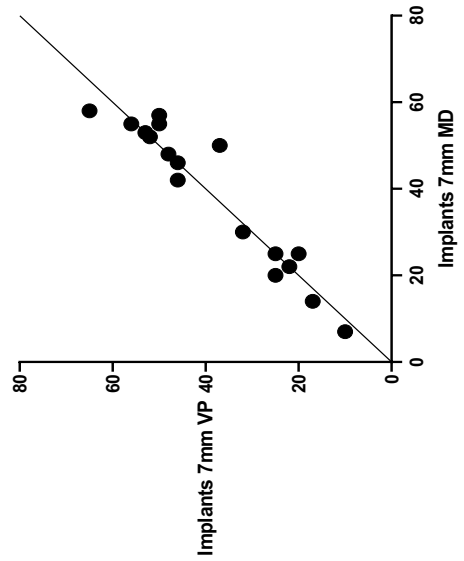
Correlation de Spearman des valeurs ISQ MD des implants de 7 et 11 mm

**B**

Correlation de Spearman des valeurs ISQ VP selon implants de 7 et 11 mm

**C**

Correlation de Spearman des implants de 7 mm entre les ISQ MD et VP

**D**

Correlation de Spearman des implants de 11 mm entre les ISQ MD et VP

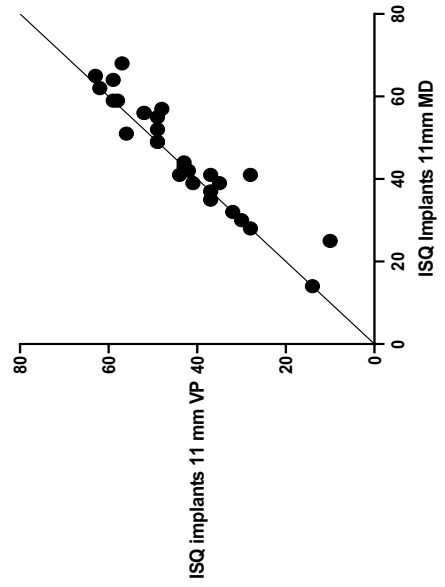


Figure 11: Graphiques de corrélation de Spearman. A Corrélation entre les valeurs MD. B. Corrélation entre les valeurs VP. C. Corrélation des valeurs MD et VP des implants de 7mm. D. Corrélation des valeurs MD et VP des implants de 11mm.

4. Discussion

Notre hypothèse initiale était que l'utilisation de la méthode IBS permettrait une stabilité primaire suffisante même en présence d'une faible densité et d'un manque de volume osseux en site sous-sinusien.

Les résultats de l'étude montrent que la stabilité primaire des implants IBS® est comparativement plus faible que ce qui est trouvé dans la littérature. Ils montrent aussi qu'il n'existe pas de différences significatives entre la stabilité primaire, exprimée en ISQ, et la longueur de nos implants. Cependant, il existe une corrélation positive faible entre l'ISQ et la longueur de nos implants.

Nos résultats ont pu être influencés par des variables indépendantes non manipulable comme l'hétérogénéité des sujets (sexe, âge, ethnie), ou la différence de densité osseuses des sites implantés.

Le sexe, l'âge et l'ethnies sont des paramètres assez peu étudiés. Cependant, il s'agit de paramètres qui sont supposément peu influençant en dehors de toute pathologie spécifique liée à l'âge, le sexe ou l'ethnie.

La différence de densité osseuse du site implanté peut grandement influencer les résultats. C'est un paramètre étudié depuis longtemps. La densité osseuse est un critère de stabilité primaire important, qui dans notre étude a été supposée constante du fait de l'implantation dans un os de type IV (maxillaire postérieur). Cependant, elle peut différer d'un site à un autre entre deux individus, mais aussi chez un même individu. De plus, la densité osseuse peut varier sur un même site implantaire.⁶⁵

Les résultats peuvent être influencés par des variables parasites dépendantes non manipulés comme les modalités des procédures chirurgicales, l'ostéoplastie soustractive pré-implantaire, les conditions de prises des mesures de stabilité primaire, la quantité variable de Bio-Oss mis en place, et enfin le processus de putréfaction et de nécrose des pièces anatomiques, ainsi que leur mode de conservation.

Les procédures chirurgicales employées n'ont pas été faites dans des conditions stériles. Ce facteur étant a priori peu influençant pour les mesures de la stabilité primaire mais beaucoup plus pour le processus de cicatrisation et d'ostéointégration.

La retouche des crêtes osseuses par ostéoplastie soustractive, lorsqu'elle a été nécessaire, a potentiellement enlevé la corticale. C'est un facteur très influençant de la stabilité primaire d'après l'étude de Han et col.⁶⁶. Les auteurs montrent que l'ISQ est significativement plus élevé sur une crête osseuse bicortalisée que sur une crête

monocorticalisée, conclusion partagée dans l'étude de Hong et col.⁶⁷ qui montre que la stabilité primaire est plus important pour un os monocorticalisé que sans cortical. Cet aspect a très probablement impacté nos résultats mais était nécessaire pour standardiser le protocole.

Les mesures de la stabilité primaire ont été prises sans que nous ayons fermé les lambeaux muco-périostés. Le même embout SmartPeg® a été utilisé au cours de chaque mesure de chaque implant chez tous les sujets. Or, les recommandations du fabricant sont de le renouveler du fait de la ductilité de l'aluminium. Le filetage pouvant s'abimer et modifier les mesures au cours du temps.

Il existe un nombre important d'études, dont celles de Nedir et col.^{68,54}, Taschieri et col.³⁹, Brizuela et col.⁶⁸, Lai et col.⁶⁹, qui démontrent que la mise en place de particules osseuses ou synthétiques, quel qu'en soit la nature, entre le plancher sinusien et la crête osseuse n'ont pas d'influence sur la stabilité primaire.

Cette étude a été menée sur des cadavres humains frais. Les conditions de stockage et de fixation peuvent modifier la qualité des tissus. Des changements surviennent dans les premiers moments post-mortem notamment au niveau des tissus mous comme la membrane sinusienne et la gencive⁷⁰. Une altération des propriétés mécaniques de l'os par le mode de conservation ne peut pas être exclue, bien que Linde et col. dans leur étude concluent qu'il n'existe pas de dégradation significative apportée par la congélation⁷¹. D'autres processus de dégradation post-mortem comme l'autolyse dû à l'activité enzymatique ou à l'activité bactérienne peuvent aussi altérer la résistance de l'os.⁷²

Cependant, la possible altération des tissus durs et mous a été semblable sur toutes les pièces anatomiques. Elles ont subi des conditions de conservation identiques. Cela suggère que les analyses statistiques intra-études ne sont pas biaisées. En revanche, cela a pu influencer l'analyse statistique de comparaison inter-étude.

La stabilité primaire étant influencée par la technique opératoire, des tentatives ont été faites de contrôler les biais de confusion :

- des implants de même marques et même diamètre ont été utilisés
- en standardisant la préparation du site d'implantation
- en utilisant un diamètre du dernier foret plus petit que le diamètre implantaire. Il s'agit d'une recommandation apportée par la fabricant dans les cas d'implantation dans un os de type IV.

En revanche, la standardisation de la préparation du site implantaire remet en cause la validité externe car dans la pratique quotidienne, le clinicien doit adapter son protocole chirurgical au cas par cas.

Dans cette étude, nous n'avons pas considéré l'état de surface ou la morphologie de l'implant. Or nous savons que c'est un critère important de la stabilité primaire des implants endo-osseux. Ces paramètres ne faisaient pas l'objet de cette étude mais peuvent éventuellement amener à un nouveau sujet d'étude

Nos résultats sont en contradiction avec les études de Östman et col.⁶², de Elias et col.⁴³, et de Hong⁶⁷, qui démontrent qu'il existe une différence significative entre la longueur des implants et la stabilité primaire. Cependant leurs études traitent d'implants entièrement insérés dans l'os.

Au contraire, les résultats de cette étude sont en accord avec ceux de Miyamoto et col.⁷³, Lai et col.⁶⁹ et ceux de Degidi et col.^{55,74}. Seules les études de Degidi de 2013⁵⁵ et de Lai⁶⁹ concluent dans le même sens que notre étude et analysent des résultats pour des implants après sinus-lift.

Les contradictions issues de la littérature peuvent être dues à des différences de protocole chirurgicaux, des différences de design d'étude, ou encore des échantillons trop petits. Aucune des études citées, incluant la nôtre, ne s'est réalisé en simple ou double aveugle afin de limiter le risque de biais de sélection. De plus, les comparaisons d'études entre elles sont délicates du fait que la mesure de la stabilité primaire se réalise avec différents outils et unités de mesure, comme la mesure de micro-mouvement par RFA en ISQ ou comme la mesure de la résistance de coupe par le torque d'insertion en N.cm ou encore la mesure de la capacité d'amortissement par le périotest PTV.

De fait, l'étude de Pommer et col.⁴⁷ est l'étude qui se rapproche le plus de la nôtre concernant le protocole chirurgical et le design d'étude. Elle évalue l'impact de la hauteur osseuse, de la densité osseuse et du diamètre implantaire sur des cadavres humains frais. Ils évaluent la stabilité primaire par l'ISQ. Les résultats de leur étude sont cohérents et en accord avec nos résultats tandis qu'il existe une différence significative avec le reste de la littérature. Cela est probablement due à une différence des modèles étudiés (*ex-vivo / in-vivo*). La validité écologique de notre étude est donc faible.

Il est difficile d'extrapoler nos résultats à la population générale car l'échantillon n'est pas représentatif et de petite taille. Il s'agit de cadavres de sujets âgées et édentés. Cela signifie que la zone implantée est une zone de densité osseuse extrêmement faible, chez des patients qui ont une atrophie osseuse. De plus, leur attribution ne s'est pas faite au hasard et constitue un biais de sélection.

Nous avons noté au cours de cette étude une seule perforation de la membrane sinusienne pour 48 soulevé de sinus soit une incidence de 2,08%. Si nous comparons avec la littérature dont l'incidence varie entre 8 et 55%, le système IBS® est bien inférieure. Il constituerait donc un système chirurgicale sécuritaire. Cependant, selon l'étude de Chan et col.³⁷, et de Reiser et col.³⁴, l'incidence des perforations de la membrane sinusienne est globalement sous-estimées du fait de la difficulté à les diagnostiquer. En effet, une des méthodes diagnostiques les plus objectives seraient l'utilisation d'endoscope.

D'autres biais sont présents dans notre étude. Parmi les biais de sélection, nous avons cité l'attribution qui ne s'est pas faite au hasard, mais il y a aussi le fait que les échantillons ne sont pas de taille égale. Nous avons aussi 1 implant qui n'a pas donné de valeur de stabilité primaire car sa valeur devait être trop faible pour être détecté par l'Ostell®. Cela constitue des données manquantes. Il y a un biais de mesure qui affecte la qualité des données de stabilité primaire car nous avons utilisé le même embout SmartPeg® à chaque fois. Cela constitue une sous-évaluation de la stabilité sur le long terme.

L'essai du nouveau système implantaire IBS® revêt un intérêt thérapeutique important car il permettrait de repousser l'indication de la chirurgie pré-implantaire de soulevé de sinus par voie latérale au profit de la chirurgie de soulevé de sinus par voie transcrestale pour des crêtes osseuses de 4mm et moins. Cela représente l'avantage d'être moins invasif, plus rapide, avec moins de complication et moins de morbidité. Dans cette étude, de grands soulevés de sinus ont été réalisés (jusqu'à 8mm), et souvent avec succès. Ce système implantaire est donc prometteur. Le rapport bénéfice/ risque semble être favorable.

En ce qui concerne le critère de jugement de notre étude, qui est la stabilité primaire, il n'est pas un critère déterminant pour le succès implantaire. C'est malgré tout un critère important. Une stabilité primaire élevée est un bon critère pronostic pour le succès implantaire. En revanche, une faible stabilité primaire constitue un facteur de risque, une propension à l'échec. Il ne préfigure pas d'un échec à venir. Pour cela, nous ne disposons pas de données sur le long terme de ce nouveau système implantaire.

Au-delà de la stabilité primaire, qui est un critère a priori de réussite, le but de l'implantologie est avant tout le succès et une survie à long terme. Une méta-analyse de Tangfei et col.²¹ soutient qu'il n'y a pas de différence significative de succès entre un implant court et un implant long posé dans un maxillaire atrophié. Par conséquent, l'impact de la longueur de l'implant sur la stabilité primaire est un argument de faible valeur pronostique.

5. Conclusion

Cette étude ex-vivo sur 24 têtes fraîches humaines montre qu'il n'existe pas de différences significatives entre la stabilité primaire, exprimée en ISQ, et la longueur des implants. Cependant, il existe une corrélation positive faible entre l'ISQ et la longueur de l'implant.

Par ailleurs, nous n'avons qu'une seule perforation de la membrane sinusienne sur les 48 soulevés de sinus effectués. La technique chirurgicale IBS semble être une technique sécuritaire et reproductible pour des soulevés de sinus par voie transcrestale en présence de hauteur osseuse résiduelle faible.

Cette étude expérimentale infirme l'hypothèse de départ. Nous ne pouvons pas conclure pour autant sur le fait que la méthode IBS ne permette pas une bonne stabilité primaire. Les résultats ne sont pas extrapolables à la population générale.

Nous ne disposons pas de données relatives aux comportements biomécaniques de l'implant une fois inséré dans l'os, ni sur le stress qu'il transmet à l'os environnant. Aucun essai de supériorité ou d'infériorité de ce système implantaire par rapport aux systèmes traditionnels n'a été réalisé. Cela permettrait de déterminer si un avantage réel existe à l'utilisation de ce procédé chirurgical.

Un dernier axe à analyser serait le comportement et l'influence des pièces de connexion et des pièces prothétiques sur la pérennité de l'implant.

Il s'agit de pistes intéressantes de recherche future pour ce nouveau système implantaire.

6. Bibliographie

1. Sciasci P, Casalle N, Vaz LG. Evaluation of primary stability in modified implants: Analysis by resonance frequency and insertion torque. *Clin Implant Dent Relat Res.* 20(3):274-279. doi:10.1111/cid.12574
2. Pailler A. Abord chirurgical des os de faible densité aux maxillaires en implantologie orale : approche expérimentale. December 2004.
3. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. 1985:199-209.
4. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.*

1988;17(4):232-236. doi:10.1016/S0901-5027(88)80047-X

5. Sadoul A. Résorptions osseuses importantes des régions postérieures maxillaires: implants courts ou thérapeutiques d'aménagement de la zone sous-sinusienne? Comparaison suivi et résultats. July 2013.
6. Noharet R, Gorce T, Cannas B, Gillot L. Risque anatomique en implantologie orale au maxillaire. *Implant*. 2008;14(2):105-117.
7. Sharan A, Madjar D. Maxillary Sinus Pneumatization Following Extractions: A Radiographic Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(1):48-56.
8. Atwood D, Coy W. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent*. 1971;26(3):280-295.
9. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent*. 1972;27(2):120-132.
10. Vacher C. Anatomie du vieillissement craniofacial. *EMC*. 2004;1:201-213.
11. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 12(1):79-84. doi:10.1034/j.1600-0501.2001.012001079.x
12. Nedir R. Predicting osseointegration by means of implant primary stability A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:520-528.
13. Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an *in vitro* study. *J Oral Rehabil*. 2013;40(3):221-227. doi:10.1111/joor.12024
14. Seriwatanachai D, Kiattavorncharoen S. Reference and Techniques used in Alveolar Bone Classification. *J Interdiscipl Med Dent Sci*. 2015;3(2):1-5.
15. Bahat O. Brånemark System Implants in the Posterior Maxilla: Clinical Study of 660 Implants Followed for 5 to 12 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:646-653.
16. Chugh T. Bone density and its importance in orthodontics. *J Oral Biol Craniofacial Res*. 2013;3:92-97.
17. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. Mosby; 2008.
18. Sykaras N, Triplett RG. Implant Materials, Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. A Literature Review. 2000:16.
19. Neugebauer J, Nickenig H-J, Zöller JE. Update on short, angulated and diameter-reduced implants. *Eur Assoc Dent Implantol*. 2016;11th Guidelines:1-9.
20. von Stein-Lausnitz M, Nickenig H-J, Wolfart S, et al. Survival rates and complication behaviour of tooth implant-supported, fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2019;88:103167. doi:10.1016/j.jdent.2019.07.005
21. Tangfei F, Li Y. Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. *Clin Implant Dent Relat Res*.

2017;19(1):207-215.

22. Guljé F. and al. Single crowns in the resorbed posterior maxilla supported by either 6-mm implants or by 11-mm implants combined with sinus floor elevation surgery: A 1-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implant.* 2014;7(3):1-9.
23. I. Karthikeyan, Shrikar R. Desai, Rika Singh. Short implants: A systematic review. *J Indian Soc Periodontol.* 2012;16(3):302-312. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3498695/>. Accessed July 27, 2018.
24. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S. Dental implants placement in conjunction with osteotome sinus floor elevation: a 12-year life-table analysis from a prospective study on 588 ITI®implants. *Clin Oral Implants Res.* 17(2):194-205. doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01192.x
25. Nedir R, Nurdin N, Khoury P, El Hage M, Abi Najm S, Bischof M. Paradigm Shift in the Management of the Atrophic Posterior Maxilla. *Case Rep Dent.* 2014;2014. doi:10.1155/2014/486949
26. Lundgren S, Cricchio G, Hallman M, Jungner M, Rasmusson L, Sennerby L. Sinus floor elevation procedures to enable implant placement and integration: techniques, biological aspects and clinical outcomes. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):103-120. doi:10.1111/prd.12165
27. Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg Am Dent Assoc 1965.* 1980;38(8):613-616.
28. Pikos MA. Maxillary Sinus Membrane Repair: Update on Technique for Large and Complete Perforations. *Implant Dent.* 2008;17(1):24-31.
29. Jordi C. Membrane perforation rate in lateral maxillary sinus floor augmentation using conventional rotating instruments and piezoelectric device a meta-analysis. 2018;4(3):1-9.
30. Beck-Broichsitter BE. Perforation of the Schneiderian membrane during sinus floor elevation: a risk factor for long-term success of dental implants? *Oral Maxillofac Surg.* 2020:1-6.
31. Carlsson A, Kharazmi M, Thor A. Surgical pneumatization through maxillary sinus wall and the schneiderian membrane: A new technique to facilitate augmentation of the maxillary sinus. *Indian J Dent Res.* 2017;8(2):207-208.
32. Antoun H, El-Zoghbi H, Cherfane P, Missika P. Les ostéotomes de Summers : une alternative au volet latéral pour les soulevés de sinus? *Implantodontie.* 2003;12(4):3-9. doi:10.1016/j.implan.2003.10.003
33. Lima, Jozely Francesca Mello, deMatos J. Maxillary sinus lift surgery techniques: a literature review. *Int J Adv Res.* 2017;5(8):832-844. doi:10.21474/IJAR01/5126
34. Reiser G. Evaluation of the maxillary sinus membrane response following elevation with the crestal osteotome technique in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16.
35. Soltan M, SMiler D. Antral Membrane Balloon Elevation. *J Oral Implantsology.* 2005;31(2):85-90.
36. Muronoi M, Xu H, Shimizu Y, Ooya K. Simplified procedure for augmentation of the sinus floor using a haemostatic nasal balloon. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2003;41(2):120-121. doi:10.1016/S0266-4356(03)00040-8

37. Chan HL. Sinus augmentation via transcrestal approach: a comparison between the balloon and osteotome technique in a cadaver study. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(9):985-990.
38. Tallarico M, Khanari E, Paglia P, Meloni M. Minimally invasive hydraulic elevation of the Schneiderian membrane and insertion of bone graft material using a novel self-tapping implant system: Radiographic and prosthetic aspects. *Journal Oral Sci Rehabil.* 2016;2(3):8-14.
39. Taschieri S, Corbella S, Saita M, Tsesis I, Del Fabbro M. Osteotome-Mediated Sinus Lift without Grafting Material: A Review of Literature and a Technique Proposal. *Int J Dent.* 2012;2012. doi:10.1155/2012/849093
40. Yao Y. U-Shaped Bone Splitting and Osteotome Techniques for Narrow Alveolar Ridge in Implant Surgery. *Implant Dent.* 2018;27(4):507-511.
41. Peñarrocha-Diago M. Benign Paroxysmal Vertigo Secondary to Placement of Maxillary Implants Using the Alveolar Expansion Technique with Osteotomes: A Study of 4 Cases. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;27(1):129-132.
42. Saker M. Benign Paroxysmal Positional Vertigo Subsequent to Sinus Lift via Closed Technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9):1385-1387.
43. Elias CN. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;16:169-180.
44. Ladeux M. Evaluation de l'élévation sinusien par voie crestale au moyen d'un ostéotome innovant. 2018.
45. Dalmay F. Qu'est-ce qu'un test non-paramétrique ? *Rev Mal Respir.* 2003;20(6 C-1):955-958.
46. Qian S. Resonance frequency analysis of implants placed with osteotome sinus floor elevation in posterior maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(1):113-119.
47. Pommer B, Hof M. Primary implant stability in the atrophic sinus floor of human cadaver maxillae: impact of residual ridge height, bone density, and implant diameter. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:109-113.
48. Rosen PS, Salkin LM, Marks MH. The Bone-Added Osteotome Sinus Floor Elevation Technique: Multicenter Retrospective Report of Consecutively Treated Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(6):853-858.
49. Winter AA, Pollack AS, Odrich RB. Placement of Implants in the Severely Atrophic Posterior Maxilla Using Localized Management of the Sinus Floor: A Preliminary Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(5):687-695.
50. Nedir R, Bischof M, Vazquez L, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. Osteotome sinus floor elevation without grafting material: a 1-year prospective pilot study with ITI implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:679-686.
51. Nedir R, Nurdin N. Placement of Tapered Implants Using an Osteotome Sinus Floor Elevation Technique Without Bone Grafting: 1-Year Results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(4):727-733.
52. Jang J. Alveolar Crestal Approach for Maxillary Sinus Membrane Elevation with <4 mm of Residual Bone Height: A Case Report. *Int J Dent.* June 2018:1-7.

53. Merheb J, Nurdin N, Nedir R. Stability evaluation of implants placed in the atrophic maxilla using osteotome sinus floor elevation with and without bone grafting: A 5-year prospective study. *Int J Oral Implantol*. 2019;12(3):337-346.
54. Nedir R, Nurdin N, Abi Najm S, El Hage M, Bischof M. Implants placed with or without grafting into atrophic sinuses: the 5-year results of a prospective randomized controlled study. *Clin Oral Implants Res*. 2016:1-10.
55. Degidi M. Primary Stability Determination of Implants Inserted in Sinus Augmented Sites: 1-Step Versus 2-Step Procedure. *Implant Dent*. 2013;22(5):530-533.
56. Gu YX. Transalveolar sinus floor elevation using osteotomes without grafting in severely atrophic maxilla: a 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(1):120-125.
57. Patel S. Resonance Frequency Analysis of Sinus Augmentation by Osteotome Sinus Floor Elevation and Lateral Window Technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2015;73(10):1920-1925.
58. Peleg M. Predictability of Simultaneous Implant Placement in the Severely Atrophic Posterior Maxilla: A 9-Year Longitudinal Experience Study of 2,132 Implants Placed into 731 Human Sinus Grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):94-102.
59. Schmidlin PR, Bindl A. Sinus floor elevation using an osteotome technique without grafting materials or membranes. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28(4):401-409.
60. Cricchio G. Immediate Loading of Implants Placed Simultaneously with Sinus Membrane Elevation in the Posterior Atrophic Maxilla: A Two-Year Follow-Up Study on 10 Patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;16(4):609-617.
61. Bechara S, Kubilius R, Veronesi G, Pires J, Shibli J, Mangano F. Short (6-mm) dental implants versus sinus floor elevation and placement of longer (≥ 10 -mm) dental implants: a randomized controlled trial with a 3-year follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(9):1097-1107.
62. Östman P-O. Resonance Frequency Analysis Measurements of Implants at Placement Surgery. *Int J Prosthodont*. 2006;19(1):77-83.
63. Gonzalez S, Tuan MC. Crestal Approach for Maxillary Sinus Augmentation in Patients with < 4 mm of Residual Alveolar Bone. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):827-835.
64. Baltayan S. The Predictive Value of Resonance Frequency Analysis Measurements in the Surgical Placement and Loading of Endosseous Implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(6):1145-1152.
65. Gourgues S. Approches diagnostique et thérapeutique de l'os maxillaire de faible densité ou ostéoporotique en implantologie orale. December 2004.
66. Han O. Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci*. 2016;46(4):254-265.
67. Hong J. Quantitative biomechanical analysis of the influence of the cortical bone and implant length on primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:1193-1197.
68. Brizuela A, Martín N, Fernández-Gonzalez FJ, Larrazábal C, Anta A. Osteotome sinus floor elevation without grafting material: Results of a 2-year prospective study. *J Clin Exp Dent*. 2014;6(5):e479-e484. doi:10.4317/jced.51576

69. Lai HC, Zhang ZY, Zhuang LF, Liu X. Resonance frequency analysis of stability on ITI implants with osteotome sinus floor elevation technique without grafting: a 5-month prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:469-475.
70. Linde F, Sørensen H. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech.* 1993;26(10):1249-1252.
71. Linde et Sørensen - 1993 - The effect of different storage methods on the mec.pdf.
72. Kääb M, Putz R. Changes in cadaveric cancellous vertebral bone strength in relation to time. *Spine.* 1998;23(11):1215-1219.
73. Miyamoto - 2005 - Influence of cortical bone thickness and implant l.pdf.
74. Degidi M. Primary Stability Determination by Means of Insertion Torque and RFA in a Sample of 4,135 Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(4):501-507.

7. Illustrations

7.1 Figures

Figure 1: Les stades de résorption de l'os maxillaire postérieur d'après Cawood et Howell ⁴	8
Figure 2: Différents stades de résorption osseuse maxillaire en coupe frontale après édentation selon Fallschüssel. ¹⁰	9
Figure 3: Schéma du fonctionnement de l'implant du système iRaise® ³⁸	14
Figure 4: Schéma du protocole du sinus lift avec le culot de PRGF ³⁹	15
Figure 5: Les instruments spécifique IBS®.....	16
Figure 6: Direction des forces latérales de compression de l'ostéotome sur l'os.....	16
Figure 7 : Implant Magicore® et le profile de son pas-de-vis.....	17
Figure 8: Arbre décisionnel.....	20
Figure 9 : Trousse chirurgicale IBS®.....	22
Figure 10: Distribution des valeurs ISQ selon les implants et les axes de mesure	33
Figure 11: Graphiques de corrélation de Spearman. A Corrélation entre les valeurs MD. B. Corrélation entre les valeurs VP. C. Corrélation des valeurs MD et VP des implants de 7mm. D. Corrélation des valeurs MD et VP des implants de 11mm.	37

7.2 Tableaux

Tableau 1: Classification des différentes densités osseuses selon Lekholm et Zarb. ³	10
Tableau 2: Les différentes densités osseuses et leur localisation selon C.E. Misch. ^{16, 17}	11
Tableau 3: Caractéristiques des études incluses	27
Tableau 4: Caractéristiques des études incluses (bis).....	28
Tableau 5: Valeur ISQ mesurées.....	31

Tableau 6: Valeur de la stabilité primaire ISQ pour les implants de 11mm et 7mm	32
Tableau 7: résultat du t-test imbriqué.....	34
Tableau 8: résultats des tests statistiques réalisés, en rouge Mann-Whitney, en vert Wilcoxon, en bleu Spearman.....	36

8. Liste des Abréviations

IBS = innobiosurg

PVRGF = plasma very rich in growth factor

PRGF = plasma rich in growth factor

RFA = resonance frequency analysis

VPPB = vertige paroxystique positionnel bénin

ISQ = Implant stability quotient

Hz = hertz

OSFE = osteotome sinus floor elevation

CMC= crestal membran control

Fig = figure

Vs = versus

MD = mésio-distale

VP = vestibulo-palatin

m = moyenne

p-value = probability value

min = minimum

max = maximum

r_s = coefficient de corrélation de spearman

SEM = standard error of the mean

IC = intervalle de confiance

PTV = periotest value

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

En présence de mes Maîtres et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de l'art dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux principes et aux règles prescrites par le code de déontologie.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.



Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

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

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Titre : La stabilité primaire d'implants IBS® posés en site maxillaire atrophié associé à une technique d'élévation sinusienne par voie crestale : Influence de la longueur implantaire

Résumé :

Objectifs : Cette étude évalue la stabilité primaire des implants posés par la technique proposée par IBS® en site sous-sinusien en présence d'une densité osseuse de type 4 de hauteur résiduelle de 4 mm après soulèvement de sinus par voie transcrestale. Le but est d'évaluer, d'une part au travers d'une recherche bibliographique, la stabilité primaire d'implants posés par d'autres techniques par voie transcrestale, d'autre part de comparer la stabilité des implants de 7mm par rapport aux implants de 11mm par l'utilisation de la technique IBS®. **Matériel et Méthode** : Après soulèvement de sinus sur des cadavres humains frais, des implants IBS® de 7 et 11mm sont posés dans un maxillaire de hauteur de 4mm. La stabilité primaire a été mesurée en Implant Stability Quotient (ISQ). **Résultats** : 48 implants IBS® ont été posés, 30 de longueur 11mm et 18 de longueur 7mm. Il existe une différence significative de la stabilité primaire des implants IBS®, qui est inférieure, par rapport à la stabilité primaire retrouvée dans la littérature ($p < 0,0001$). Il n'existe pas de différence significative entre les implants IBS® de 7mm et de 11mm ($p = 0,0589$). La corrélation montre une faible relation positive ($r = 0,17$ et $r = 0,28$) pour les mesures de stabilité primaire mésio-distale et vestibulo-palatine des implants de 7mm et 11mm. **Conclusion** : La stabilité primaire des implants IBS® est inférieure à la stabilité primaire des implants retrouvés dans la littérature. De plus, la longueur des implants ne semble pas influencer leur stabilité primaire. Cela implique une plus grande surveillance lors de la phase de cicatrisation quelle que soit la longueur des implants IBS®.

Mots clés :

Maxillaire atrophié, cadavre humain, implants, stabilité primaire, ISQ.

Title : IBS® implants primary stability in atrophic maxillary associated with transcrestal sinus lift : the influence of implant length.

Abstract :

Objectives: This study evaluate implants primary stability placed with IBS® technique in conjunction with transcrestal sinus lift in type 4 bone density and 4mm bone height. His aim is to evaluate through systematic review the implants primary stability placed with others transcrestal techniques and is to compare 7mm and 11mm implants primary stability using IBS® technique. **Material and Methods**: After sinus lift on fresh human cadavers IBS® Implants were placed in maxillary with 4mm residual ridge height. The primary stability was measured in implant quotient stability (ISQ) with an Ostell® device. **Results**: 48 IBS® implants were placed. 30 were 11mm long and 18 were 7mm long. There is a significant difference between IBS® implants primary stability and implants from systematic review ($p < 0,0001$). There is so significant difference between 7mm and 11mm IBS® implants primary stability ($p = 0,0589$). Correlation show a weak positive outcome for 7mm and 11mm IBS® implants primary stability ($r = 0,17$ and $r = 0,28$). **Conclusions**: IBS® primary stability is lower than implants primary stability found in systematic review. Moreover, implant length seems not influence their primary stability. Thus involve a greater surveillance during healing phase.

Keywords :

Atrophic maxillary, human cadaver, implants, primary stability, ISQ.