



HAL
open science

Utilisation du logiciel LPI-BEM lors de l'étude numérique pré implantaire sur plusieurs types d'implants courts

Clémence Bourgeois

► To cite this version:

Clémence Bourgeois. Utilisation du logiciel LPI-BEM lors de l'étude numérique pré implantaire sur plusieurs types d'implants courts. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. hal-03806086

HAL Id: hal-03806086

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-03806086>

Submitted on 7 Oct 2022

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.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et 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 une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**ACADÉMIE DE NANCY – METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LORRAINE**

Année 2021

N° [11698C]

**THÈSE
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le : 11 juin 2021

par

Clémence BOURGEOIS

Née le 31 Mai 1994 à Dijon (21)

**Utilisation du logiciel LPI-BEM lors de l'étude numérique
pré implantaire sur plusieurs types d'implants courts**

Composition du jury :

Présidente :

Pr Catherine STRAZIELLE

Membres :

Dr Kazutoyo YASUKAWA
Dr Richard KOUITAT-NJIWA
Dr Sébastien CLERC

Invité :

Dr Gaël PIERSON

Directeur de thèse :

Dr Pierre BRAVETTI

« Par délibération en date du 11 décembre 1972, la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation. »

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Dr Céline CLEMENT – Dr Rémy BALTHAZARD – Dr Anne-Sophie VAILLANT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG – Pr ARTIS

Doyens Honoraires : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Département odontologie pédiatrique Sous-section 56-01	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Maître de conférences *
	M.	HAINOT Raphaël	Assistant
	Mme	HILT Léa	Assistante
Département orthopédie dento-faciale Sous-section 56-01	Mme	HOMBOURGER Morgane	Assistante
	M.	VANDE VANNET Bart	Professeur des universités *
	Mme	SENG Marilynne	Assistante *
Département prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale Sous-section 56-02	Mme	TRAN Mai-Linh	Assistante
	Mme	CLÉMENT Céline	Maître de conférences *
	M.	BAUDET Alexandre	Enseignant univ. – praticien attaché*
Département parodontologie Sous-section 57-01	Mme	CAIONE Mariette	Assistante
	M.	AMBROSINI Pascal	Professeur des universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de conférences *
	M.	LACH Patrick	Assistant
Département chirurgie orale Sous-section 57-01	Mme	ROCCHI Léa	Assistante
	M.	VEYNACHTER Thomas	Assistant *
	Mme	GUILLET-THIBAUT Julie	Maître de conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de conférences
	Mme	KICHENBRAND Charlene	Maître de conférences *
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de conférences *
Département biologie orale Sous-section 57-01	M.	CLERC Sébastien	Assistant*
	Mme	DE VERBIZIER Charlotte	Assistante
	Mme	PEREIRA Laure	Assistante
Département dentisterie restauratrice, endodontie Sous-section 58-01	M.	YASUKAWA Kazutoyo	Maître de conférences *
	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des universités *
	Mme	EGLOFF-JURAS Claire	Maître de conférences *
Département dentisterie restauratrice, endodontie Sous-section 58-01	M.	LOISON-ROBERT Ludwig	Maître de conférences *
	M.	MORTIER Eric	Professeur des universités *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Professeur des universités *
	M.	AMORY Christophe	Maître de conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de conférences *
	M.	VINCENT Marin	Maître de conférences*
	Mme	DAVRIL Jeanne	Assistante *
Département prothèses Sous-section 58-01	M.	GIESS Renaud	Assistant *
	M.	GRABER Clément	Assistant
	M.	DE MARCH Pascal	Maître de conférences
	Mme	CORNE Pascale	Maître de conférences *
	M.	SCHOUVER Jacques	Maître de conférences
	Mme	VAILLANT Anne-Sophie	Maître de conférences *
	M.	CIESLAK Steve	Assistant
	Mme	GERBER Caroline	Assistante *
	Mme	PRINTZ Elodie	Assistante
	M.	SYDA Paul-Marie	Assistant
Département fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux Sous-section 58-01	Mme	WILK Sabine	Assistante
	M.	HIRTZ Pierre	Enseignant universitaire
	Mme	STRAZIELLE Catherine	Professeur des universités *
	Mme	MOBY (STUTZMANN) Vanessa	Maître de conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de conférences
	Mme	JANTZEN-OSSOLA Caroline	Assistante associée

Souligné : responsable de département

* temps plein

Mis à jour le 25 mars 2021

REMERCIEMENTS

A notre présidente de thèse,

Professeur STRAZIELLE Catherine

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'université Henri Poincaré en sciences neurologiques

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Responsable du département Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux

Nous vous remercions du grand honneur que vous nous faites en acceptant de présider cette thèse. Tout au long de notre cursus universitaire, nous avons eu le privilège de recevoir la richesse de vos enseignements.

Soyez assurée de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre juge et directeur de thèse,

Docteur BRAVETTI Pierre

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris DESCARTES I, mention sciences de la vie et de la santé

Maitre de Conférences – Praticien Hospitalier

Vous nous avez fait l'honneur de diriger ce travail en nous permettant d'approfondir nos connaissances au sujet des implants dentaires.

Durant nos années d'études, nous avons apprécié la qualité de votre enseignement, et la possibilité que vous nous avez offerte de réaliser ce travail avec vous.

Nous vous en sommes très reconnaissants. Veuillez trouver ici, l'expression de notre profond respect.

A notre juge,

Docteur YASUKAWA Kazutoyo

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris DESCARTES mention sciences de la vie et de la santé

Spécialiste qualité en médecine bucco-dentaire

Maitre de Conférence – Praticien Hospitalier

Responsable du département de biologie orale.

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger cette thèse.

Nous aimerions vous adresser un remerciement particulier pour vos conseils et votre gentillesse au cours de ces années d'études.

Soyez assuré de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre juge,

Docteur Richard KOUITAT NJIWA,

Docteur des Universités

Maître de Conférences et Habilitation à Diriger des Recherches – Enseignant chercheur

Responsable de l'équipe (404) Nanomatériaux et santé, du Laboratoire UMR 7198, Département N2EV, Nanomatériaux, électronique, et vivant de l'Institut Jean Lamour

Nous vous sommes reconnaissants d'avoir eu la gentillesse d'accepter de juger cette thèse.

Nous vous en sommes très reconnaissants. Veuillez trouver ici, l'expression de notre profond respect.

A notre juge,

Docteur CLERC Sébastien

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire

Nous apprécions l'honneur que vous nous avez fait en acceptant de siéger au sein de ce jury.

Nous vous remercions de l'intérêt que vous avez porté à ce travail. Puissiez-vous trouver en celui-ci le témoignage de notre gratitude et de l'assurance de nos sentiments respectueux

A notre invité,

Au Docteur Gaël Pierson,

Docteur de L'Université de Lorraine en mécanique

Post-doctorat à l'institut Jean Lamour

Equipe 404 Nanomatériaux et santé de l'institut Jean Lamour

Vous nous avez fait l'honneur de nous aider à réaliser ce travail en nous permettant de découvrir et d'approfondir des recherches numériques en cours sur les implants dentaires.

Durant ce travail, nous avons apprécié le savoir et la pédagogie dont vous avez fait preuve, et la possibilité que vous nous avez offerte de réaliser ce travail avec vous.

REMERCIEMENTS

A **mes parents**, je ne vous remercierai jamais assez pour tout ce que vous nous avez donné depuis toujours, du soutien que vous nous avez apporté. On n'a jamais manqué de rien et si aujourd'hui j'en suis là c'est grâce à vous. J'espère continuer à vous rendre fiers tout au long de ma vie. Papa, Maman je vous aime fort

A **mon frère**, je suis sûre que le jour où maman et papa m'ont dit que tu allais arriver je n'étais peut-être pas trop d'accord que l'on me détrône mais je n'imagine en aucun cas ma vie sans toi désormais. Merci pour tout le soutien que tu m'apportes au quotidien, tous ces moments passés à rigoler, à embêter les parents. Je suis tellement fière de toi et de ce que tu as réalisé jusque-là. Tu es un jeune homme très doué, courageux, intelligent et tellement gentil. Je t'aime et rappelle-toi que tu seras toujours notre fierté.

A **Michel**, qui depuis toutes ces années me supporte avec mon caractère quelques fois compliqué mais au moins je suis bien la fille de ma mère. Merci pour tout.

A mes **grands-parents**, merci de nous avoir appris autant de choses. Je suis admirative de ce que vous avez pu réaliser dans votre vie et je vous aime très fort. Une pensée à ceux partis trop tôt mais à qui on ne cessera jamais de penser.

A **ma très très très grande famille** merci pour tous ces moments de partage. On dit souvent que l'on ne choisit pas sa famille et je ne la changerais pour rien au monde.

A **Jean-Yves** parti beaucoup trop tôt et à qui je pense très fort.

A **Cassie** merci de rendre notre petit amour tellement heureux haha. Plus sérieusement je suis très contente qu'il ait rencontré une personne comme toi et je suis encore plus heureuse que tu sois là ce jour. Je vous souhaite tout le bonheur du monde en attendant les petits baleineaux...

A **Camille et Adrien** mes deux acolytes de toujours, on s'est rencontrés au lycée pour ne jamais se quitter. Je vous aime tellement merci pour tout, de votre soutien sans failles, merci pour tous ces moments partagés et j'espère qu'il y en aura encore tant d'autres. Je n'imaginai pas ce jour sans vous et j'avais bien raison. Vous êtes à chaque instant de ma vie dans mon cœur. On s'est donnés rendez-vous dans 10 ans à cette sortie de lycée mais il n'y a pas un an que je n'ai pas passé sans vous.

A mes amis du lycée **Pépé, Loïs, Margot, Valentin, Flo, Thomas** que je vois peu mais à qui je pense beaucoup vous avez marqué ma vie et j'espère que malgré la distance et malgré le temps on aura encore ce même plaisir de se retrouver tous ensemble.

A **Quentin et Baptiste**, on a commencé ensemble ces études, je retiendrai votre capacité à m'entraîner dans vos traquenards qui m'ont valu des rattrapages une année supplémentaire et des neurones en moins. Je suis tellement nostalgique de ces moments passés ensemble, vous avez été mes piliers et sans vous ces études n'auraient pas été les mêmes. Je vous aime mes faux frères.

A **Laure** merci pour tous ces moments passés ensemble, merci pour ton soutien, merci de nous faire rire et de rendre la vie tellement plus belle. Tu es l'une des personnes qui aura marqué toutes ces années par ta joie de vivre et par ton dévouement pour tes amis. Je t'aime je ne te le dirai jamais assez mais en plus d'avoir été là dans les meilleurs moments tu as été là dans des moments difficiles et c'est en partie grâce à toi que j'ai pu me relever.

A **Lau**, ma ptut ptut, tous ces moments de rigolades, ces petits thés les après-midi commérages, les snaps où on commentait top chef, pour tous ces galas ces wei. Merci de ta bonne humeur et merci d'avoir été là toutes ces années. Annabelle nous suivra quoi qu'il se passe elle veillera sur nous. Je t'aime fort fort fort. J'irai où tu iras...

A ma **Fanfan**, celle qui malgré ces multiples anniversaires arrive quand même à se libérer pour nous voir. On a aussi commencé ensemble ces études et on ne s'est jamais quittées. Merci pour ton soutien, pour ta bienveillance envers nous mais aussi d'être comme tu es. Ne change jamais. Je te souhaite tout le bonheur du monde avec ton chachou et j'ai hâte d'être en septembre.

A **Lisa**, notre grande aventurière qui est partie loin de nous je voulais te remercier pour tous ces moments passés à rigoler, nos belles soirées à danser. Tu fais partie des personnes avec qui j'ai partagé les meilleurs moments de ces études, toutes ces soirées traquenards... Je me souviendrai des mercredis matin galères où on se soutenait. Pour cette année en TP où on aura bien rigolé, pour ce voyage à Porto qui restera gravé dans ma mémoire. J'espère quand même que tu ne resteras pas trop longtemps dans les îles et que tu reviendras vite parmi nous.

A **Iris**, je t'ai plus connue à la fin des études mais que dire à part que tu m'as tellement apporté tu m'as fait rire avec tes mimiques et ta motivation à tout instant. Pour toutes les fois où tu as dû m'attendre je m'excuse même si on ne t'as pas demandé de marcher comme une cinglée. Ces moments à Mercy je m'en souviendrai toute ma vie ma copine de galère mais aussi une épaule sur laquelle je me suis appuyée. Merci d'avoir été là avec les filles merci d'être toi.

A **Marion** qui a toujours été là aussi pour moi et qui est aussi hyperactive que Rivoire. Tu m'épates à faire mille et une choses, tu as atteint tes objectifs que tu t'étais fixés et je suis tellement heureuse que tu fasses partie de ma vie.

A ma **Nass d'amour** avec qui j'ai été beaucoup de fois en binôme durant ces années, un vrai rayon de soleil merci de m'avoir fait autant rigoler et d'avoir bien voulu faire tous ces tik tok avec moi. Je suis tellement heureuse de t'avoir rencontrée tu es géniale je t'aime ma Nass. Je crois que tu es vraiment la personne avec qui j'ai eu le plus de fou-rires pendant toutes ces années. Je te souhaite plein de bonnes choses et plein de petites Nassima que je viendrai garder !

A **Anne So** juste parce qu'elle voulait une ligne... Plus sérieusement toi aussi je t'ai plus connu sur la fin et j'ai découvert une fille extraordinaire avec une force incroyable. Tu es notre star ne l'oublie jamais.

A **Suzie**, pour tous ces moments partagés, ces apéros vedettes même si par notre faute tu devais affronter le froid, pour toutes ces soirées. Celle qui me soutient toujours dans mon côté hypochondriaque. Merci ma Suz.

A **Alex**, mon parrain dentaire merci pour toutes ces danses endiablées et pour ta joie de vivre incroyable. Tu es une personne formidable que je suis contente d'avoir rencontrée. Meilleur parrain du monde !

A **toute la Team S**, merci de votre bonne humeur et de nous faire autant rigoler. Merci aussi de nous avoir organisé ce bel évènement qui nous a permis de souffler après une année compliquée. C'est toujours un plaisir de vous rejoindre aux vedettes pour aller boire une petite bière avec vous. Ne changez pas vous êtes au TOP.

A **ma Lulu** que je ne vois pas souvent mais à qui je pense énormément tu as été là depuis 10 ans maintenant merci de me faire toujours autant rire de m'écouter et de ton soutien. J'espère qu'on pourra plus se voir dans les années à venir. Je t'aime ma Lulu.

A **Elvin** c'est toujours un plaisir de te voir avec Lulu malgré la distance. Merci pour tous ces moments, merci d'être aussi là pour nous. Tu prends toujours des nouvelles et ça fait vraiment plaisir. Bisous le nordiste.

A **Mel**, tu es devenue une réelle amie avec le temps, je suis si heureuse pour toi et Baptou que vos projets se concrétisent et de vous voir toujours aussi heureux. Merci pour ton soutien et de ta gentillesse. (Pensez à moi quand même si vous avez un troisième enfant pour être marraine on ne sait jamais après les deux sœurs à Baptiste je me propose haha)

A **Arthur**, le plus grand sportif de la bande (en même temps ce n'est pas très dur), merci pour toutes ces années de vie que j'ai gagnées quand tu as pris soin de ma santé en soirée. C'est toujours un plaisir de te retrouver.

A **Annick et François** qui ont été là aussi pendant ces études vous me manquez beaucoup et j'ai été heureuse de vous rencontrer. Vous avez été d'un soutien sans faille. Comme je vous l'ai déjà dit je n'oublierai jamais tous ces moments partagés. Une pensée à toute votre famille également.

A **la bande à Bilel**, merci de m'avoir fait rire autant j'ai rencontré des personnes formidables. Je ne vous oublie pas loin de là. Félice, Martin, Léo, Blabla, Louise, Laura, Sam, Max, François, Adrien merci pour tout.

A **Hubert et Ophélie** mes compatriotes de voyage. Pour ces instants qui seront à jamais dans notre mémoire merci d'avoir été là toutes ces années. La vie a fait que nos chemins se sont un peu éloignés mais je pense à vous très souvent.

A **Marion et Mickaël**, je suis si heureuse de vous avoir rencontrés vous êtes des personnes incroyables, merci pour tous ces moments partagés, tous ces fous rires. Je vous souhaite plein de bonheur dans votre futur chez vous.

A **Pierre et Camille**, pour tous ces moments partagés, ces repas ensemble, ces petits apéros clandestins, pour ces multiples cours de cuisine et de jardinerie. Vous êtes des personnes formidables et c'est toujours un plaisir de vous voir. Ps : si vous voulez de la terre n'hésitez pas !

A **Simon C**, ancien voisin de Tp avec Lisa, cette année fût une des meilleures merci pour tous ces moments à nous faire rigoler et pour ta gentillesse.

A **Simon G**, notre acolyte de Metz sans toi cette 6ème année n'aurait pas été la même c'était vraiment un plaisir de te voir tous les jeudis et vendredis pendant 1 an, et n'oublie pas qu'un jour on saura la vérité de cette affaire !!

A **tous les copains de William** que j'ai pu rencontrer et qui ont marqué cette fin d'études, merci de votre accueil de votre bonne humeur c'est toujours un plaisir de vous voir.

A **ta famille** aussi qui a su m'accueillir et avec qui je passe de très bons moments.

Et enfin je finirai par toi **William** avec qui je partage ma vie. On est passés par des moments très compliqués depuis ce début de relation en étant enfermés et en ne pouvant pas profiter comme on l'aurait souhaité. Je voulais te dire que je ne te remercierai jamais assez de tout ce que tu m'as apporté cette année. Tu m'as donné la force d'avancer. Tu m'as redonné confiance en moi et tu m'as fait grandir d'une certaine façon. J'aime notre vie à deux, nos soirées top chef, nos balades, nos petits restos en amoureux (quand on pouvait encore le faire) et j'aime surtout me réveiller tous les matins à tes côtés tu es un homme merveilleux et tu me rends tellement heureuse en me donnant tout l'amour que j'attendais. Tu m'as aussi offert un très beau cadeau en faisant entrer notre petit rat dans notre vie. On a de très beaux projets à venir et j'ai tellement hâte que cela se concrétise. Je t'aime..

SOMMAIRE

LISTE DES FIGURES	16
LISTE DES TABLEAUX	19
INTRODUCTION	20
PREMIERE PARTIE : Généralités	21
1. Un peu d'histoire.....	21
2. La réaction de l'os face à l'implantologie	22
DEUXIEME PARTIE : Les implants	30
1. Généralités	30
2. Utilisation et matériaux	32
3. Implants courts versus Implants longs.....	34
4. Implication des forces dans la survie implantaire	40
TROISIEME PARTIE : étude du système implant-os sous sollicitation de mastication	47
1. Introduction.....	47
2. Matériaux et méthodes.....	48
3. Résultats	53
4. Discussion	67
CONCLUSION	71
BIBLIOGRAPHIE	72
Références bibliographiques	72
Références électroniques.....	76

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Aperçu de l'os cortical et de l'os spongieux mandibulaire (source : document personnel Dr Bravetti)	23
Figure 2 : Aperçu de la mise en place d'un implant dans l'os mandibulaire : distinction os cortical et os spongieux (source : document personnel Dr Bravetti)	24
Figure 3 : Typologie osseuse selon LEKHOLM Y ZAR 1985 (source : Gaceta Dental, 2016)	25
Figure 4 : Etape d'ostéointégration (source : Cohen,2015)	27
Figure 5 : Composition d'un implant dentaire (source : google image)	30
Figure 6 : Implants en titane (source : Dental Tribune,2011).....	32
Figure 7 : Implants PEEK (source : www.windsorbeach.com).....	33
Figure 8 : Implants en céramique (source : Cowhig, 2018)	33
Figure 9 : Aperçu d'un implant court comparé à un implant long (source : New Dentaire. All on 4 et All on 6)	35
Figure 10 : Cas clinique 1993 : mise en place d'implants courts (source : document personnel Dr Bravetti).....	37
Figure 11 : Cas clinique n°2 : implants courts 2010 (source : document personnel : Dr Bravetti)	38
Figure 12 : Radiographie argentique : aperçu d'un implant court cylindrique et d'un implant court conique (source : document personnel Dr Bravetti)	38
Figure 13 : Schéma représentant la force de compression (source : document personnel).....	41
Figure 14 : Schéma représentant la force de cisaillement (source : document personnel).....	42

Figure 15 : Schéma représentant la force oblique (source : document personnel)...	42
Figure 16 : Schéma représentant la force de flexion source : (source : document personnel).....	42
Figure 17 : Diagramme de Pooselt (source : Dr Gilles Magnin).....	43
Figure 18 : Insertions musculaires au niveau de la mandibule (source : Atilla,2019)	44
Figure 19 : Schéma représentatif de la mandibule (source : Pierson,2019)	48
Figure 20 : Schéma plus détaillé de la représentation de la mandibule dans notre étude (source : Pierson,2019)	49
Figure 21 : Représentation des tables pour la réalisation des implants sur le logiciel Excel (source : document personnel)	50
Figure 22 : Représentation des conditions limites de notre étude (source : document personnel).....	51
Figure 23 : Schéma représentant l'ensemble des forces de mastication (source : Pierson,2019)	52
Figure 24 : Représentation d'un implant $Rh = 0,5$ et $Rl = 0,36$ soumis à des contraintes de mastication (source : document personnel)	54
Figure 25 : Représentation d'un implant de $Rh = 0,4$ et $Rl = 0,36$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel).....	55
Figure 26 : Représentation d'un implant $Rh = 0,33$ et $Rl = 0,36$ soumis à des forces de mastications (source : document personnel)	56
Figure 27 : Représentation d'un implant $Rh = 0,5$ et $Rl = 0,28$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel).....	57
Figure 28 : Représentation d'un implant $Rh = 0,5$ et $Rl = 0,21$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel).....	58

Figure 29 : Représentation d'un implant $Rh = 0,4$ et $Rl = 0,28$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	59
Figure 30 : Représentation d'un implant de $Rh = 0,4$ et $Rl = 0,21$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	59
Figure 31 : Représentation d'un implant $Rh = 0,33$ et $Rl = 0,28$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	60
Figure 32 : Représentation d'un implant $Rh = 0,33$ et $Rl = 0,21$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	60
Figure 33 : Représentation d'un implant cylindro-conique soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	61
Figure 34 : Représentation d'un implant conique de grand diamètre soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	62
Figure 35 : Représentation d'un implant conique de petit diamètre soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	63
Figure 36 : Représentation d'un implant en zircone $Rh = 0,5$ et $Rl = 0,36$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	64
Figure 37 : Représentation d'un implant en titane niobium $Rh = 0,5$ et $Rl = 0,36$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)	65
Figure 38 : Représentation d'un implant en titane incliné dans le sens vestibulaire (source : document personnel)	65

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Définition d'un implant court par différentes études (source : document personnel).....	36
Tableau 2 : Longueurs et diamètres de différents types d'implants selon plusieurs marques (source : document personnel)	37
Tableau 3 : Avantages et Inconvénients d'un implant court (source : document personnel).....	39
Tableau 4 : Mesures du module de Young selon différentes études (source : Pierson,2019)	45
Tableau 5 : Paramètres macro et micro structuraux utilisés lors de notre étude (source : Pierson,2019 complété par document personnel)	52
Tableau 6 : Tableau récapitulatif des valeurs obtenues pendant notre étude (source : document personnel).....	67

INTRODUCTION

L'implantologie est un domaine médical qui consiste à remplacer une dent pathologique ou manquante par un dispositif implantable. Cela permet au patient de retrouver la mastication, une esthétique buccale et le maintien des dents entre elles. Il existe deux types d'implants, les implants endo-osseux et les implants supra-osseux. Mon travail de thèse s'appuie sur le premier type d'implant qui remplace la racine dentaire. En France chaque année 400000 implants sont posés par an et ce chiffre tend à augmenter. Il est dû au vieillissement de la population. Environ 5 % de ses implants posés sont amenés à tomber soit à la suite d'une péri-implantite, soit par un mauvais dimensionnement de l'implant.

L'implantologie est de nos jours de plus en plus développée avec de nombreux systèmes présents sur le marché. En fonction des différentes situations et des obstacles rencontrés on est amené à réfléchir sur quelles formes, quels matériaux et quels positionnements utiliser. L'échec implantaire qui amène à la perte d'un implant est dû à plusieurs facteurs, la capacité de l'os à résister aux efforts de masticatoire en est un.

Dans ce travail nous avons modélisé plusieurs types d'implants à l'aide de la simulation numérique pour évaluer l'impact des forces sur l'os lors de périodes masticatoires. Pour modéliser au mieux l'os présent au niveau des maxillaires nous considérerons que l'os se comporte comme un milieu élastique micropolaire, c'est-à-dire qui considère sa microstructure poreuse.

Premièrement nous allons voir quelques rappels au sujet de l'implantologie et de la cicatrisation osseuse qui nous permettra de mettre des bases à notre travail.

Nous verrons ensuite les implants plus en détails avec notamment la comparaison entre un implant court et un implant long en s'appuyant sur plusieurs études déjà réalisées. Nous verrons qu'il existe beaucoup de sortes d'implants et qu'il est parfois difficile de bien choisir entre eux.

Dans un dernier temps, nous ferons une étude paramétrique de l'implant afin d'en déduire le dispositif implantable qui réduira au maximum les contraintes dans l'os.

PREMIERE PARTIE : Généralités

1. Un peu d'histoire

L'idée de poser des implants à la place des dents manquantes n'est pas révolutionnaire, depuis toujours l'homme cherche à trouver différents moyens pour remplacer celles qui sont si utiles à notre vie quotidienne. En effet vers 600 ans avant JC on a pu retrouver des coquillages à la place des dents manquantes , une technique élaborée par les Mayas.(Leroy 2016)

L'idée de l'implant comme on se l'imagine a commencé à émerger en 1950. De nombreuses études ont été menées pendant 25 ans. Toutes furent un échec et cette idée d'implantologie fut mise de côté. Ainsi, progressivement, le retard dans le domaine de l'implantologie s'est installé.

Cependant deux grands groupes ont entrepris un travail sur le sujet : d'un côté le professeur Branemark anatomiste en Suède et de l'autre le professeur André Schroeder chirurgien-dentiste en Suisse. Ils travaillèrent tous deux sur les caractéristiques que devait porter l'implant par exemple la longueur, le matériau, la forme. Grâce à cela ils développèrent deux systèmes qui semblent obtenir des résultats probants.

Le début de l'implantologie s'est caractérisé par une restriction du protocole de pose et du type d'implant à utiliser.

Pour chacun de ces deux systèmes le matériau de prédilection reste le titane : en effet, avec sa bonne capacité d'intégration ce matériau est : biocompatible. (Leroy 2016)

Les deux groupes vont également préconiser des implants plutôt longs de 11 à 13 millimètres.

Le groupe Nobel dirigé par le professeur Branemark préconise les implants vissés en titane de longueur 11/13 mm car en dessous de 13 mm les résultats démontrent un très gros taux d'échec. L'autre groupe Straumann avec le Professeur Schroeder développe, quant à lui, son propre protocole.

Vingt ans après de nombreuses études ont été menées, notamment sur des chiens. Celles-ci ont révélé qu'il est préférable d'utiliser des surfaces rugueuses et non des surfaces lisses.

Grâce à une surface rugueuse l'ostéointégration se fait mieux. L'état de surface est donc primordial pour la bonne intégration de l'implant à l'os

Lors de la pose de l'implant la structure de l'os mais aussi l'ostéointégration sont très importantes. Ceci fera l'objet de ma deuxième sous partie.

2. La réaction de l'os face à l'implantologie

2.1. La structure osseuse

Le corps humain est composé de nombreux os, qui ont tous une fonction permettant la structuration de notre corps. Celui-ci sert de support mécanique à l'organisme, intervient dans la locomotion et dans la protection des tissus mous.

Le tissu osseux est composé d'environ $\frac{1}{4}$ d'eau, de matières organiques et de sels minéraux. Il est traversé par un grand réseau de vaisseaux sanguins permettant la cicatrisation et le remodelage osseux. Cette structure est très hétérogène avec une architecture inerte complexe. On verra par la suite que lors de la programmation par informatique nous avons considéré que la structure osseuse représentait une structure micropolaire (l'os étant représenté par 7 échelles). Cela nous permettra de modéliser au mieux celui-ci (Pierson,2019)

Au niveau de l'os on distingue deux structures bien précises :

- L'os compact : l'os compact aussi appelé os cortical ou substance corticale se trouve à la périphérie de l'os. Il représente 80% de la masse totale squelettique. Il se retrouve surtout au niveau de la diaphyse des os longs auxquels ils assurent leur rigidité. Celui-ci est formé de lamelles de 3 à 7 microns d'épaisseur, distribuées concentriquement autour des canaux de Havers dans lesquels cheminent des vaisseaux et des nerfs. A l'intérieur des lamelles se trouvent des fibres de collagène qui ont une direction différente d'une lamelle à l'autre. Même s'il semble avoir une structure

totallement homogène l'os compact possède tout de même au niveau microscopique un aspect poreux

- L'os spongieux : l'os spongieux ou os trabéculaire se dispose sous l'os cortical. Celui-ci est composé de lamelles réparties en travées. Entre ces travées se trouvent des intervalles remplis de tissus myéloïdes. Cet os spongieux possède un aspect beaucoup plus poreux que l'os compact qui rend sa structure plus molle.
- Lors de la pose d'un implant un remodelage osseux s'effectue. Au fil du temps l'os subit des phénomènes d'apposition et de résorption. L'architecture de chaque os dépend des contraintes mécaniques locales : la matrice est orientée de façon à résister aux contraintes de cisaillements et de compression. Ce remodelage aboutit lors de la pose de l'implant à une ostéointégration de celui-ci. (Mariani et coll,2008)

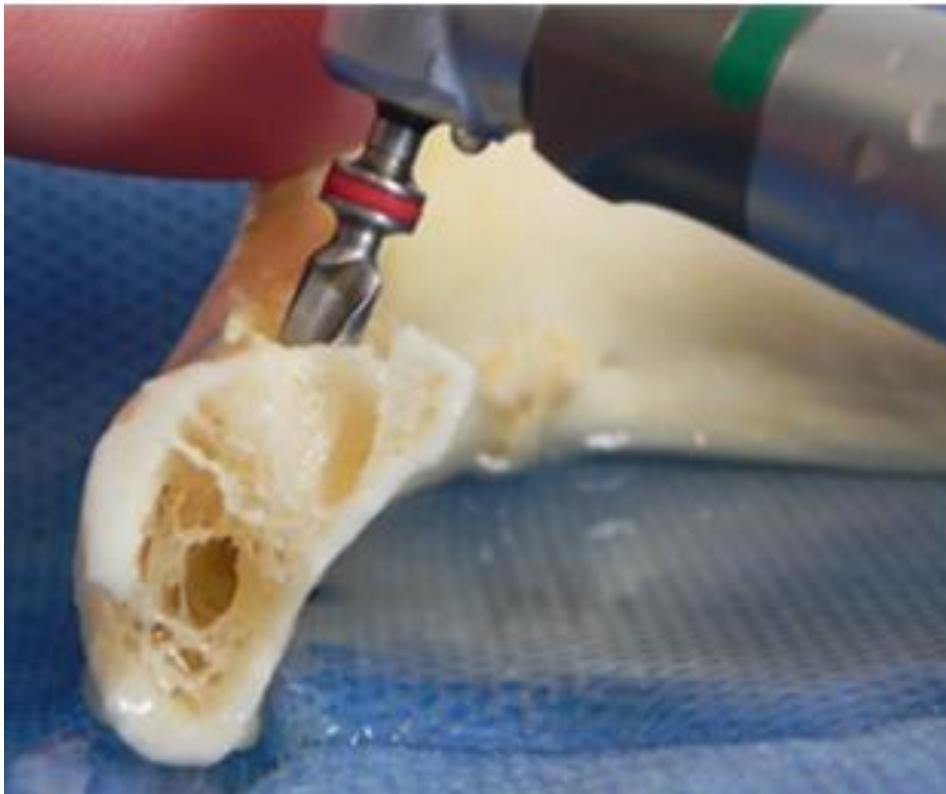


Figure 1 : Aperçu de l'os cortical et de l'os spongieux mandibulaire (source : document personnel Dr Bravetti)



*Figure 2 : Aperçu de la mise en place d'un implant dans l'os mandibulaire : distinction os cortical et os spongieux
(source : document personnel Dr Bravetti)*

Le maxillaire et la mandibule où se situent nos dents sont essentiels dans notre capacité à mastiquer et donc à s'alimenter. Ces os sont constitués d'un os spongieux et d'un os compact dans des proportions différentes en fonction de leur localisation.

Cette différence de structure osseuse en fonction de la localisation a été mise en évidence par la classification de Zarb et Lekholm (1985) qui permet de différencier quatre catégories :

- Le type I : Il se retrouve dans la région symphysaire mandibulaire et contient essentiellement de l'os compact homogène : os cortical
- Le type II : Il se retrouve au niveau du secteur prémolaire maxillaire et est composé d'un os cortical épais avec un noyau spongieux dense
- Le type III : Il au niveau postérieur mandibulaire et du secteur antérieur maxillaire et il est constitué lui par contre d'un os cortical fin qui entoure lui aussi un noyau spongieux dense
- Le type IV : Il se retrouve au niveau du secteur postérieur maxillaire est composé d'un os cortical fin et d'un os spongieux plus dense également

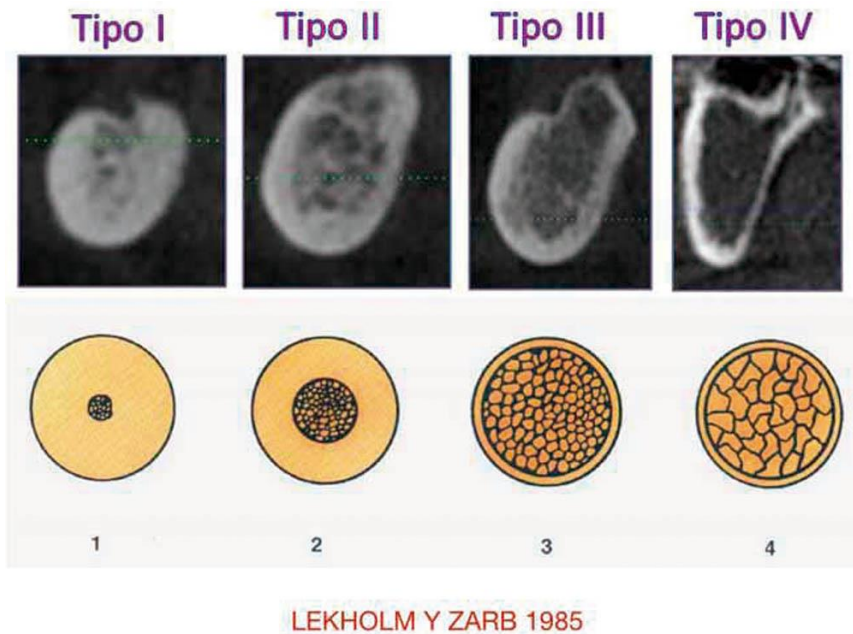


Figure 3 : Typologie osseuse selon LEKHOLM Y ZARB 1985 (source : Gaceta Dental, 2016)

En clinique cela implique qu'au niveau du secteur antérieur mandibulaire il faudra passer un foret de plus car la structure est très dense. En revanche au niveau du secteur postérieur maxillaire on pratiquera un sous forage permettant d'obtenir une stabilité primaire car l'ostéointégration sera plus difficile.

Dans le cas des os de type II et III et lorsque le volume osseux possède les caractéristiques d'un os dit "normal" (avec des proportions d'os spongieux et cortical idéales pour une bonne ostéointégration), on appliquera les recommandations standards des fabricants (Zunzarren,2011).

Il convient toutefois de prendre en compte le fait que ces règles dépendent également de la situation clinique de chaque individu différent pour chacun. Il se peut parfois que de l'os compact soit retrouvé au niveau de la zone postérieure maxillaire ou que de l'os peu dense soit retrouvé au niveau de la symphyse. C'est pourquoi l'analyse pré-implantaire nous permet de définir les modalités de mise en place des implants. Cette analyse reste primordiale.

Dans ma deuxième sous partie j'analyserai de manière plus détaillée le phénomène d'ostéointégration décrit précédemment.

2.2. L'ostéointégration

L'ostéointégration est la capacité qu'a l'implant de s'intégrer à l'os. Il est en effet bon de rappeler que la dent possède un ligament qui lui permet d'adhérer à l'os alors que l'implant ne possède pas, de ce fait, ce ligament. L'ostéointégration est une réaction de défense de l'organisme : soit l'implant s'entoure d'une partie fibreuse (échec) ou alors il s'entoure d'un os néoformé : (réussite de l'implantologie).

Ce concept d'ostéointégration a été décrit en premier par Branemark en 1977 qui a listé par la suite plusieurs pré requis pour que celle-ci soit optimale :

- Une **chirurgie non traumatique** : le forage avec une température trop élevée (supérieure à) 80°Celsius est un critère de non-réussite d'une bonne ostéointégration.
- Une **absence de contamination** : l'implant doit être absolument stérile pour éviter toute contamination étrangère.
- Une **période de cicatrisation optimale** : 3 mois pour la mandibule et 6 mois pour le maxillaire.
- D'autres **facteurs plus généraux** : l'état de santé générale du patient est un critère décisif puisque que par exemple un diabète non équilibré est un très mauvais pronostic de bonne ostéointégration.
- D'autres **facteurs liés à l'implant** : au fil du temps on a pu remarquer que le titane est le matériau adéquat pour une bonne ostéointégration. De plus la forme et le diamètre implantaire peut modifier celle-ci également. (Branemark et al. 1995)

On peut voir lors de différentes études qu'une véritable capsule osseuse se forme autour de l'implant ce qui l'isole du reste de l'organisme. Cette réaction est due à la réaction immunitaire et des expériences ont été menées afin de comprendre comment le système immunitaire réagissait soit avec, soit sans la présence d'un implant.

Le système isole le corps étranger. C'est le chercheur K.Donath en 1992 qui montre que différentes réactions de défenses se mettent en place et que l'ostéointégration est la réaction de défense d'un corps étranger dans de l'os, au niveau muqueux. Un corps étranger formera une capsule fibreuse. Cette formation correspond à un échec en implantologie.

Parfois lors de l'insertion de l'implant il se produira une réaction qui formera cette capsule fibreuse alors que dans d'autres cas on aura une capsule d'os néoformé.

Au cours du temps on se rend compte que le succès de l'ostéointégration est dû à trois facteurs essentiels : longueur, diamètre et état de surface de l'implant.

Pendant la phase de cicatrisation (phase d'ostéointégration) une vis ou un pilier de protection est placé sur cet implant pour l'isoler du milieu buccal.



Figure 4 : Etape d'ostéointégration (source : Cohen,2015)

Sur cette image on peut voir l'évolution au fil du temps. Cette ankylose qui se forme désigne le principe de l'ostéointégration

Les signes cliniques d'une bonne ostéointégration peuvent facilement être mis en évidence :

- Aucune mobilité clinique
- Un son clair lors de la percussion axiale, un son mat sera présent si celui-ci n'est pas ostéointégré.
- Pas d'image radio claire péri implantaire

A ce jour nous ne possédons aucune information fiable concernant la résistance mécanique lors de l'examen de base. Pendant longtemps de nombreux appareils ont été mis à notre disposition pour évaluer cette résistance le Périotest et l'analyse de fréquence résonnance. Pourtant, ces appareils ne mesurent cependant que la stabilité et non la résistance mécanique. Des implants très stables peuvent ne pas avoir de résistance mécanique et ceux-ci vont devenir mobiles après l'application d'une force.

Le seul indice qui nous permette d'attester de la suffisance de la résistance mécanique se révèle lors du vissage de la pièce secondaire après le temps d'ostéointégration. Ce n'est qu'à ce moment-là que nous aurons la certitude que cet implant est bel et bien ostéointégré.

Le groupe Nobel avec l'anatomiste Branemark travaille sur un implant de titane pur plutôt lisse, l'implant sera placé au niveau de l'os (bone level) ou juste en dessous car il estime que cela lui permet d'être à l'abri lors de la cicatrisation. Il sera donc recouvert par de la gencive. Il faudra donc réouvrir lors de la mise en place des connexions et du pilier après la phase de cicatrisation.

De son côté le groupe Straumann avec le Docteur Schroeder élabore pour sa part un implant de titane pur mais plus rugueux, semblant ainsi vouloir que son implant ressemble à une racine. C'est pourquoi sa forme est conique sur le haut avec un col évasé pour recréer un cône émergence comme une couronne. Cet implant, lui, cicatrise en étant au-dessus du niveau de l'os à l'aide d'une vis de cicatrisation. La surface rugueuse de l'implant Straumann détermine ainsi plusieurs zones de connexions grâce à ses pores ce qui augmente l'adhésion osseuse. On se rend compte que celui-ci est idéal pour l'ostéointégration.

Ces deux systèmes ont été considérés comme identiques pendant longtemps mais la surface rugueuse de l'implant Straumann, les conceptions de l'implant avec ou sans l'utilisation du type "bone level" s'avèrent très différentes. Les résultats se révèlent eux aussi nettement différents.

Un gros taux d'échec peut être aussi dû à la localisation de la mise en place implantaire comme vu précédemment dans les zones d'os de type IV comme la zone postérieure maxillaire. Pour pallier à cela plusieurs propositions ont été données :

- L'augmentation du nombre d'implants (or cela augmente le coût et la complexité de la cicatrisation)
- L'axe et la position avec comme solution un implant de longueur maximum or cela augmente les risques (notamment avec les structures anatomiques) et crée des problèmes prothétiques.
- Mettre des implants plus larges cela semble efficace mais pas toujours possible.
- On pourra aussi augmenter le volume osseux comme lors de sinus lift.
- Changer l'angle de pose de l'implant qui répartira les contraintes de mastication différemment.

Dans notre travail de recherche nous allons modifier aussi la partie corticale de l'implant et notamment sa largeur. On s'est en effet rendu compte que c'est surtout au niveau cortical que les forces s'appliquent.

DEUXIEME PARTIE : Les implants

1. Généralités

Un implant dentaire sert tout d'abord à remplacer une dent que l'on a dû extraire ou qui est absente. L'implant en lui-même se définit par la partie présente dans l'os sur laquelle viendra reposer une couronne dentaire. Comme métaphore on peut avoir en image l'implant défini par le crochet sur le mur et le tableau que l'on vient fixer dessus qui équivaut à la couronne. Un implant est donc constitué :

- D'une *couronne* : la partie supérieure qui nous permettra de reproduire la dent esthétiquement et fonctionnellement et qui nous servira à la mastication.
- Le *pilier* : qui permet de faire le lien entre la couronne prothétique et l'implant en lui-même : A la base du pilier on retrouve le col. C'est au niveau de celui-ci que les forces sont le plus importantes, c'est ce que nous verrons grâce à notre recherche. Le col lui fait la liaison entre l'implant et le pilier.
- Le *corps* de l'implant : l'implant en lui-même qui se trouve dans la partie endosseuse. Il existe différentes formes (cylindrique, conique et forant comme vu précédemment), différentes longueurs (courts, longs) différents états de surfaces (rugueux et lisses même si les implants lisses ne le sont pas complètement car sinon on ne pourrait pas avoir d'ancrage). Différents diamètres sont disponibles aussi permettant de répartir les forces.
- L'*apex* de l'implant : la partie qui termine l'implant il peut être sécant ou arrondi en fonction des fabricants : Ceux-ci amélioreront sans cesse leur forme pour augmenter l'ancrage.



Figure 5 : Composition d'un implant dentaire (source : google image)

Nous avons vu précédemment qu'il existe plusieurs types d'implants caractérisés par leur taille, leur forme, leur diamètre et leur état de surface.

Après avoir réalisé une étude pré-implantaire nous allons mettre en place l'implant au niveau de la zone désirée. La mise en place se fera en 3 parties :

- Le temps chirurgical : là où on va visser l'implant dans l'os à proprement parler différents forets seront utilisés à la suite permettant la bonne stabilité primaire lors de l'insertion de l'implant.
- Le temps de cicatrisation pendant laquelle l'ostéointégration se fait.
- Le temps prothétique lorsque celui-ci est parfaitement stable cela nous permettra de mettre en place une couronne fonctionnelle et esthétique.

L'implant subira donc les forces masticatrices présentes lors de la mastication. On verra dans une partie consacrée à celle-ci que la résistance de l'implant doit être énorme pour palier à toutes ces forces.

Au niveau des avantages que l'implant apporte on peut en relever plusieurs :

- En tout premier lieu au niveau **esthétique** car la couronne sur implant va avoir une forme et une apparence équivalentes à une dent naturelle avec une résistance dans le temps plus élevée due à la céramique présente dessus.
- La **préservation** des dents adjacentes : au lieu de réaliser un bridge pour remplacer la dent absente on va pouvoir restaurer la dent sans toucher les dents adjacentes.
- En remplaçant la zone où la dent n'est plus présente, son **évite la mobilité** dentaire car les dents adjacentes ont tendance à bouger quand un espace dentaire n'est pas restauré.
- La **préservation osseuse**, quand une dent n'est pas remplacée l'os diminuera car celui-ci n'est plus sollicité, la mise en place implantaire permet de prévenir ce phénomène et permet de garder l'épaisseur osseuse de la zone.

- La **force masticatrice est rétablie** et permet de bien mastiquer les aliments et donc permet une meilleure digestion. Un manque trop important de dents modifie la mastication et la digestion ce qui altère l'état général du patient.
- On peut aussi noter que la pratique de mise en place implantaire **est très fiable** et en cas d'échec le praticien déposera et reposera l'implant quelques mois plus tard après cicatrisation.

Nous allons voir dans une deuxième sous partie l'utilisation et les matériaux que l'on utilise pour réaliser ce type d'implants.

2. Utilisation et matériaux

Les matériaux utilisés pour la réalisation d'implants sont le titane ou les alliages titanes Mais aussi plus récemment des implants fabriqués en zircone.

Le titane pur est le matériau le plus connu et utilisé sa biocompatibilité est prouvée depuis longtemps. Mais un inconvénient est que des colorations gingivales peuvent apparaître. Sur cet implant titane on pourra usiner des pas de vis qui permettront cette adhésion à l'os.



Figure 6 : Implants en titane (source : Dental Tribune,2011)

Des implants en céramique ont aussi été posés avec comme avantage : une bonne intégration comme pour le titane et un bon rendu esthétique avec l'absence de coloration gingivale mais ses inconvénients sont qu'ils sont cassants et qu'ils sont indémontables et la réalisation d'un pas de vis est quasiment impossible à l'intérieur. (Exemple : les implants Frialits).

Des implants en polyéther kétone (PEEK) sont aussi utilisés. Ce sont des implants qui ont une ostéointégration très rapide mais ils ont pour inconvénient qu'ils ne possèdent pas de pas de vis.



Figure 7 : Implants PEEK (source : www.windsorbeach.com)

Enfin comme vu plus haut des implants en zircone. Ils possèdent une bonne biocompatibilité, la couleur est ressemblante à celle d'une dent donc très esthétique. La résistance mécanique de la zircone lui confère une bonne résistance aux forces de mastication. L'inconvénient à l'heure actuelle est le retour clinique mais aussi son coût qui est nettement supérieur à l'implant en titane ou alliages titanés utilisés dans la grande majorité des cas. (CASAS 2019)



Figure 8 : Implants en céramique (source : Cowhig, 2018)

Au-delà des critères de matériaux nous allons voir que la longueur et le diamètre des implants ont un rôle très important. Ma troisième sous partie traitera des implants courts et des implants longs, leurs différences et surtout de la comparaison des résultats obtenus.

Les implants peuvent aussi avoir plusieurs formes qui sont généralement soit cylindrique, cylindro-conique et forant.

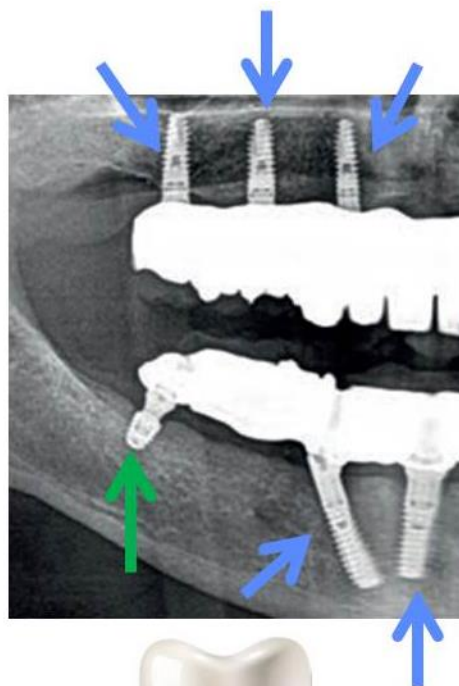
Dans cette recherche nous nous intéresserons plus à la forme cylindrique et conique pour nos expériences.

3. Implants courts versus Implants longs

Tout d'abord il existe beaucoup de types d'implants qui vont être classés selon leur longueur, leur profil, leur forme et leur diamètre. Cependant chez certains patients on estime qu'il est impossible de réaliser cette pose d'implants sans avoir recours à différentes chirurgies en amont : comme le sinus lift. Dans la zone postérieure du maxillaire cette chirurgie consiste à remonter le sinus maxillaire et à combler les espaces à l'aide de greffe d'os. Cela nous permet ainsi d'avoir plus d'espace osseux et donc de pouvoir procéder à la pose de cet implant. Mais celle-ci comporte des risques au niveau post opératoire c'est pourquoi beaucoup de travaux ont été réalisés ces dernières années pour voir si oui ou non la longueur de l'implant avait un réel impact sur l'ostéointégration. Les différents travaux ont tendance à dire qu'il n'y pas de différences significatives entre la pose d'un implant court ou la réalisation d'une chirurgie suivie de la pose d'un implant long après 1 an. Au contraire, il existerait une perte osseuse péri-implantaire plus importante après augmentation osseuse et pose d'implant plus long qu'avec l'utilisation d'implant court. (Clausse,2018)



Implant Court



Implant Classique

Figure 9 : Aperçu d'un implant court comparé à un implant long (source : New Dentaire. All on 4 et All on 6)

3.1. Caractéristiques

Les implants courts sont caractérisés par une taille autour de 8 millimètres (mm) parfois pouvant aller en dessous de 6 mm. A la différence des implants long de 11 à 13 mm Ces implants seront posés de la même manière que les autres types d'implants, les techniques sont maintenant au point.

Seront considérés comme implants courts :

Tableau 1 : Définition d'un implant court par différentes études (source : document personnel)

Articles publiés sur implants courts	Misch et coll / Tawin t coll	Ferigno et coll / Roméo et coll	Malo et coll / Das Neves	Renouard et Nissand	Deporter et coll
Longueur implant courts	< 10mm	7 à 8,5 mm	8 mm	6 à 8,5 mm	7 mm

Ce tableau représente les différents articles et leur définition des implants courts.

La définition que l'on retiendra est qu'un implant court a une longueur maximale de 10 millimètres (mm). (Clausse,2018)

On peut considérer plusieurs caractéristiques qui vont devoir être adaptées selon la zone de pose de l'implant :

La longueur ici en dessous de 8 mm nous permet de poser ces implants dans des zones où l'on n'aurait pas pu les poser généralement.

Tableau 2 : Longueurs et diamètres de différents types d'implants selon plusieurs marques (source : document personnel)

Fabricants	Longueur en mm	Diamètre en mm
Astra Tech®	6/8	3,5/4/4,5
Friadent®/ Frialit®	8	4.5/5.5
Xive®	8	3.8/4.5/5.5
Ankylos®	8	3.8/4.5/5.5
Nobel Biocare®/Nobel Replace/Tapered Groovy®	8	3.5/4.3/5/6
Nobel Speedy Shorty®	7	5/6
Branemark System Mk III® et Mk IV®	7/8.5	3.75/4/5
Zimmer Dental®	8	3.7/4.7/6
Staumann®	6/8	4.1/4.8

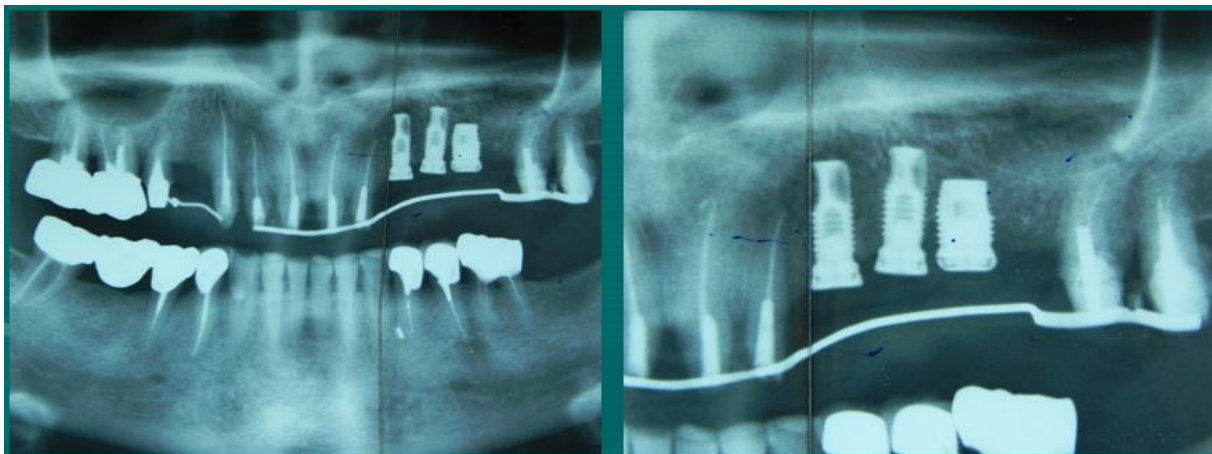


Figure 10 : Cas clinique 1993 : mise en place d'implants courts (source : document personnel Dr Bravetti)

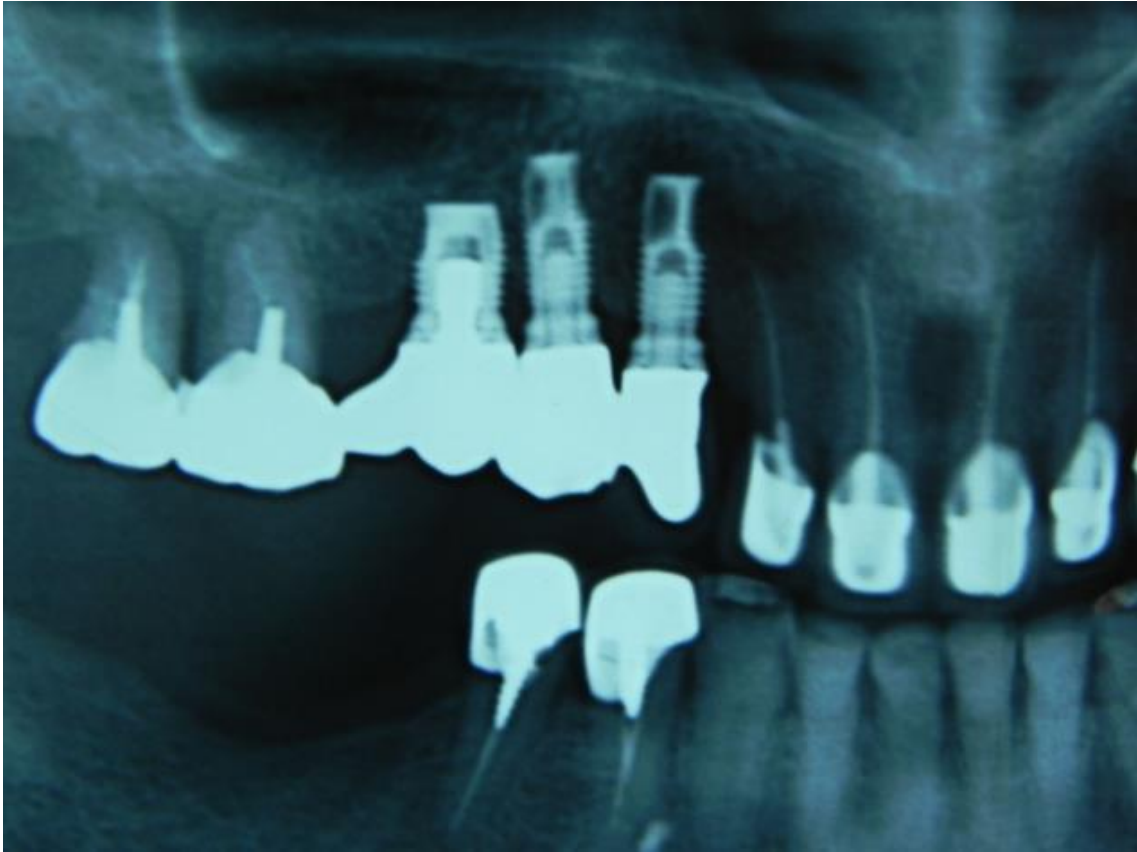


Figure 11 : Cas clinique n°2 : implants courts 2010 (source : document personnel : Dr Bravetti)



Figure 12 : Radiographie argentique : aperçu d'un implant court cylindrique et d'un implant court conique (source : document personnel Dr Bravetti)

3.2. Les indications et les contres indications des implants courts

Les indications des implants courts sont posées surtout dans les secteurs postérieurs car ces secteurs possèdent de nombreuses résorptions osseuses dues aux forces masticatrices et donc une hauteur osseuse souvent réduite. Des structures anatomiques comme le sinus maxillaire et le nerf mandibulaire à la mandibule sont des obstacles à la pose d'implant "long" et nécessite une augmentation osseuse. La pose d'implant court est une bonne alternative pour éviter d'enchaîner les interventions chirurgicales au niveau de ce secteur. Plusieurs articles publiés montrent des résultats très satisfaisants au fil des années qui ont suivi (Lorenz et al. 2019)

Des études menées sur des personnes ayant une atrophie mandibulaire et où des prothèses implantaire ultra courtes ont été implantées nous ont démontré qu'à 8 à 10 ans sur 50 implants, 3 avaient subi une péri implantite. Les implants avaient tous un diamètre de 5mm une longueur de 5mm et un état de surface poreux fritté. (Malchiodi et al. 2020). Ce qui démontre bien qu'au niveau clinique on se rend compte que la résistance d'un implant court et d'un implant long n'est pas très différente.

Une autre étude, celle-ci réalisée au niveau du maxillaire postérieur, a voulu faire la lumière sur la perte d'os autour de plusieurs types d'implants sur 3 ans. Cette étude comprend trois types d'implants : ultra court 4mm, court 6mm et conventionnel supérieur à 8mm. Après 3 ans aucune donnée ne nous montre une quelconque différence entre les différents implants et cela avec la même force appliquée. (Estévez-Pérez et al. 2020)

Une troisième étude sur 21 mois concerne 1008 implants. Celle-ci démontre aussi qu'il n'y a pas de différences significatives entre ces différentes implants. (Caramês et al. 2020)

De nombreuses inquiétudes semblent être relevées au niveau des contraintes exercées sur celui-ci. On a pu remarquer que les forces agissaient au niveau du col de l'implant. (3D Celo 2019)

Tableau 3 : Avantages et Inconvénients d'un implant court (source : document personnel)

AVANTAGES	INCONVENIENTS
Diminution du risque de contact avec les structures anatomiques	Surface implantaire plus réduite pour pallier la longueur de celui -ci (le diamètre doit être changé)
Moins de complications post-opératoire	Beaucoup de contraintes au niveau d'une plus petite surface
Suites opératoires moins lourdes pour le patient	Moins de recul clinique
Coût réduit	
Diminution des délais entre les interventions	
Prise en charge plus simple	
Possibilités de thérapeutique implantaire pour des patients dont la greffe et la chirurgie étaient contre-indiquées	

4. Implication des forces dans la survie implantaire

Au niveau de l'implant plusieurs forces sont appliquées lors de la mastication. Ces différentes forces vont créer une fragilité au niveau de l'implant. Dans notre travail on verra que la modification du diamètre et de la forme de celui-ci grâce au logiciel informatique permettra d'établir des bonnes mesures pour résister à celle-ci. L'os étant une structure hétérogène élastique on peut admettre qu'il y aura forcément une zone de rupture.

On a vu précédemment qu'au niveau de l'implant contrairement à une dent il n'y avait pas de ligaments autour de celle-ci. L'implant est lui ankylosé dans l'os ce qui signifie aussi que la répartition des forces est différente. (Pierson 2019)

4.1. Types de force lors de la mastication

Il existe plusieurs types de forces qui sont appliquées au niveau de l'implant lors de la mastication.

- Des forces de compressions axiales
- Des forces horizontales
- Des forces obliques

Lors de différentes études on s'est rendu compte qu'il existe tout d'abord une force de mastication qui va entraîner une force de compression et une force de cisaillement.

Ces deux forces formeront une force oblique, celle-ci ne dépassant pas une inclinaison de 15° degré en fonction de l'axe de la dent.

La force de compression :



Figure 13 : Schéma représentant la force de compression (source : document personnel)

La force de cisaillement :

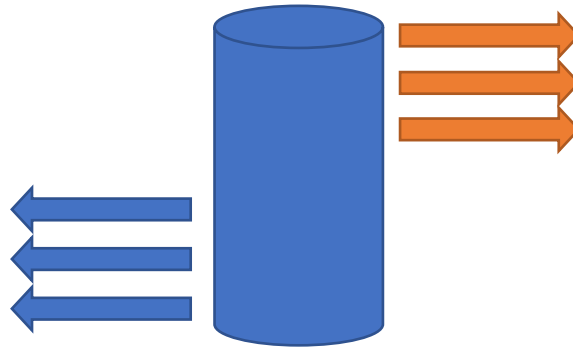


Figure 14 : Schéma représentant la force de cisaillement (source : document personnel)

La force oblique qui résulte de ces deux forces vues précédemment :

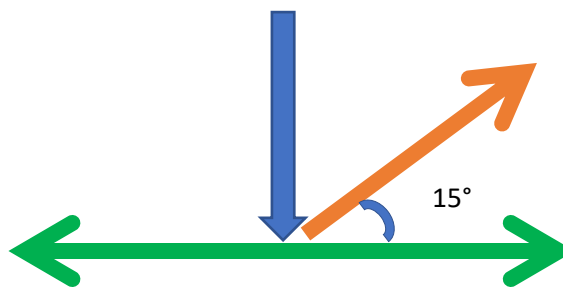


Figure 15 : Schéma représentant la force oblique (source : document personnel)

La force de flexion :

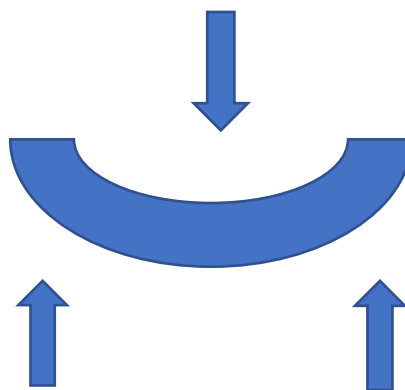


Figure 16 : Schéma représentant la force de flexion source : (source : document personnel)

4.2. Résistance implantaire soumis à ces forces mécaniques

Lors de la mastication le trajet de la mandibule suit le diagramme de Pooselt qui est le suivant :

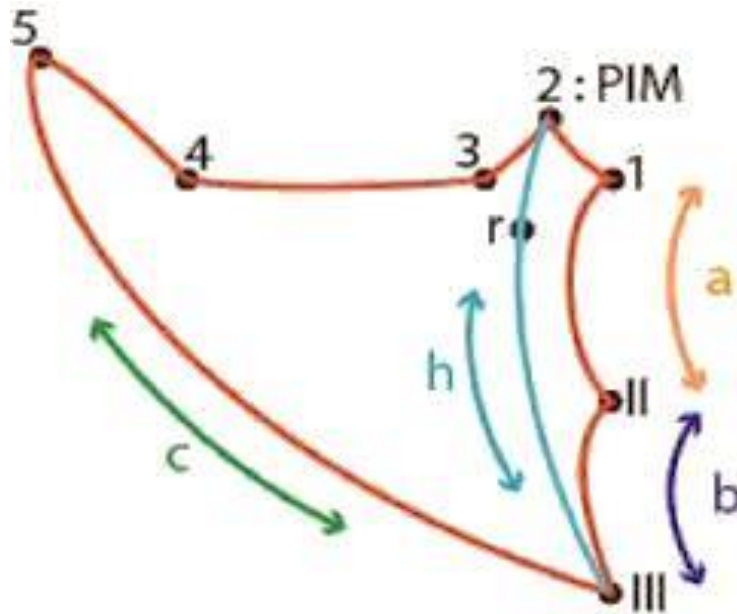


Figure 17 : Diagramme de Pooselt (source : Dr Gilles Magnin)

Légende du diagramme

- | | |
|------------------------------|--|
| 1. RC / Relation centrée | h. Mouvement de fermeture moyen |
| 2. OIM | r. Position de repos |
| 3. Guidage incisif | |
| 4. Perte du contact dentaire | II. Ouverture axiale, <i>début de la rotation pure</i> |
| 5. Propulsion maximale | III. Ouverture maximale |
-
- | | |
|---------------------------|--|
| a. Rotation pure | |
| b. Translation + rotation | |

Avec ce schéma on peut donc observer la trajectoire mandibulaire. Les forces maximales développées dépendent des dents :

- 100 N sur Incisives
- 500 N sur Molaires

Une étude ayant mesuré les forces masticatoires au niveau de la mandibule a estimé la force masticatoire moyenne de 220 N avec un maximum autour de 450 N or cette étude a pu remarquer que les mesures étaient sûrement sous estimées. (Morneburg et Pröschel 2002)

Les forces sont créent par les muscles les différents muscles de la mandibule :

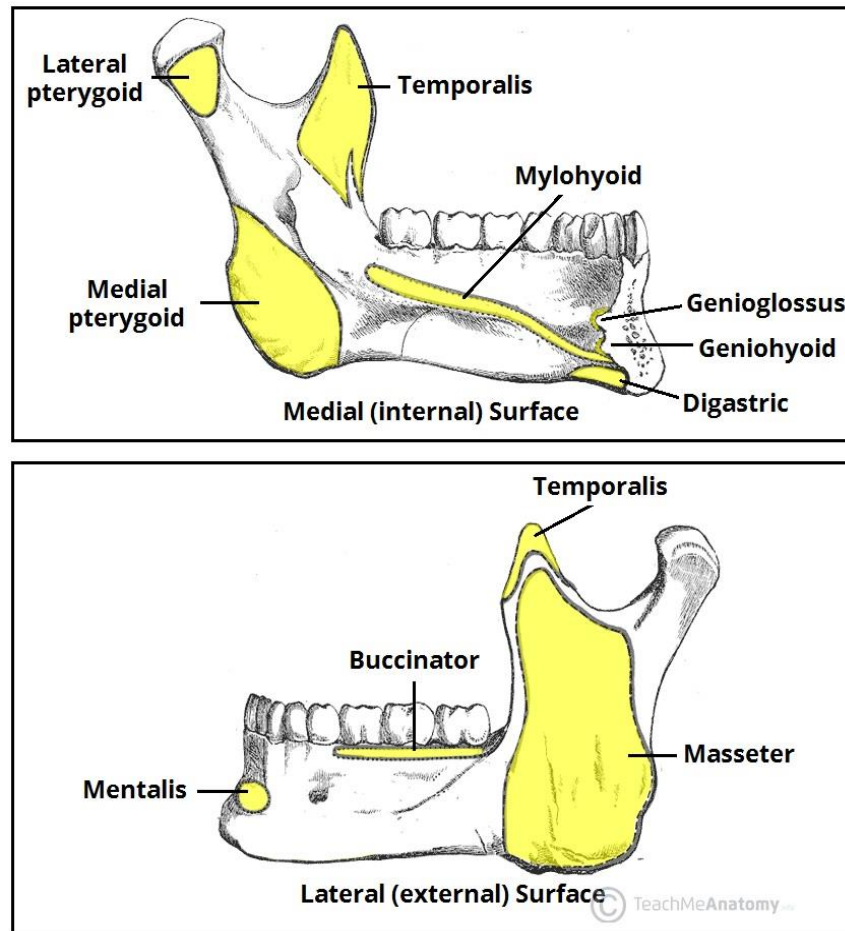


Figure 18 : Insertions musculaires au niveau de la mandibule (source : Atilla,2019)

On a pu calculer le niveau de force des différents muscles de la mandibule d'après le travail de Dr Paul Didier on a pu remarquer que les muscles où les forces étaient les plus importantes sont :

- Le muscle masseter (190,4 Newton)
- Le muscle ptérygoïdale médian (174,8 Newton)
- Le muscle temporal (158 Newton)

On peut donc voir que le secteur molaire est l'endroit où les forces les plus importantes s'appliquent. (Didier 2019)

La résistance à ces forces résulte dans l'élasticité qu'ont les matériaux utilisés et dans l'os autour. On calcule cette élasticité grâce au module de Young.

Le module de Young correspond à la contrainte mécanique qui engendrait un allongement de 100% de la longueur initiale d'un matériau.

Ce module permet de représenter l'élasticité de la matière et elle dépend ici de la densité et de la composition de l'os. En fonction du type d'os décrits plus haut on retrouve plusieurs données recueillies en fonction de différentes études. Cela nous donne un ordre de grandeur de ce module de Young et donc de l'élasticité de ces parties de l'os mandibulaire.

Pour étudier ses modules de Young il faut administrer plusieurs forces différentes au niveau de cet os et de nombreuses études ont été menées :

Tableau 4 : Mesures du module de Young selon différentes études (source : Pierson,2019)

Références	Types d'essai	Statut	Types d'os	E cortical (GPa)	E spongieux (MPa)
(Misch et al., 1999)	Compression	Mandibule	Spongieux	/	3,5-240
(Schwartz-Dabney and Dechow,2002)	Acoustique	Mandibule	Cortical	10-29,9	/
(Lettry et al, 2003)	Flexion	Mandibule	Cortical	4,7-16	/
(Stoppie et al,2005)	Compression	Mandibule	Cortical et	/	22-950
(Rohrbach et al, 2012)	Acoustique	/	Cortical	18,5	/

On peut donc donner une échelle de mesure au module de Young pour chaque type d'os qui sont :

- Os cortical : en moyenne à l'alentour de 15GPa
- Os spongieux : à l'alentour de 1GPa au maximum

Ce tableau nous monte bien que le module de Young de l'os spongieux est beaucoup plus faible que le module de Young de l'os cortical. On peut donc en déduire que si la majorité des forces appliquées à l'implant se trouve au niveau de l'os spongieux alors on aura un problème de résistance de l'os et ceci pourra amener à la perte de l'implant due à une rupture au niveau osseuse. Mais également que si les forces sont trop importantes au niveau cortical alors on aura une rupture de l'interface os-implant qui pourra devenir un lieu de prolifération bactérienne. Cette prolifération peut entraîner des péri-implantites. Un implant subit donc énormément de contraintes c'est pourquoi la répartition de celles-ci doit être connue pour éviter toutes contraintes trop élevées dans une zone, qui nuiraient à la bonne ostéointégration de celui-ci. On a pu voir que contrairement à la dent les forces axiales se concentraient au niveau de la partie supérieur de l'implant dans le tiers cervical. C'est pourquoi grâce au logiciel on modifiera le critère du diamètre de l'implant au niveau de sa partie cervicale. Lors de l'application d'une force au niveau d'une dent on peut remarquer que les forces s'appliquent de manière homogène sur l'ensemble de la structure. (Pierson 2019)

TROISIEME PARTIE : étude du système implant-os sous sollicitation de mastication

1. Introduction

La simulation numérique permet d'obtenir un premier aperçu de la future prothèse. Pour la simulation numérique, il semble alors naturel de se rapprocher au plus près du comportement mécanique de l'os pour créer un implant.

Nous savons que l'os est un milieu complexe, hétérogène, qui possède un gradient de porosité et qui de plus est multi-échelles (possède jusqu'à sept échelles de structure (Weiner et Wagner 1998)). Les implants, jusque maintenant, ont été développés en considérant l'os comme un milieu élastique isotrope, c'est-à-dire sans considérer sa microstructure.

Dans le cadre de ma thèse et dans la suite du travail de l'équipe 404 (Pierson et al. 2020) nous avons considéré l'os comme un milieu hétérogène et multi-échelle, c'est-à-dire que nous avons pris en considération l'apport de la microstructure pour l'étude du système implant – os.

Pour ce faire nous avons considéré que l'os se comportait comme un milieu élastique micropolaire ((Lakes 1995),(Eringen 1999)). C'est un modèle de comportement mécanique multi-échelle qui tient compte de la porosité de l'os. Ce modèle possède six degrés de libertés et deux échelles de structure. Si nous décomposons l'os en un ensemble de point matériel, chaque point matériel peut tourner sur lui-même en plus des mouvements classiques de déplacement. Le modèle de comportement s'écrit :

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} u_{l,k} - C_{ijkl} \epsilon_{klw} \varphi_w$$

$$m_{ij} = A_{jikl} \varphi_{k,l}$$

Où σ sont les contraintes macroscopiques, m les microcoupes, u les déplacements macroscopiques, ϕ les microrotations et C et A des tenseurs d'ordre 4 qui peuvent se réécrire sous la forme :

$$C_{ijkl} = \lambda \delta_{ij} \delta_{kl} + (\mu_m + \kappa) \delta_{ik} \delta_{jl} + \mu_m \delta_{il} \delta_{jk}$$

$$A_{ijkl} = \alpha \delta_{ij} \delta_{kl} + \beta \delta_{il} \delta_{jk} + \gamma \delta_{ik} \delta_{jl}$$

Où λ et μ sont connus sous les coefficients de Lamé avec $\mu_m = \mu - \frac{\kappa}{2}$, κ est le paramètre de couplage et α, β et γ sont les paramètres qui régissent de la microstructure. δ est le symbole de dirac.

Actuellement dans le commerce il n'existe pas de logiciel numérique capable de traiter de tels problèmes. L'équipe 404 a mis au point un logiciel maison capable de résoudre ce type de problème. C'est une méthode couplant les éléments de frontière à une méthode de collocation par point, la LPI-BEM (Local Point Interpolation - Boundary Element Method) ((Njiwa et al. 2019), (Pierson et al. 2021)).

Dans ce chapitre nous allons faire une étude paramétrique sur la forme et le matériau de l'implant en considérant l'os avec sa microstructure. Cela nous permettra d'avoir une tendance et d'en déduire les caractéristiques de l'implant qui semblent être les plus appréciables pour l'os.

2. Matériaux et méthodes

Au cours de ces recherches nous allons utiliser plusieurs matériels numériques. Comme nous pouvons le voir sur le schéma de dessous nous réalisons cette étude sur un échantillon de la mandibule.

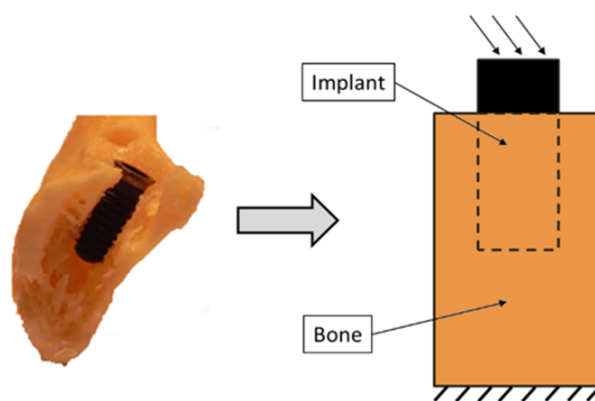


Figure 19 : Schéma représentatif de la mandibule (source : Pierson,2019)

Nous avons représenté l'os comme on le retrouve en réalité. Plus précisément nous allons voir que lors de la modélisation de l'os nous avons distingué l'os spongieux de l'os cortical en contact.

Au contact entre les différents milieux A et B, nous imposons pour la macrostructure la continuité des déplacement $u_A = u_B$ et le principe d'action réaction des contraintes $t_A = -t_B$. Pour le cas d'un contact entre deux milieux A et B ayant une microstructure, nous considérons qu'il n'y a pas continuité des micro rotations et nous imposons les micro couples nuls ($m_a = m_b = 0$).

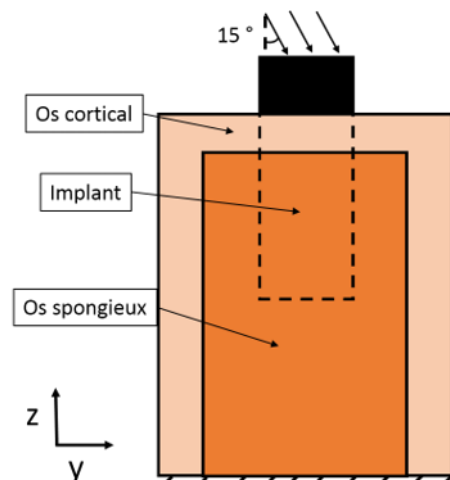


Figure 20 : Schéma plus détaillé de la représentation de la mandibule dans notre étude (source : Pierson,2019)

Pour créer le maillage nous avons utilisé des tables sur Excel. Ces tables nous permettent de former la géométrie en trois dimensions du système implant - os.

Le domaine osseux est un parallélépipède de section droite carrée de côté 27,5 unités de longueur et de hauteur 30 unités de longueur avec un trou de forme cylindrique de rayon 5 unités de longueur et de profondeur 15 unités de longueur. L'implant est considéré comme un cylindre de rayon 5 unités de longueur et de hauteur 30 unités de longueur.

Pour la corticale, le maillage est composé de 80 éléments à 9 nœuds et 540 centres de collocation interne.

Pour l'os spongieux, le maillage est lui composé de 132 éléments à 9 nœuds et 1359 centres de collocation interne.

Pour l'implant, le maillage est constitué de 64 éléments à 9 nœuds.

La géométrie de l'implant va être adaptée au fur à mesure des différents cas. Nous devons faire attention également d'adapter la géométrie de l'os à celle de l'implant afin qu'il y ait un contact adhérent entre les deux structures. Deux points de deux structures différentes qui sont en contact doivent avoir les mêmes coordonnées géographiques.

implant_7_2 - Bloc-notes

	Fichier	Edition	Format	Affichage	Aide							
	64	290	2494	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	3,55	-3,55	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	4,6	-1,9	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
Coordonnée x	5	0	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	4,6	1,9	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	3,55	3,55	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	1,9	4,6	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	0	5	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-1,9	4,6	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-3,55	3,55	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-4,6	1,9	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-5	0	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
Coordonnée y	-4,6	-1,9	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-3,55	-3,55	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-1,9	-4,6	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	0	-5	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	1,9	-4,6	-8	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	3,55	-3,55	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	4,6	-1,9	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	5	0	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	4,6	1,9	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	3,55	3,55	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	1,9	4,6	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	0	5	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
Coordonnée z	-1,9	4,6	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	-3,55	3,55	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	-4,6	1,9	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	-5	0	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	-4,6	-1,9	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	-3,55	-3,55	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	-1,9	-4,6	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	0	-5	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	1,9	-4,6	-5	29	29	3	0	0	11	0	0	0
	3,55	-3,55	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	4,6	-1,9	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	5	0	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	4,6	1,9	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	3,55	3,55	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	1,9	4,6	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	0	5	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-1,9	4,6	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0
	-3,55	3,55	-2,5	29	29	3	1	0	11	0	0	0

Figure 21 : Représentation des tables pour la réalisation des implants sur le logiciel Excel
(source : document personnel)

Nous avons créé un programme sur Scilab qui nous permettait de vérifier si ces deux points étaient en contact.

Après simulation du système implant – os nous allons étudier nos résultats dans l'os au travers de la contrainte de von Mises adaptées pour les milieux micropolaires (Pierson, 2019) :

$$\sigma_{vM} = \left[\frac{3}{2} (dev(\sigma_{ij}) : dev(\sigma_{ij}) + dev(\sigma_{ij}) : dev(\sigma_{ji}) + m_{ij} : m_{ij} + m_{ij} : m_{ji}) \right]^{\frac{1}{2}}$$

Où m_{ij} est le tenseur des microcouple et σ_{ij} le tenseur des contraintes. Si les microcouple sont nuls, nous retrouvons la contrainte de von Mises utilisée dans l'étude des milieux élastiques classiques.

La contrainte de von Mises (MPa) permet de globaliser l'ensemble des contraintes internes en une, ce qui permet de voir facilement où les contraintes sont maximales et donc les zones où l'os risque de se détériorer.

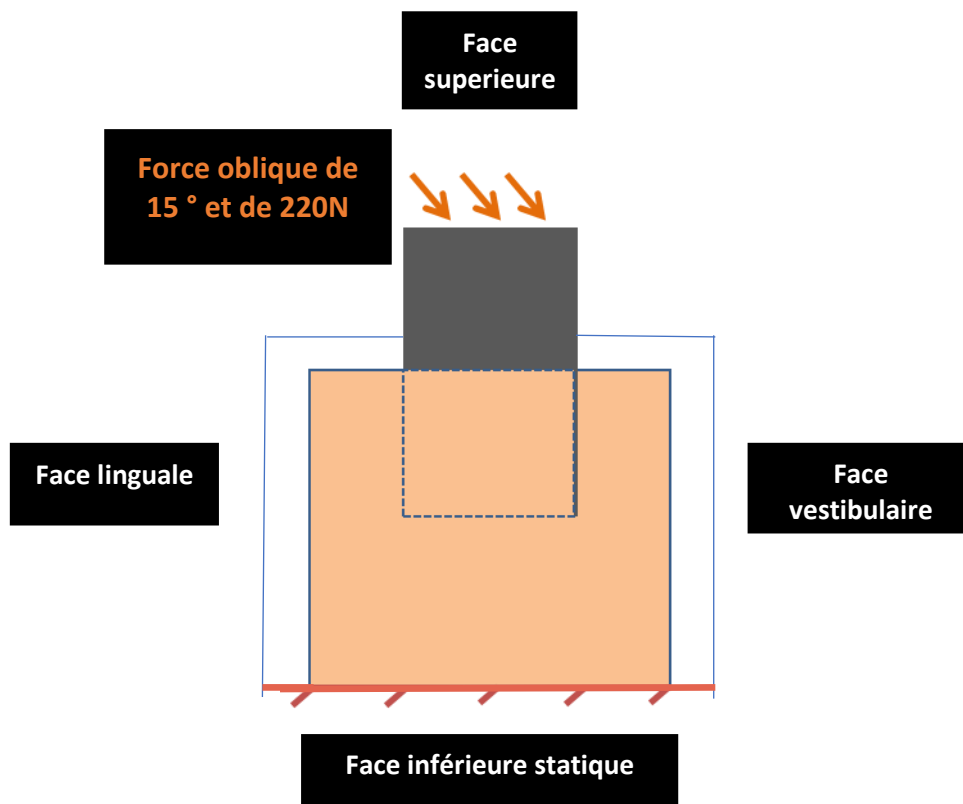


Figure 22 : Représentation des conditions limites de notre étude (source : document personnel)

Sur la face supérieure de l'implant, nous appliquons une force de 220 Newton oblique de 15° par rapport à la verticale dans le sens vestibulaire. Cette force représente la force de mastication moyenne engendrée par la mastication et l'inclinaison représente le contact entre deux dents qui n'est pas purement en compression (cf figure 23).

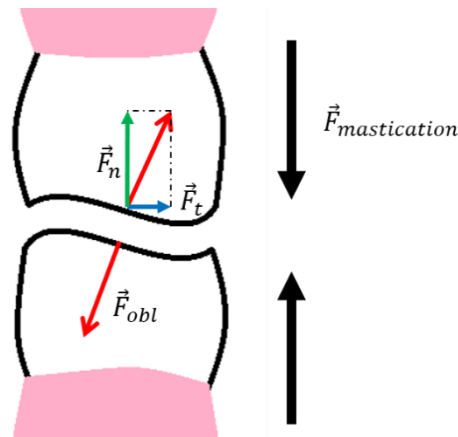


Figure 23 : Schéma représentant l'ensemble des forces de mastication (source : Pierson,2019)

La face inférieure de la mandibule est bloquée en déplacement. Les faces linguales et vestibulaires, ainsi que supérieures de la mandibule et latérales de l'implant sont libres de contraintes (Figure 22). Les coupes de la mandibule sont bloquées dans le sens normal mais libre de se mouvoir dans les directions parallèles au plan. Nous imposons pour la microstructure des conditions de micro-couples nulles en tout point.

Pour nos simulations nous avons considéré l'os avec sa structure corticale et spongieuse, différentes formes d'implant et différents matériaux d'implants (titane, zirconie et titane-niobium). Ces structures possèdent chacune des paramètres macrostructuraux et microstructuraux définis dans ce tableau :

Tableau 5 : Paramètres macro et micro structuraux utilisés lors de notre étude (source : Pierson,2019 complété par document personnel)

	E (GPa) (Module Young)	ν (Coefficient de Poisson)	κ (GPa) (Paramètres de Couplage)	α (N) Paramètre micropolaire	β (N) Paramètre micropolaire	γ (N) Paramètre micropolaire
Os cortical						
Micropolaire	20	0,3	38,37	-120	120	240
Os spongieux						
Micropolaire	1	0,3	2	-120	120	240
Implant zircon						
Elastique	250	0,27	/	/	/	/
Implant titane niobium						
Elastique	70	0,3	/	/	/	/
Implant titane						
Elastique	82.5	0,36	/	/	/	/

Dans la suite de cette partie nous allons vous présenter les différents résultats obtenus après sollicitation du système implant – os.

3. Résultats

3.1. Modification de la longueur d'un implant cylindrique :

Dans cette partie, nous allons faire une étude paramétrique de l'implant. Nous allons faire varier la longueur, le diamètre ainsi que la géométrie en commençant par le cas cylindrique pour arriver sur le cas conique. Nous exprimerons les différents paramètres en rapport de hauteur R_h (hauteur de l'implant immergé par rapport à la hauteur de la gencive.) et de largeur R_l (diamètre de l'implant par rapport au diamètre total). Nous avons dans un premier temps pris comme composant matériau du titane (Ti), dans la partie modification du matériau nous étudierons la différence entre d'autres matériaux (la zircon (ZrO₂) et le titane niobium (Ti-Nb). Les différents résultats nous permettront

d'obtenir une tendance sur la forme et le matériau de l'implant lorsque nous considérons la microstructure afin que l'os ne subisse qu'un minimum d'effort.

Nous avons représenté nos résultats selon une coupe : sagittale.

- 1^{er} cas : un implant avec un rapport de longueur de 0,5 et un rapport de largeur de 0,36 : $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$

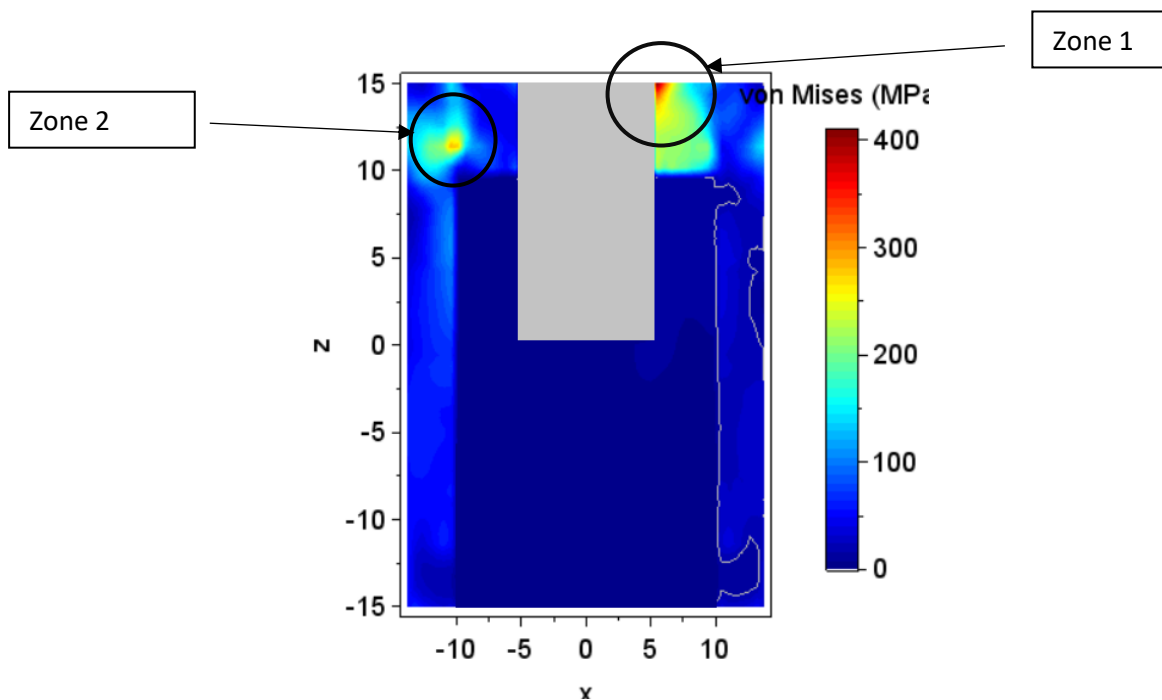


Figure 24 : Représentation d'un implant $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$ soumis à des contraintes de mastication
(source : document personnel)

Dans ce premier cas ci-dessus nous retrouvons un implant de $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$ subissant des contraintes de mastication. Les contraintes sont représentées par l'échelle de couleurs allant de 0 pour le bleu à environ 410 MPa pour le rouge (qui est la valeur maximale des contraintes atteintes pour ce cas). Cette échelle définit la contrainte de von Mises.

Nous remarquons en premier lieu sur la Figure 24 que ces contraintes sont localisées majoritairement au niveau de l'os cortical. Le maximum de ces contraintes allant jusqu'à 410 MPa situé dans la zone à droite de l'implant que nous appellerons la zone 1. Une autre zone de contraintes située du côté gauche est visible : sa valeur maximale étant de 300 MPa. Nous l'appellerons la zone 2. On peut remarquer que de légères contraintes sont retrouvées au niveau de l'os spongieux mais les valeurs sont très

faibles. La zone 1 qui est en contact avec l'implant est pour nous la plus importante car si les contraintes y sont fortes, il risque d'y avoir décohésion entre l'implant et l'os ce qui peut entraîner une peri-implantite. La zone 2 étant interne à l'os et ayant des contraintes plus faibles, n'entraînera aucun problème. Nous ne nous attarderons pas dessus.

Nous allons par la suite de nos simulations faire évoluer notre rapport de longueur afin d'observer un éventuel impact sur la distribution de contrainte dans l'os.

2^e cas : un implant $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,36$

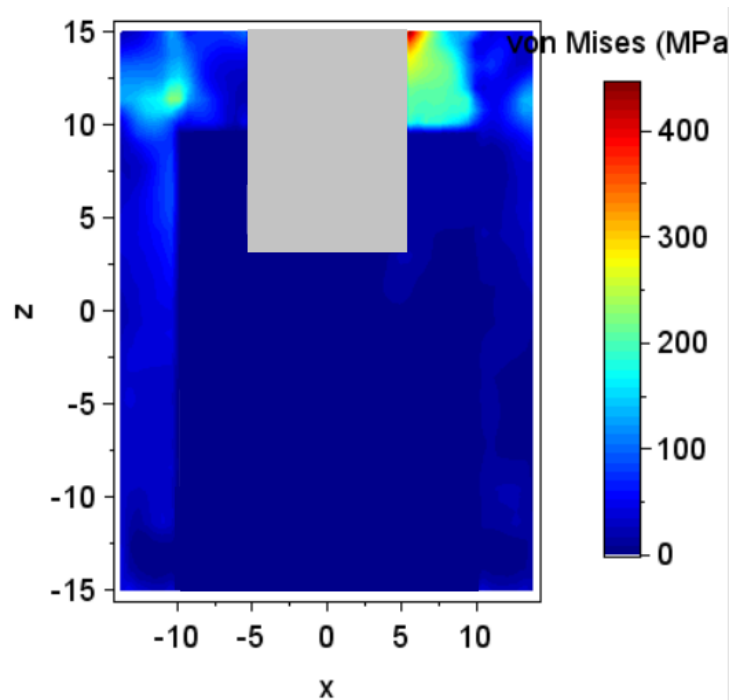


Figure 25 : Représentation d'un implant de $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,36$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)

Dans notre 2^e cas (Figure 25) nous avons réduit la longueur de notre implant passant d'un rapport de longueur de 0,5 à 0,4. Les forces sont toujours réparties au niveau de l'os cortical. Le maximum possède une valeur de 450 MPa situé dans la zone 1. Au niveau de l'os spongieux nous retrouvons des forces à peu près identiques avec cependant une légère diminution de la surface de celles-ci.

- 3^e cas : un implant avec $R_h = 0,33$ et $R_l = 0,36$

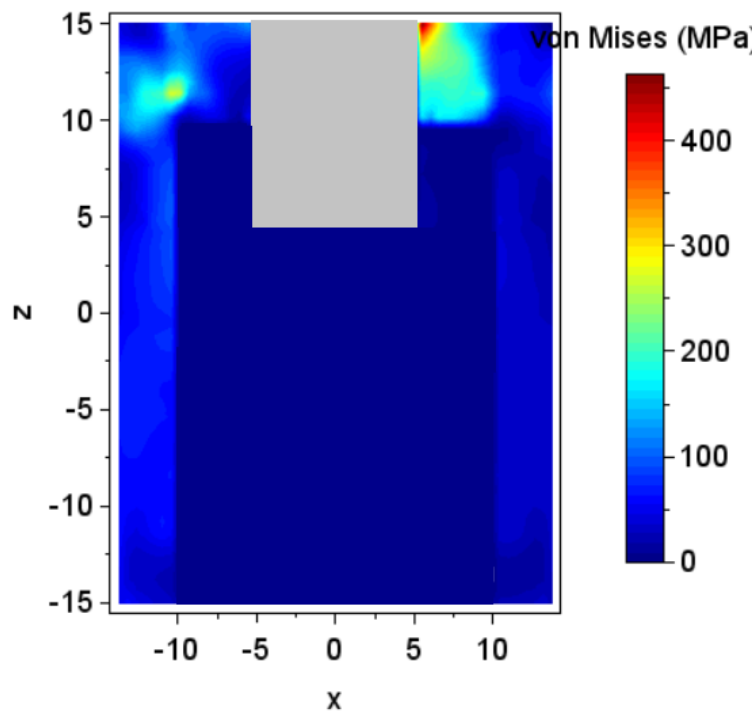


Figure 26 : Représentation d'un implant $R_h = 0,33$ et $R_l = 0,36$ soumis à des forces de mastications
(source : document personnel)

Dans ce 3^e cas (Figure 26) nous avons encore réduit l'implant. Nous pouvons voir que le maximum a augmenté encore atteignant 460 MPa dans la zone 1. Au niveau de la zone 2 le maximum est de 240 MPa. On peut remarquer qu'au niveau de l'os spongieux les forces sont encore plus faibles que précédemment. La surface de celle-ci est très diminuée contrairement à l'implant de rapport de longueur $R_h = 0,5$.

Lorsque l'on compare les trois implants de longueurs différentes (Figure 24, 25 et 26) nous nous rendons compte que les contraintes dans la zone 1 sont augmentées considérablement. Ce qui nous laisse penser que le fait de diminuer la taille d'un implant augmenterait les contraintes au niveau de l'os cortical.

3.2. Modification de la largeur d'un implant cylindrique :

- 4^e cas : un implant $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,28$

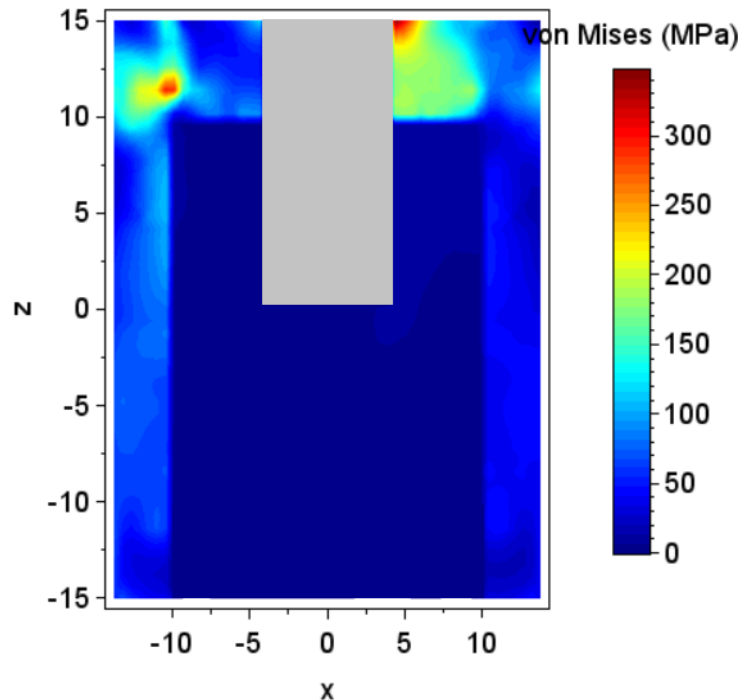


Figure 27 : Représentation d'un implant $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,28$ soumis à des forces de mastication
(source : document personnel)

Dans ce cas-ci nous avons diminué le rayon de l'implant pour voir si en modifiant le diamètre nous avons un résultat différent. Nous remarquons tout d'abord en comparant avant un implant $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$ (Figure 24) que la maximale est d'environ 350 MPa dans la zone 1 donc de 60 MPa en dessous. Des contraintes légères sont toujours retrouvées au niveau de l'os spongieux.

- 5^e cas : un implant $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,21$

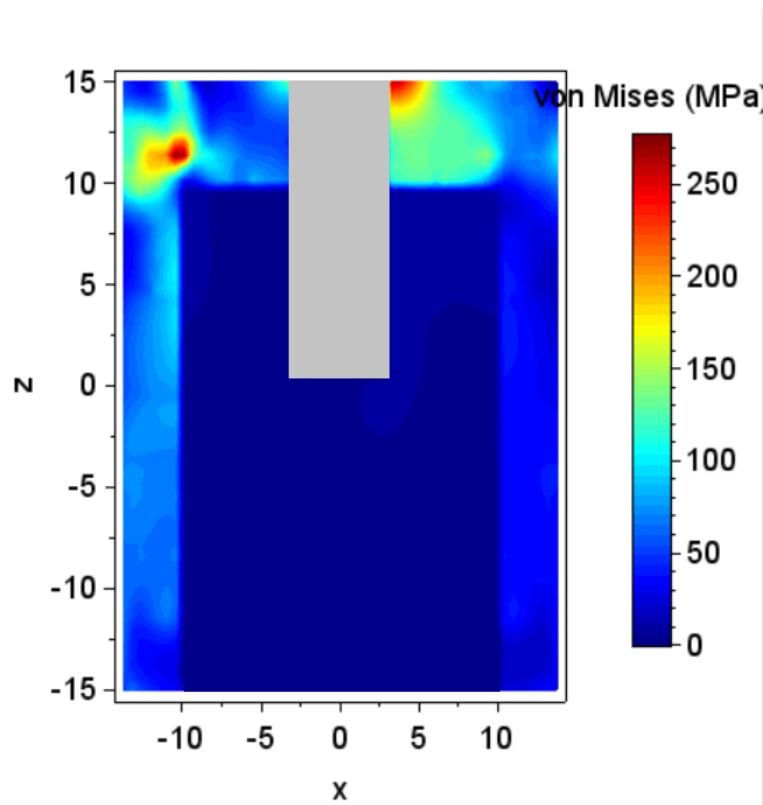


Figure 28 : Représentation d'un implant $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,21$ soumis à des forces de mastication
(source : document personnel)

Dans ce 5^e cas nous avons encore diminué le rayon de l'implant pour atteindre un rapport de largeur de 0,21. La maximale a encore diminuée prenant la valeur de 280 MPa dans la zone 1. On remarque toujours ces mêmes contraintes dans l'os spongieux.

Lorsque l'on compare les trois résultats à la suite (*Figure 24, 27 et 28*) on se rend compte que lorsque le rayon diminue la contrainte maximale diminue dans la zone 1. Ce qui nous montre bien l'impact de la modification du diamètre de l'implant.

3.3. Modification de la longueur et de la largeur d'un implant cylindrique

- 6^e cas : un implant $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,28$

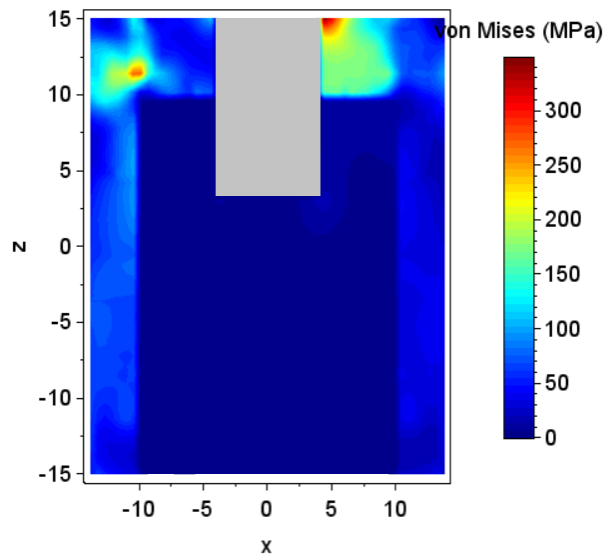


Figure 29 : Représentation d'un implant $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,28$ soumis à des forces de mastication
(source : document personnel)

Nous avons ici diminué le rapport de longueur et le rapport de largeur : $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,28$. La maximal est d'environ 360 MPa dans la zone 1. Le fait d'avoir diminué le diamètre a fait diminuer cette valeur.

- 7^e cas : un implant cylindrique $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,21$

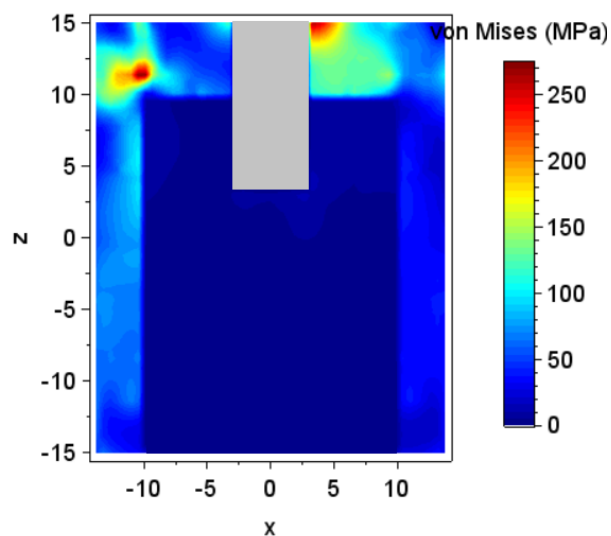


Figure 30 : Représentation d'un implant de $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,21$ soumis à des forces de mastication
(source : document personnel)

Dans ce cas nous avons une contrainte maximale de 280 MPa dans la zone 1.

Lorsque l'on compare ces deux résultats nous nous rendons compte que plus l'implant a un faible diamètre moins il y a de contraintes mais également que les valeurs d'un implant $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,21$ (Figure 28) sont identiques à un implant $R_h = 0,4$ et $R_l = 0,21$ (Figure 30). Ce qui nous montre bien qu'en modifiant la longueur il y a moins d'impact.

- 8^e cas : un implant cylindrique $R_h = 0,33$ et $R_l = 0,28$

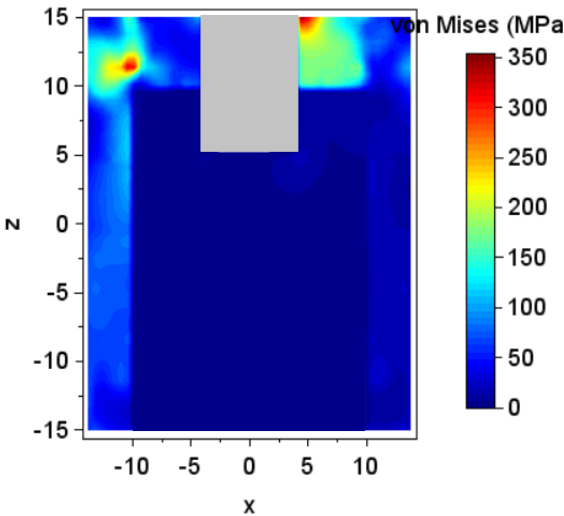


Figure 31 : Représentation d'un implant $R_h = 0,33$ et $R_l = 0,28$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)

La valeur maximale dans la zone 1 se retrouve à environ 350 MPa.

- 9^e cas : un implant cylindrique $R_h = 0,33$ et $R_l = 0,21$

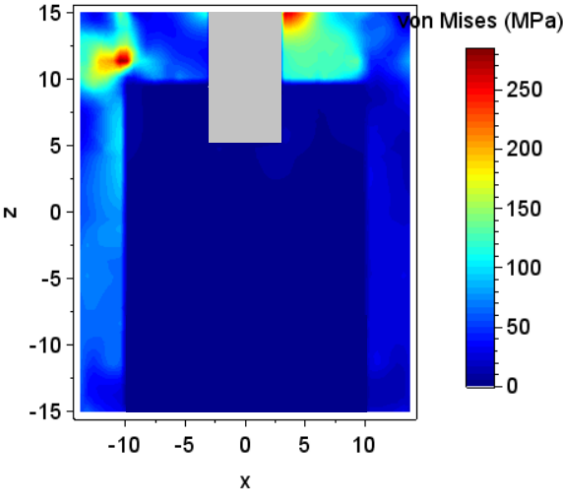


Figure 32 : Représentation d'un implant $R_h = 0,33$ et $R_l = 0,21$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)

Lors de la diminution du diamètre de l'implant la valeur maximale diminue dans la zone 1 et est égale à 280 MPa.

Comme dans le cas de l'implant de rapport de longueur de 0,4 (Figure 29 et 30) nous avons une modification lorsque l'on diminue le diamètre mais la longueur ne change pas les valeurs.

Lorsque l'implant est de plus gros diamètre la longueur a un réel impact. Plus l'implant est de gros diamètre plus il faudra poser un implant long tandis que lorsque l'implant est de plus faible diamètre la longueur de change pas les contraintes.

3.4. Modification de la forme d'un implant :

Dans le cas suivant nous avons modifié l'implant pour voir la différence de forces appliquées sur une forme cylindro-conique.

- 10^e cas : un implant cylindro-conique $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$ au niveau cervical et $R_l = 0,18$ au niveau apical

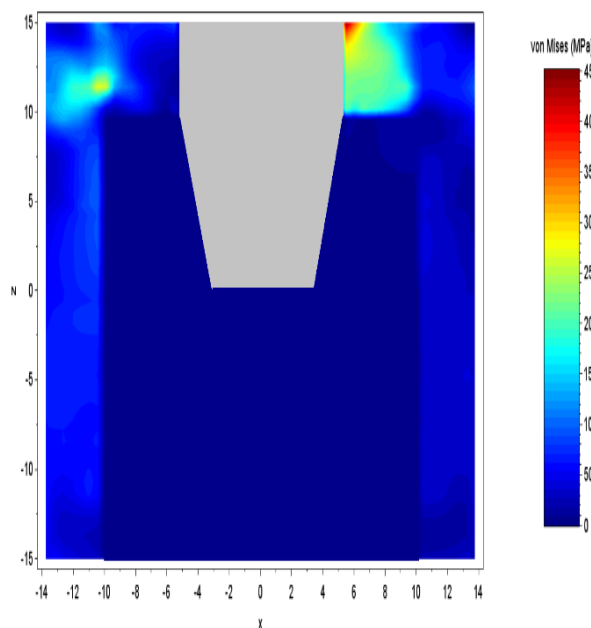


Figure 33 : Représentation d'un implant cylindro-conique soumis à des forces de mastication
(source : document personnel)

Lors de la modification de la forme on observe une maximale des contraintes qui atteint 450 MPa ce qui est un peu plus élevé que dans le cas d'un implant cylindrique pour

qui la maximale est de 410 MPa (Figure 24). Les forces au niveau de la corticale se situent au même endroit et sont approximativement identiques.

- 11^e cas : un implant conique $R_h = 0,5$ et de $R_l = 0,36$ au niveau cervical et de $R_l = 0,18$ au niveau apical

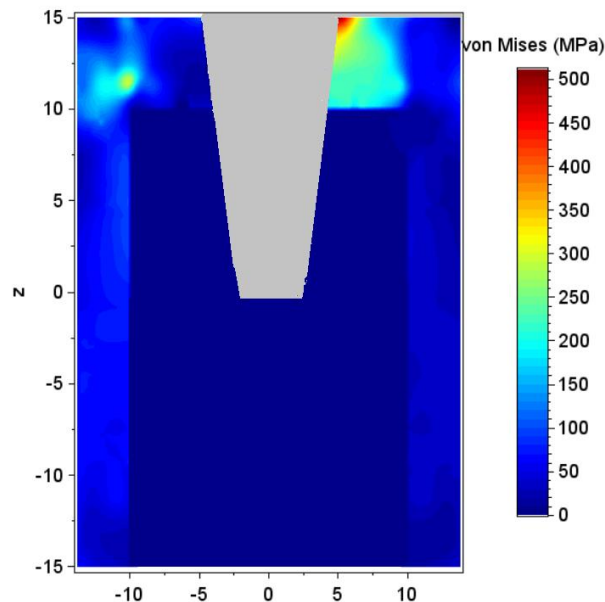


Figure 34 : Représentation d'un implant conique de grand diamètre soumis à des forces de mastication
(source : document personnel)

Nous avons ici comparé le cas d'un implant conique de diamètre plus grand : dans la zone 1 le maximum est de 510 MPa donc plus grand que pour un implant cylindrique (Figure 24) mais aussi plus grand qu'un implant cylindro-conique (Figure 33).

- 12^e cas : un implant conique de diamètre inférieur : $R_h = 0,5$ $R_l = 0,21$ au niveau cervical et $R_l = 0,10$ au niveau apical

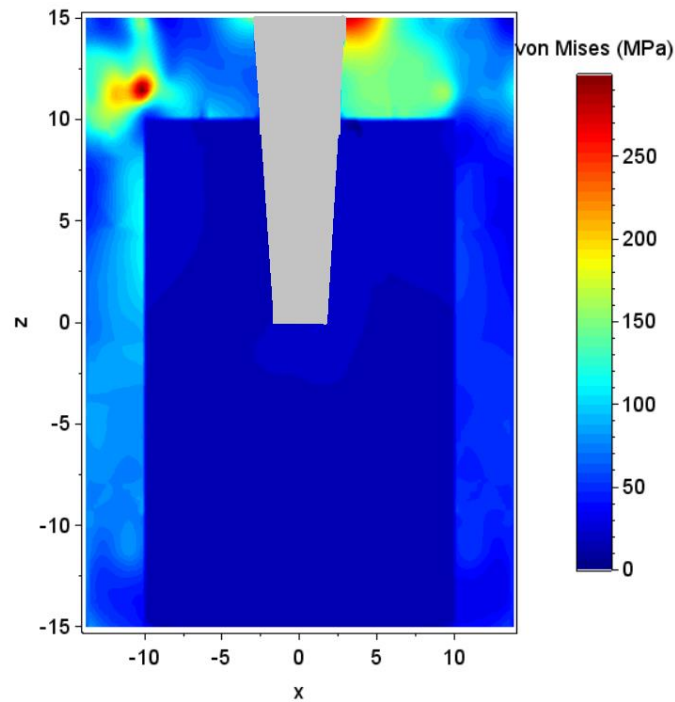


Figure 35 : Représentation d'un implant conique de petit diamètre soumis à des forces de mastication (source : document personnel)

Nous avons ensuite voulu comparer le cas d'un implant conique de plus petit diamètre car en clinique beaucoup d'implants coniques sont utilisés. Au niveau de la zone 1 nous retrouvons une valeur maximale avoisinant 270 MPa. Il y a la présence de faibles contraintes dans l'os spongieux mais qui restent cependant minimales. Les valeurs sont quasiment les mêmes que dans le cas d'un implant cylindrique de petit diamètre (Figure 28). Il est donc là encore préférable de poser un implant de faible diamètre. La forme a une importance pour un plus grand diamètre mais ne change pas lorsque celui-ci est plus faible.

3.5. Modification du matériau utilisé

- 13^e cas : un implant en zircone (ZrO₂) : $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$

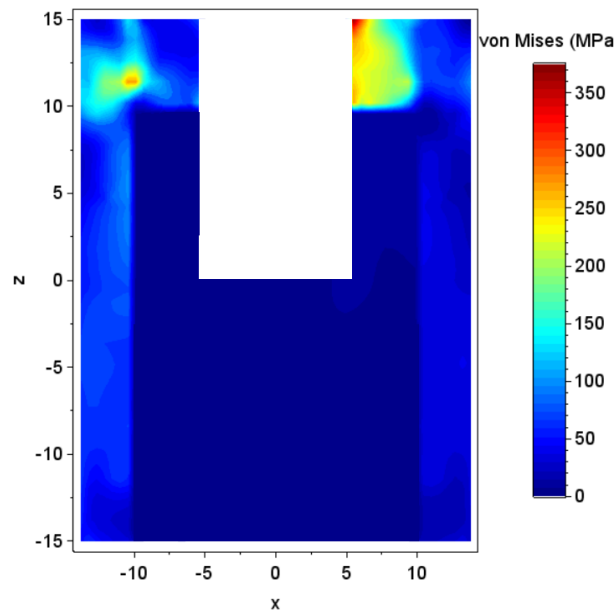


Figure 36 : Représentation d'un implant en zircone $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$ soumis à des forces de mastication
(source : document personnel)

Nous avons ici utilisé de la zircone à la place du titane. Nous pouvons remarquer que le maximum dans la zone 1 est de 380 MPa. Ce qui nous montre que les contraintes sont moins importantes lorsque l'on utilise de la zircone plutôt que du titane (Figure 24).

- 14^e cas : un implant en titane niobium (Nb-Ti) : $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$

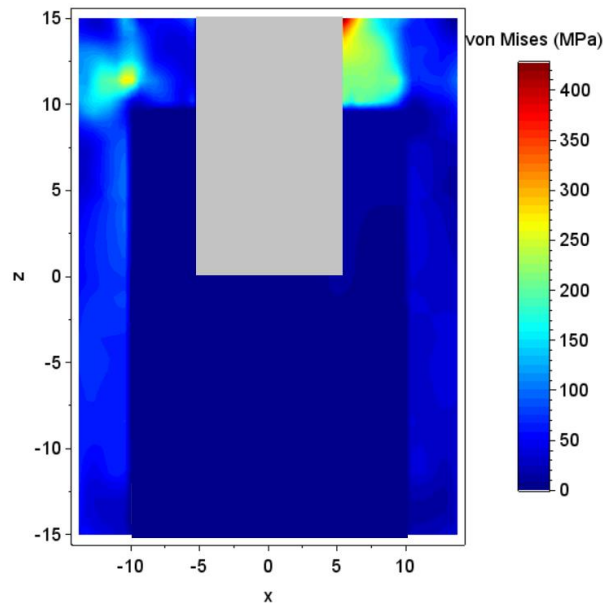


Figure 37 : Représentation d'un implant en titane niobium $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$ soumis à des forces de mastication (source : document personnel)

Dans le cas de l'utilisation du titane niobium qui est un alliage utilisé dans différentes études nous nous rendons compte que la valeur maximale de la zone 1 est de 430 MPa.

3.6. Modification de l'angle d'inclinaison

- 15^e cas : un implant en titane cylindrique $R_h = 0,5$ et $R_l = 0,36$ incliné en vestibulaire de 2 unités de longueur.

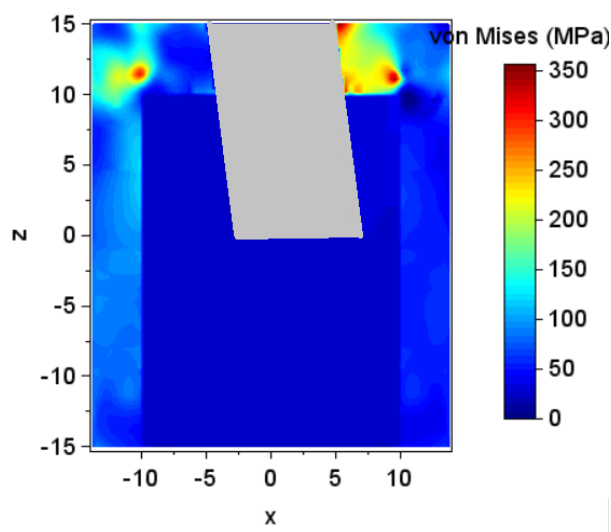


Figure 38 : Représentation d'un implant en titane incliné dans le sens vestibulaire (source : document personnel)

Les maximales retrouvées dans la zone 1 atteignent 350 MPa. La valeur de la zone 1 est nettement inférieure à la valeur de la zone 1 (410MPa) pour un implant non incliné (*Figure 24*). Cependant on retrouve deux zones où la maximale est atteinte. Les forces seront donc moins grandes mais réparties à 3 endroits plutôt qu'à deux comme précédemment. Nous n'avons pas réalisé l'inclinaison linguale. Celle-ci est exactement la même car le modèle possède une symétrie.

4. Discussion

Pour introduire notre discussion les résultats de notre étude ont été classés dans un tableau récapitulatif :

Tableau 6 : Tableau récapitulatif des valeurs obtenues pendant notre étude (source : document personnel)

	Valeur maximale zone1 (MPa)	Valeur maximale zone 2 (MPa)
TITANE		
$R_h = 0,5 / R_l = 0,36$	410	300
$R_h = 0,4 / R_l = 0,36$	450	250
$R_h = 0,33 / R_l = 0,36$	460	240
$R_h = 0,5 / R_l = 0,28$	350	300
$R_h = 0,5 / R_l = 0,21$	280	280
$R_h = 0,4 / R_l = 0,28$	360	300
$R_h = 0,4 / R_l = 0,21$	280	280
$R_h = 0,33 / R_l = 0,28$	350	300
$R_h = 0,33 / R_l = 0,21$	280	280
Cylindro-conique : $R_h = 0,5 / R_l = 0,36$	450	300
Conique $R_h = 0,5 / R_l = 0,36$	510	280
Conique petit diamètre $R_h = 0,5 / R_l = 0,21$	270	290
ZIRCON		
$R_h = 0,5 / R_l = 0,36$	380	270
TITANE NIOBIUM		
$R_h = 0,5 / R_l = 0,36$	430	290
IMPLANT ANGULE en vestibulaire $R_h = 0,5 / R_l = 0,5$	350 (mais deux zones)	300

- Influence de la longueur : Nous avons comparé en premier lieu la longueur de nos implants, nous avons pu voir que le fait de diminuer la longueur accentuait les contraintes au niveau de l'os cortical pour des diamètres plus grands. Cela étant dit quand l'implant est de plus petit diamètre la longueur n'est plus un paramètre influant. On peut donc en déduire que pour les implants de plus grands diamètres la longueur a de l'importance tandis que pour des implants de faibles diamètres la longueur n'influe pas les contraintes. Les résultats cliniques de plusieurs études comme celles de Estévez et al (Estévez-Perez et al,2020), Caramês et al (Caramês et al,2020) ou encore Machiodi et al (Malchiodi et al,2020) vues précédemment ne montrent pas de différences significatives mais ces études ont conservé le même diamètre pour tous.
- Influence de la largeur : Dans la suite de notre étude nous avons diminué notre diamètre implantaire. Une différence significative est observée entre un implant de plus grand diamètre et un implant de plus petit diamètre. Un implant de plus petit diamètre nous permet de diminuer les contraintes dans l'os. Les contraintes étant diminuées, une péri implantite a moins de chance de survenir car il risque d'y avoir moins de chance qu'il y ait décohésion entre l'os et l'implant. D'autres résultats, qui ne tiennent pas compte de la microstructure de l'os dans leur modèle de comportement mécanique, montrent que c'est au contraire l'augmentation du diamètre implantaire qui diminue les contraintes (Didier,2019).
- Lorsque l'os est considéré comme un milieu élastique micropolaire nous avons une diminution des contraintes avec la diminution du diamètre.
- Lorsque l'on a modifié la longueur et le diamètre cela nous a confirmé que la longueur n'avait pas d'impact dans les contraintes subies au niveau cortical pour des implants de rayon plus petit. Les valeurs sont les mêmes dans le cas d'un implant de rapport de longueur 0,5 et de rapport de largeur 0,21 que dans le cas d'un implant de rapport de longueur 0,33 et de rapport de largeur 0,21 de même que pour celui dont le rapport de longueur est de 0,4 et dont le rapport de la largeur est de 0,21. Ces résultats nous confortent

dans notre idée que le diamètre a plus d'impact que la longueur sur la distribution des contraintes dans l'os.

- Influence de la forme : Lorsque la forme de l'implant est modifiée on retrouve des valeurs maximales très différentes dans le cas d'un implant de rapport de largeur 0,36. En effet on a des contraintes plus faibles dans le cas d'un implant cylindrique, l'implant cylindro-conique subit un peu plus de contraintes et l'implant conique lui est celui qui, avec un rapport de longueur de 0,36, possède le plus de contrainte. En revanche quand le diamètre est modifié et que celui-ci est plus faible on remarque que les valeurs maximales sont équivalentes à un implant cylindrique de même diamètre. La modification de la forme a peu d'impact quand on a un faible rapport de largeur tandis que lorsque le rapport est plus grand la différence est significative. Notre étude nous ramène aux résultats retrouvés dans deux études. Une d'entre elles C. Petrie et al (C. Petrie et al,2005) indique que l'augmentation de la conicité augmenterait les contraintes au niveau notamment des implants courts tandis que dans une autre étude (H. Huang et al,2007) l'augmentation de celle-ci diminue les contraintes.
- Influence des différents matériaux : Les différents matériaux que l'on a utilisés nous montrent que la zircone semble être le matériau qui subit le moins de contraintes. Le titane niobium est celui qui en subit le plus. Nous avons choisi ce matériau car des recherches sont en cours et nous voulions le comparer au titane utilisé depuis toujours. Finalement plus on se rapproche des caractéristiques mécaniques de la dent, moins l'os est contraint.
- Influence de l'inclinaison de l'implant : Notre étude nous montre que les contraintes sont moins grandes au niveau de l'os lorsque l'implant est incliné. Cependant elles sont réparties à plusieurs endroits. La répartition à plusieurs endroits des contraintes peut provoquer des fragilités au niveau de l'os. Mais, la forte différence de maximales entre un implant non incliné et incliné est non négligeable et nous montre plutôt un aspect positif d'incliner l'implant.

Les contraintes se retrouvant surtout au niveau de l'os cortical, cela induit que dans les zones où celui-ci est peu présent, l'ostéointégration sera d'autant plus difficile et les répercussions sur l'os spongieux seront plus grandes (un os de type IV).

CONCLUSION

Notre étude novatrice, qui considère l'influence de la microstructure de l'os sur sa macrostructure, a mis en évidence l'importance du diamètre implantaire et surtout des petits diamètres lorsque l'os est considéré comme un milieu élastique micropolaire. Elle nous permet aussi de confirmer l'absence de différences sur la distribution de contrainte dans l'os entre un implant long et un implant court avec des petits diamètres. Plus le diamètre de l'implant est grand pour la forme conique plus cela entraîne de contraintes dans l'os. La zircone pour le matériau de l'implant s'avère être un matériau qui engendre moins de contraintes que le titane ou titane-niobium dans l'os. Finalement une augmentation du module de Young, proche de celui de la dent, diminue les contraintes transmises à l'os. Ces différents résultats sont observés cliniquement mais n'ont jusqu'à alors jamais été démontrés.

Le fait d'avoir mis en évidence que les contraintes se trouvent essentiellement dans l'os cortical nous permet de mieux comprendre la perte osseuse qui peut parfois survenir après la pose d'un implant. En effet lorsque les contraintes sont trop importantes dans l'os au niveau de l'interface avec l'implant, l'os risque de se détacher de l'implant et l'installation de bactéries aura lieu.

Bien sûr d'autres critères sont à prendre en compte et c'est l'ensemble d'évènements qui amène à un échec implantaire. Mais plus on limitera les contraintes moins l'os sera sollicité. Notre métier nous pousse toujours à nous améliorer et donner le maximum de nous-même pour nos patients. Nous avons encore beaucoup de choses à apprendre dans le domaine de l'implantologie qui se révèle être l'avenir de notre profession.

BIBLIOGRAPHIE

Références bibliographiques

1. Al-Hashedi AA, Taiyeb Ali TB, Yunus N. Short dental implants: An emerging concept in implant treatment. *Quintessence Int.* 2014; 45(6): 499 – 514.
2. Altenbach H, Eremeyev VA. On the linear theory of micropolar plates. *Z Angew Math Mech.* 2009; 89(4): 242–256.
3. Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21(5): 769-776.
4. Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27(6): 1323 – 1331.
5. Bechara S, Kubilius R, Veronesi G, Pires JT, Shibli JA, Mangano FG. 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.
6. Belindayi ME, Ucar Y, Tatli U. Short Implants Versus Standard Implants: Midterm Outcomes of a Clinical Study. *Implant Dent.* 2018 ; 27(1): 95–100.
7. Bourdin D, Saffarzadeh Kermani A, Lauverjat Y. Fiabilité clinique des implants courts : étude rétrospective de 139 implants. *J Parodontol Implantol Orale.* 2007 ; 26(2) : 149-158.
8. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et coll. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16: 1 132.
9. Caramês J, Pinto AC, Caramês G, Francisco H, Fialho J, Marques D. Survival Rate of 1008 Short Dental Implants with 21 Months of Average Follow-Up: A Retrospective Study. *J Clin Med.* 2020; 9(12): 3943.

10. Clause C. Les implants courts : une alternative à la greffe sinusienne ? [Thèse d'exercice]. [Nancy] : Université Henri Poincaré Nancy I. Faculté d'odontologie ; 2010. 132 p.
11. Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL, Romanos GE. Effects of occlusal forces on the peri-implant-bone interface stability. *Periodontol* 2000. 2019; 81(1): 179-93.
12. Didier P. Solutions matériaux et géométriques pour la réalisation de dispositifs médicaux implantables sur-mesure en alliages de titane : Application aux implants endo-osseux et supra-osseux obtenus par fabrication additive [Thèse d'Université]. [Nancy] : Université de Lorraine. Ecole doctorale C2MP Chimie Mécanique Matériaux Physique ; 2019. 216 p
13. Donath K, Lass M, Günzl HJ. The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue. *Virchows Arch A Pathol Anat Histopathol*. 1992; 420(2): 131-7.
14. Eringen AC. *Microcontinuum Field Theories, Tome 1: Foundations and solids*. New York: Springer New York; 1999a. Theory of Micropolar Elasticity, p. 101–248.
15. Estévez-Pérez D, Bustamante-Hernández N, Labaig-Rueda C, Solá-Ruiz MF, Amengual-Lorenzo J, García-Sala Bonmatí F, et coll. Comparative Analysis of Peri-Implant Bone Loss in Extra-Short, Short, and Conventional Implants: A 3-Year Retrospective Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2020; 17(24): 9278.
16. Felice P, Pistilli R, Barausse C, Bruno V, Trullenque-Eriksson A, Esposito M. Short implants as an alternative to crestal sinus lift: A 1-year multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2015; 8(4): 375 – 384.
17. Gaudy JF, Cannas B, Gillot L, Charrier JL. *Atlas d'anatomie implantaire*. 2e édition. Paris : Elsevier Masson ; 2011. 248 p.
18. Goudot P, Lacoste JP. *Guide pratique d'implantologie*. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson ; 2013. xi+236 p.

19. Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC. Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designs of Dental Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(4): 551-562
20. Kouitat R, Pierson G, Voignier A. Coupling BEM and the Local Point Interpolation for the Solution of Anisotropic Elastic Nonlinear, Multi-Physics and Multi-Fields Problems. *Int J Comput Methods*. 2019; 17(9): 1950067.
21. Lakes R. Letter to the editor: On the torsional properties of single osteons. *J Biomech*. 1995; 28(11): 1409–1410.
22. Leroy PG. Intérêt des implants courts et des implants à plateau d'assise dans la gestion des secteurs fortement résorbés [Thèse d'exercice]. [Lille] : Université du droit de la santé de Lille 2. Faculté de chirurgie dentaire ; 2016. 82 p.
23. Lorenz J, Blume M, Korzinskas T, Ghanaati S, Sader RA. Short implants in the posterior maxilla to avoid sinus augmentation procedure: 5-year results from a retrospective cohort study. *Int J Implant Dent*. 2019; 5(1): 3.
24. Malchiodi L, Ricciardi G, Salandini A, Caricasulo R, Cucchi A, Ghensi P. Influence of crown-implant ratio on implant success rate of ultra-short dental implants: results of a 8- to 10-year retrospective study. *Clin Oral Investig*. 2020; 24(9): 3213-22.
25. Malo P, De Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillare and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up *Clin. Implants Dent Relat Res*. 2007; 9(1): 15-21.
26. Mariani P, Margossian P, Laborde G. Choix d'un concept occlusal en implantologie. *Stratégie prothétique*. 2008 ; 8(1) : 26.
27. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(1): 20-7.
28. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000*. 2014; 66(1): 72-96.

29. Papaspyridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber HP. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018; 29 Suppl 16: 8-20.
30. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clinical Oral Implants Res.* 2005; 16(4): 486-494
31. Pierson G. Interaction implant – os élastiquemicropolaire : une investigation numérique [Thèse d'Université]. [Nancy] : Université de Lorraine. Ecole doctorale chimie mécanique matériaux physique (C2MP) ; 2019. 136 p.
32. Pierson G, Kouitat-Njiwa R, Bravetti P. A boundary elements only solution method for 3D micropolar elasticity. *Eng Anal Bound Elem.* 2021; 123: 84-92.
33. Pierson G, Njiwa RK, Bravetti P. Interaction implant-bone as a micropolar elastic medium: porosity impact of the hard living media. *International Journal of Theoretical and Applied Multiscale Mechanics.* 2020; 3(3): 229-244.
34. Ravidà A, Wang IC, Barootchi S, Askar H, Tavelli L, Gargallo-Albiol J, et coll. Meta-analysis of randomized clinical trials comparing clinical and patient-reported outcomes between extra-short (≤ 6 mm) and longer (≥ 10 mm) implants. *J Clin Periodontol.* 2019; 46(1): 118-42.
35. Richemond F, Rosier G. Les implants courts dans les sites osseux présentant un déficit vertical : une alternative aux greffes osseuses ? [Mémoire Diplôme Universitaire]. [Dijon] : université de Bourgogne. Faculté de chirurgie orale et d'implantologie ; 2007. 39 p.
36. Ruppel ME, Miller LM, Burr DB. The effect of the microscopic and nanoscale structure on bone fragility. *Osteoporos Int.* 2008; 19(9): 1251–1265.
37. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht, C, et coll. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed Res Int.* 2016; 2016: 6285620.

38. Taschieri S, Lolato A, Testori T, Francetti L, Del Fabbro M. Short dental implants as compared to maxillary sinus augmentation procedure for the rehabilitation of edentulous posterior maxilla: Three-year results of a randomized clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018; 20(1): 9–20.
39. Thurieau N, Kouitat Njiwa R, Taghite M. The local point interpolation– boundary element method (LPI–BEM) applied to the solution of mechanical 3D problem of a microdilatation medium. *Eur J Mech – A Solids*. 2014; 47: 391–399.
40. Weiner S, Wagner HD. The Material Bone: Structure-Mechanical Function Relations. *Annu Rev Mater Sci*. 1998; 28(1): 271-298.
41. Yan Q, Wu X, Su M. Short implants (≤ 6 mm) versus longer implants with sinus floor elevation in atrophic posterior maxilla a systematic review and meta-analysis. *BMJ Open*. 2019; 9: e029826.
42. Zunzarren R. Guide clinique d'odontologie. 3e édition. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson ; 2019. 376 p.

Références électroniques

43. 3D Celo. Les implants courts : alternative aux techniques d'augmentation osseuse [Internet]. 2019 [cité 11 janv 2021]. Disponible sur : <https://www.3dcelo.com/les-implant-courts-une-alternative-aux-techniques-augmentation-osseuse/>
44. Atilla E. The mandible [Internet]. 2019 [consulté le 11/04/2021]. Disponible sur: <https://teachmeanatomy.info/head/osteology/mandible/>
45. Casas T. L'implant dentaire en zircone [Internet]. 2019 Disponible sur: <https://docteur-casas.com/2019/09/19/nouveaux-implants-dentaires-zircone-ceramique/>
46. Cohen N. Quel est le taux de réussite des implants dentaires et leur durée de vie ? [Internet]. 2015 [consulté le 11/04/2021]. Disponible sur : <http://www.dentagora.fr/chirurgie-dentaire/implantologie/taux-reussite-implants-dentaires-et-duree-vie/>

47. Cowhig D. Tools of the trade: Z-Systems ceramic implants [Internet]. 2018 [consulté le 11/04/2021]. Disponible sur: <https://bitemagazine.com.au/tools-of-the-trade-z-systems-ceramic-implants/>
48. Dentalis. Effets de l'étude des états de surfaces implantaire en microtopographie sur les osteoblastes et l'os en formation [Internet]. 2020 [consulté le 11/04/2021]. Disponible sur: http://dentalis-implants.com/documentation-2/bas-bio-active-surface_fr/the-optimal-ra-micro-roughness-surface-fr/
49. Gaceta Dental. PARP: Predicción diagnóstica para la elección de estrategias clínicas en la región pterigomaxilar [Internet]. 2016 [consulté le date]. Disponible sur : <https://gacetadental.com/2016/03/parp-prediccion-diagnostica-para-la-eleccion-de-estrategias-clinicas-en-la-region-pterigomaxilar-58642>
50. New Dentaire. All on 4 et All on 6 [Internet]. 2011[consulté le 11/04/2021]. Disponible sur : <https://newdentaire.be/all-on-4-et-all-on-6/>

TABLE DES MATIERES

SOMMAIRE.....	15
LISTE DES FIGURES.....	16
LISTE DES TABLEAUX.....	19
INTRODUCTION.....	20
PREMIERE PARTIE : Généralités.....	21
1. Un peu d'histoire.....	21
2. La réaction de l'os face à l'implantologie.....	22
2.1. La structure osseuse.....	22
2.2. L'ostéointégration.....	26
DEUXIEME PARTIE : Les implants.....	30
1. Généralités.....	30
2. Utilisation et matériaux.....	32
3. Implants courts versus Implants longs.....	34
3.1. Caractéristiques.....	36
3.2. Les indications et les contres indications des implants courts.....	39
4. Implication des forces dans la survie implantaire.....	40
4.1. Types de force lors de la mastication.....	41
4.2. Résistance implantaire soumis à ces forces mécaniques.....	43
TROISIEME PARTIE : étude du système implant-os sous sollicitation de mastication.....	47
1. Introduction.....	47
2. Matériaux et méthodes.....	48
3. Résultats.....	53

3.1.	Modification de la longueur d'un implant cylindrique :.....	53
3.2.	Modification de la largeur d'un implant cylindrique :.....	57
3.3.	Modification de la longueur et de la largeur d'un implant cylindrique	59
3.4.	Modification de la forme d'un implant :.....	61
3.5.	Modification du matériau utilisé	64
3.6.	Modification de l'angle d'inclinaison	65
4.	Discussion	67
CONCLUSION		71
BIBLIOGRAPHIE		72
	Références bibliographiques.....	72
	Références électroniques.....	76

Bourgeois Clémence : Utilisation du logiciel LPI-BEM lors de l'étude numérique pré implantaire sur plusieurs types d'implants courts

Nancy 2021 : 79 pages. 38 figures ; 6 tableaux.

Th. Chir.- Dent. : Nancy 2021

Mots clés :

- Short implant
- Implantologie

Résumé :

L'implantologie se développe depuis les années 1950 en France, le nombre de systèmes et de types d'implants augmente sans cesse. L'objectif de notre travail est d'observer l'impact des forces masticatoires appliquées sur les différents types d'implants qu'ils soient grands, courts, de petits diamètres, de grands diamètres ou encore cylindriques ou coniques.

Pour l'observation de ces forces masticatoires nous allons utiliser le numérique qui est un outil puissant pour pouvoir avoir un aperçu de ce qui se passe au niveau de l'os quand un implant est placé en bouche.

Dans ce travail nous verrons plusieurs rappels fondamentaux de l'implantologie avec notamment la structure osseuse et l'ostéointégration des implants dentaires.

Les différents types d'implants seront abordés dans une seconde partie avec la mise en évidence des différents systèmes présents sur le marché.

Notre étude numérique vous sera présentée dans la dernière partie, après discussion des résultats nous concluons sur le type d'implant qui génère le moins de contraintes au niveau osseux.

Jury :

Présidente : Pr Catherine STRAZIELLE

Membres : Dr Kazutoyo YASUKAWA
Dr Richard KOUITAT-NJIWA
Dr Sébastien CLERC

Invité : Dr Gaël PIERSON

Directeur de thèse : Dr Pierre BRAVETTI

Adresse de l'auteur :

Bourgeois Clémence
12 Bis rue Gérard Philipe
21240 TALANT

Vu la demande du doyen de la faculté d'odontologie de Lorraine sur le rapport du jury :

Président : C. STRAZIELLE – Professeur des universités
Membre du jury : R. KOUITAT-NJIWA – Maître de conférences des universités
Membre du jury : K. YASUKAWA – Maître de conférences des universités
Membre du jury : S. CLERC – Assistant hospitalier universitaire
Membre invité : G. PIERSON – Chercheur post-doctorant

Directeur de thèse : P. BRAVETTI – Maître de conférences des universités

le président de l'université de Lorraine autorise

Madame Clémence BOURGEOIS

née à DIJON (Côte d'Or) le 31 mai 1994,

à soutenir et imprimer sa thèse en vue d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire intitulée :

**« UTILISATION DU LOGICIEL LPI-BEM LORS DE L'ÉTUDE NUMÉRIQUE PRÉ IMPLANTAIRE SUR
PLUSIEURS TYPES D'IMPLANTS COURTS. »**

Nancy, le 11 mai 2021

N° autorisation : 11698C

Le président de l'université de Lorraine

