



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-theses-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>

École doctorale C2MP

THESE

Pour l'obtention du titre de :

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE

Spécialité : Mécanique des matériaux

Présentée par :

Paul DIDIER

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 soutenue publiquement le 24 octobre 2019 devant le jury composé de :

Mme Karine BRUYERE, Directrice de recherche, LBMC IFSTTAR, Université de Lyon 1	Rapporteuse
M. Jean-Yves HASCOËT, Professeur des universités, GeM, École Centrale de Nantes	Rapporteur
Mme Laurence JORDAN, Professeur des universités-praticien hospitalier, UFR d'Odontologie, Université Paris-Diderot	Examinatrice
M. Yves CHEMISKY, Professeur des universités, I2M, Université de Bordeaux	Examineur
M. Pascal LAHEURTE, Maître de conférences HDR, LEM3, Université de Lorraine	Directeur
M. Boris PIOTROWSKI, Ingénieur de recherche, LEM3, Arts et Métiers	Co-directeur
M. Gaël LE COZ, Ingénieur de recherche, LEM3, Université de Lorraine	Co-encadrant
M. Pierre BRAVETTI, Maître de conférences des universités-praticien hospitalier, IJL, Université de Lorraine	Co-encadrant

Université de Lorraine

Laboratoire d'Étude des Microstructures et de Mécanique des Matériaux

*« J'essaie de ne pas vivre en contradiction
avec les idées que je ne défends pas »*

Pierre Desproges

Remerciements

Je souhaiterais en premier lieu remercier l'ensemble des personnes qui ont pu contribuer, de près ou de loin, à l'aboutissement de ces travaux de thèse.

J'adresse mes sincères remerciements aux membres du jury pour avoir accepté d'examiner et évaluer mes travaux. Je remercie Karine Bruyère et Jean-Yves Hascoët pour le temps consacré à l'évaluation du manuscrit en étant rapporteurs de cette thèse. Je remercie également Yves Chemisky pour avoir présidé le jury de la meilleure manière qui soit, en allant même au-delà de ses fonctions et de son expertise scientifique avisée ; mais aussi Laurence Jordan pour avoir participé en tant qu'examinatrice, pour la pertinence de ses remarques et son point de vue de praticien de santé.

Mes remerciements vont aussi à mes encadrants, qui ont créé une atmosphère propice au travail dans des conditions optimales. Je remercie mon directeur de thèse Pascal Laheurte pour la confiance et la liberté qu'il a pu m'accorder, mais aussi pour le caractère essentiel de sa vision globale dans le domaine de la fabrication additive métallique, qui a su guider l'équipe dans la meilleure des directions tout en créant une atmosphère de travail agréable.

Je souhaiterais également remercier Boris Piotrowski, qui a codirigé cette thèse, avec qui j'ai le plaisir et la chance de travailler depuis mon arrivée au laboratoire en stage de fin d'études. Son expertise dans la mécanique numérique, domaine qui a constitué une part importante des travaux, mais surtout son encadrement global, ont joué un rôle essentiel dans l'aboutissement du travail.

Je remercie Gaël Le Coz, co-encadrant de ces travaux, dont l'expertise dans le domaine de l'usinage et de l'iconographie fut essentielle. Au-delà de ces apports techniques et scientifiques, sa sympathie et sa bienveillance ont grandement facilité ma mise en confiance dans l'environnement du laboratoire.

Enfin, je voulais remercier Pierre Bravetti pour sa disponibilité et pour avoir participé à la construction du pont essentiel entre le monde de l'ingénierie mécanique et le monde médical.

Merci à Paul, homonyme, colocataire de bureau et ami, pour nos rigolades et altercations. La dynamique générée dans ce bureau nous aura sous aucun doute permis d'aller plus loin dans nos réalisations respectives.

J'adresse mes remerciements à tous les collègues du laboratoire, mais aussi de l'extérieur, avec qui j'ai pu interagir durant ces trois années : Laurent Peltier, pour ton humour, ta bonne humeur et ton amour du houblon, Marie Fischer pour nous avoir formé et légué la machine de fabrication additive, mais aussi Pierre Charbonnier, Patrick Moll, Wafa Elmay, Antoine Chalon, Delphine Wagner, Guillaume Robin, David Joseph, Pascal Pomared, Francis Praud, Fodil Meraghni, Abdelhadi Moufki et tous ceux que j'oublie.

Je remercie aussi les copains du laboratoire et homologues doctorants que j'ai croisé et avec qui, souvent, nous nous sommes bien marrés : Loïc dit l'Animal, Julien dit le Phasme, Nicolas dit la Cabane, Gautier, Pierre, Nada, Soraya, Antoine, Catherine, Anis, Paul.

Mes remerciements vont à ma famille, et plus particulièrement à mes parents et à mon frère pour leur support durant ces longues années d'étude. Un immense merci à ma copine et amie Marie pour son soutien et sa patience, malgré ses études de cardiologie plus que prenantes. Enfin, je remercie mes amis de plus longue date, Clément pour nos parties basketballologiques endiablées, Louis pour la relecture et surtout la correction de mon anglais déplorable, Malorie, Valentin, Mathieu, Clément, Chloé, Simon, les volleyeurs et tous les autres.

À tous ceux que j'ai oublié, merci.

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre 1 - Contexte et état de l'art	5
1.1 Les alliages de titane : biomatériaux pour l'implantologie	5
1.1.1 Notions générales sur les dispositifs médicaux et les biomatériaux.....	5
1.1.1.1 Des biomatériaux dans les dispositifs médicaux implantables.....	5
1.1.1.2 La notion de biocompatibilité.....	8
1.1.2 La famille des alliages de titane dans le biomédical.....	10
1.1.2.1 Le succès des alliages de titane grâce à l'ostéo-intégration	10
1.1.2.2 Les limites du TA6V	12
1.2 Aspects mécaniques de la biocompatibilité et remodelage osseux.....	14
1.2.1 Stabilité primaire des implants	14
1.2.2 Le remodelage osseux : loi de Wolff.....	14
1.2.3 Le phénomène de <i>stress-shielding</i>	16
1.3 La fabrication additive SLM au service de l'implantologie sur-mesure : solutions matériaux et géométriques	18
1.3.1 Fabrication additive métallique d'alliages de titane et implantologie sur-mesure	18
1.3.1.1 Généralités sur la fabrication additive.....	18
1.3.1.2 La technologie SLM.....	19
1.3.1.3 Les verrous liés au procédé SLM et au parachèvement des pièces	21
1.3.1.4 La fabrication additive au service de l'implantologie sur-mesure.....	22
1.3.2 Un levier supplémentaire : les alliages de titane à bas module de Young.....	23
1.4 Cas particulier du domaine dentaire : implantologie endo-osseuse et supra-osseuse.....	26
1.4.1 Anatomie de l'os maxillaire et mandibulaire.....	26
1.4.2 Implantologie dentaire axiale endo-osseuse	28
1.4.3 Implantologie supra-osseuse basale à plaque d'ostéosynthèse.....	30
1.5 Conclusions	31
Chapitre 2 - Techniques expérimentales et numériques : chaîne de valeurs de réalisation de DMI sur-mesure	33
2.1 Étapes numériques en amont de la fabrication	34
2.1.1 Optimisation de la pose en implantologie endo-osseuse : mise en place d'un modèle numérique multiparamétrique.....	34
2.1.2 Segmentation d'imagerie médicale	38
2.1.3 Conception d'un DMI sur-mesure	40
2.1.4 Optimisation topologique	41
2.2 Étapes liées à la fabrication additive SLM	43
2.2.1 Mise en plateau et définition des supports de fabrication.....	44
2.2.1.1 Préparation du plateau de fabrication	44

2.2.1.2	Définition des supports de fabrication.....	44
2.2.1.3	Les structures lattices comme supports de fabrication	46
2.2.2	Fabrication additive SLM.....	47
2.3	Parachèvement de pièces issues de la fabrication additive SLM.....	48
2.3.1	Parachèvement par usinage	49
2.3.1.1	Transfert de la machine SLM vers le centre d'usinage : plateau à pions amovibles.....	51
2.3.1.2	Stratégie de reprise en parachèvement par usinage	51
2.3.1.3	Essais de fraisage périphérique.....	53
2.3.1.4	Instrumentation des essais d'usinage.....	54
2.3.2	Parachèvement par procédés de polissage.....	55
2.3.2.1	Sablage	56
2.3.2.2	Tribofinition	57
2.3.2.3	Métrologie des surfaces.....	59
2.4	Conclusions	62
Chapitre 3 - Étude numérique multiparamétrique pour l'optimisation de la pose d'implants dentaires endo-osseux		65
3.1	L'utilisation de la simulation numérique et de la méthode des Éléments Finis pour l'implantologie dentaire endo-osseuse.....	66
3.1.1	Paramètres géométriques.....	66
3.1.1.1	Géométrie de l'implant.....	66
3.1.1.2	Géométrie des parties osseuses.....	69
3.1.2	Les paramètres matériaux.....	70
3.1.3	Les paramètres d'interaction	71
3.2	Étude numérique multiparamétrique	72
3.2.1	Intervalle des paramètres de l'étude et résultats observés	72
3.2.2	Types de résultats observés	72
3.2.3	Méthode des plans d'expérience : effets des facteurs.....	73
3.2.3.1	Influence des paramètres principaux	73
3.2.3.2	Interactions de premier ordre entre les paramètres.....	79
3.3	Optimisation dans la configuration de la pose d'implants dentaires	84
3.3.1	Simplification du plan factoriel complet et détermination des fonctions réponses	84
3.3.2	Référence biologique : cas d'une dent et de son ligament parodontal.....	87
3.3.3	Optimisation multi-objectif	88
	Tableau 6 - Résultats optimaux front de Pareto optimisation multi-objectif.....	90
3.4	Conclusions	91
Chapitre 4 - Optimisation topologique en implantologie supra-osseuse : contrôle du transfert de charge à l'interface os-implant		93
4.1	L'optimisation topologique pour le contrôle du transfert de charge entre l'os et l'implant.....	94
4.1.1	Les forces internes nodales : variables de contrôle du transfert de charge entre l'os et l'implant.....	95
4.1.2	Preuve du concept : modèle à géométrie simplifiée	97
4.1.3	Convergence du problème d'optimisation.....	99

4.1.4	Seuillage des pseudo-densités et vérification des géométries réelles	101
4.2	Modélisation numérique des forces occlusales : modèle vectoriel musculaire	103
4.2.1	Présentation du modèle avec mandibule	105
4.2.2	Modélisation des muscles masticatoires.....	106
4.2.3	Hypothèses de modélisation	108
4.2.4	Détermination des forces occlusales.....	110
4.3	Application à l'implantologie supra-osseuse à plaque d'ostéosynthèse.....	111
4.3.1	Définition du modèle pour l'optimisation topologique	111
4.3.2	Résolution et convergence du problème d'optimisation.....	114
4.3.3	Problématique de l'export de structures fabricables.....	118
4.3.3.1	Export de structures par seuillage des pseudo-densités.....	118
4.3.3.2	Pistes d'amélioration : problématique des pseudo-densités et prise en compte de contraintes liées aux procédés de fabrication additive	121
4.4	Conclusions	122
Chapitre 5 - Considération des supports de fabrication pour le parachèvement par usinage et stratégie de simulation numérique associée.....		125
5.1	Stratégie numérique de prédiction du comportement dynamique d'une pièce pendant l'opération d'usinage	127
5.1.1	Modélisation analytique des efforts de coupe	129
5.1.1.1	Géométrie du problème	129
5.1.1.2	Calcul des efforts de coupe.....	130
5.1.2	Couplage analytique-numérique : application des efforts sur un maillage par Élément Finis ...	133
5.1.2.1	Subroutine d'application des efforts.....	133
5.1.2.2	Prise en compte de l'oscillation de la pièce et de l'interaction outil-matière pendant la procédure de couplage	135
5.1.3	Considération des supports : homogénéisation des structures lattices de support.....	136
5.2	Validation expérimentale : essais de fraisage périphérique.....	138
5.2.1	Définition géométrique et fabrication additive SLM des échantillons	138
5.2.2	Définition de la rigidité des supports et recalage numérique : première fréquence propre des échantillons.....	140
5.2.2.1	Détermination des premières fréquences propres : essais de vibration libre	140
5.2.2.2	Recalage numérique des propriétés mécaniques équivalentes homogénéisées	142
5.2.3	Essais expérimentaux de fraisage périphérique : influence de la rigidité des supports sur la qualité des surfaces usinées	146
5.2.4	Comparaison numérique-expérimentale des efforts de coupe.....	151
5.3	Application au cas de l'implant supra-osseux : parachèvement du pilier implantaire	153
5.3.1	Simulation du fraisage périphérique du pilier implantaire	153
5.4	Conclusions	159
Chapitre 6 - Maîtrise de la finition des surfaces implantées et validation biologique.....		161
6.1	Maîtrise de l'état de surface des pièces issues de la fabrication additive SLM.....	162
6.1.1	Influence de l'orientation de fabrication sur la rugosité des surfaces : étude du procédé de sablage	162
6.1.2	Maîtrise de l'état de surface final : polissage par tribofinition	168

6.1.3	Synthèse sur le parachèvement des surfaces implantées et considération du Ra	172
6.2	Validation biologique : essais de culture cellulaire	173
6.2.1	Culture cellulaire de monocytes THP-1 : protocole expérimental	175
6.2.2	Influence de l'état de surface sur la viabilité cellulaire des monocytes THP-1	177
6.2.3	Perspectives de validation biologique	181
6.3	Conclusions	182
	Conclusion générale	185
	Table des références.....	191
	Table des figures	207
	Table des tableaux.....	214

Introduction générale

L'utilisation des Dispositifs Médicaux Implantables (DMI) en titane s'est fortement développée ces dernières décennies et ce type de solution, qui présente globalement d'importants taux de réussite, est accessible à l'ensemble de la population. Néanmoins, ces solutions peuvent avoir une durée de vie limitée et ne sont pas applicables dans certains cas plus complexes liés à la physiologie des patients. Les évolutions technologiques de ces dernières années couplées aux avancées dans la recherche permettent d'aller plus loin et d'étendre le champ d'application des solutions. Une des clés de la réussite de ces dispositifs « nouvelle génération » réside dans l'optimisation de l'interface entre l'os et le dispositif implantable. La notion de biocompatibilité d'un biomatériau englobe de nombreux aspects, tant sur le plan mécanique que sur le plan biologique. Aujourd'hui il ne s'agit plus seulement de minimiser l'interaction entre le biomatériau et l'hôte mais de l'optimiser. C'est dans cette continuité d'amélioration de l'interface os-implant que s'inscrivent les travaux de cette thèse.

Dans le cadre d'application implantaire, l'alliage le plus couramment utilisé est l'alliage de Ti-6Al-4V (TA6V), mais il présente certaines limites. D'un point de vue biologique et chimique, certains éléments de cet alliage tels que le vanadium et l'aluminium sont considérés comme potentiellement toxiques. D'un point de vue des propriétés mécaniques, le TA6V est significativement plus rigide que l'os cortical sur lequel les DMI sont fixés. L'association de cet alliage standard à l'os n'est pas optimale : elle entraîne un phénomène connu dans le monde médical sous le nom de « stress-shielding » à l'origine de pertes osseuses non physiologiques pouvant aller jusqu'aux échecs d'implantation.

Plusieurs leviers d'action peuvent permettre de répondre à ces problématiques. L'utilisation d'un alliage de titane β , composé d'éléments considérés comme bio-inertes, à bas module de

Young, permet d'améliorer la biocompatibilité des DMI, en évitant la présence d'aluminium et de vanadium. La biocompatibilité mécanique des DMI est également recherchée grâce à la faible rigidité de ce type d'alliage de titane. Un alliage constitué par exemple de titane et niobium (Ti-Nb) assure en effet un meilleur transfert de charge entre l'os et l'implant et réduit significativement les problèmes de *stress-shielding*.

En plus du choix du matériau, plusieurs solutions géométriques peuvent permettre d'améliorer le transfert de charge entre os et implant/prothèse. Elles peuvent directement concerner la géométrie intrinsèque des DMI, ou plus globalement le positionnement des dispositifs au regard de l'os péri-implanté. Il est notamment question d'optimiser la configuration de pose de certaines pièces à géométrie standard à travers la simulation numérique, sans nécessairement modifier la géométrie même des pièces. D'autres leviers permettent d'intervenir sur la géométrie propre des implants/prothèses, comme c'est le cas de l'optimisation topologique, qui permet de déterminer la répartition optimale de matière dans un volume défini en répondant à un objectif donné. Enfin, le concept de sur-mesure et d'individualisation des DMI a également montré son efficacité. Cependant, ces méthodes d'optimisation de structure peuvent induire des géométries complexes.

La fabrication additive métallique Selective Laser Melting (SLM) a récemment montré ses nombreux avantages en termes de liberté de forme. Ce procédé de fabrication permet d'envisager la réalisation des solutions géométriques à formes complexes. La maîtrise globale du procédé ne cesse de s'étendre et on assiste aujourd'hui à son industrialisation. De même, la mise en œuvre par SLM de matériaux innovants tel que l'alliage Ti-Nb a fait l'objet d'études prometteuses. Cependant, l'élaboration d'un DMI sur-mesure ne se résume pas à une seule étape de fabrication mais à une chaîne de valeurs. Elle est à ce jour encore peu étudiée et peut être considérablement améliorée. Les étapes de parachèvement des pièces et de fonctionnalisation des surfaces en aval de la fabrication additive restent encore aujourd'hui un point bloquant. Ces étapes de finition sont particulièrement importantes dans le cadre de l'implantologie.

Parmi le vaste champ de l'implantologie, l'implantologie dentaire est un domaine de choix du fait des efforts importants générés pendant la mastication. Ces forces occlusales, sollicitent de manière intense les dispositifs de réhabilitation dentaire ainsi que l'os maxillaire/mandibulaire qui peut être détérioré. Cette discipline médicale offre donc un vaste champ de perspectives

d'amélioration. Dans ces travaux, deux dispositifs de réhabilitation seront étudiés pour mettre en œuvre les solutions matériaux et géométriques proposées : l'implant dentaire endo-osseux et l'implant supra-osseux à plaque. Le premier correspond à l'implantologie dentaire axiale classiquement utilisée, dont les perspectives d'optimisation concerneront plutôt la configuration de pose. Le second dispositif offre de nouvelles possibilités géométriques d'individualisation. Il est adapté à la fabrication additive SLM, et constituera l'exemple permettant d'illustrer et améliorer la chaîne de valeurs de réalisation d'un DMI sur-mesure par fabrication additive.

Le mémoire de thèse s'articule autour de quatre chapitres principaux, précédés d'une étude bibliographique et d'une présentation des techniques expérimentales et numériques utilisées durant les travaux. Le troisième chapitre présente une étude par Éléments Finis (EF) de l'influence des différents paramètres qui interviennent lors de la pose d'un implant dentaire (géométrie de l'implant, de l'os, matériaux). Cette étude numérique est réalisée à travers un modèle numérique multiparamétrique. Elle permet ensuite d'optimiser la configuration de pose du dispositif selon des critères mécaniques.

Les chapitres suivants s'inscrivent dans la chaîne de valeurs de réalisation d'un DMI sur-mesure par fabrication additive. Le quatrième chapitre fait état d'une démarche d'optimisation topologique particulière adaptée à l'implantologie. Cette méthode mathématique est complémentaire de la fabrication additive puisqu'il en résulte des designs de pièces complexes. La plupart du temps, elle est utilisée pour optimiser le volume d'une pièce en répondant aux sollicitations mécaniques qui lui sont appliquées. Dans cette étude, l'originalité tient du critère choisi pour l'optimisation qui ne tient plus uniquement compte de la tenue mécanique intrinsèque à la pièce considérée mais d'une variable extérieure. Il s'agit d'optimiser la géométrie du DMI au regard des sollicitations appliquées à l'os, afin d'optimiser le transfert de charge entre os et implant/prothèse.

L'élaboration des dispositifs, sur-mesure, doit nécessairement tenir compte des opérations mécaniques de parachèvement, par des procédés soustractifs. Ces étapes constituent encore à ce jour un verrou qui limite l'utilisation de la fabrication additive. La seconde partie des travaux est donc focalisée sur la finition des pièces issues de la fabrication additive, qui délivre des pièces brutes aux états de surface non satisfaisants pour des applications implantaires. Le cinquième chapitre de la thèse aborde les problématiques de reprise en

usinage de pièces sur-mesure, et aborde notamment le transfert entre machine de fabrication additive et centre d'usinage. Le concept développé dans cette sous-partie consiste à utiliser les supports de fabrication additive comme montage d'usinage, en laissant la pièce solidaire de son substrat de fabrication additive. Pour anticiper les potentielles instabilités en usinage du système {pièce + supports}, un modèle numérique par EF est développé et est couplé à un modèle analytique de calcul des efforts de coupe en fraisage périphérique. Cette stratégie numérique a pour objet de prédire le comportement dynamique de l'ensemble pendant l'opération d'usinage.

Pour finir, le sixième et dernier chapitre de la thèse traite du contrôle de l'état de surface et de la rugosité d'un DMI issu du procédé SLM. Outre les surfaces qui nécessitent un parachèvement par usinage, d'autres sont en contact avec des tissus biologiques et nécessitent un traitement de surface adapté. Une étude expérimentale de polissage par sablage et tribofinition est menée. Pour finir, l'étude des états de surface résultants est corrélée à des essais de culture cellulaires afin de réaliser une validation biologique des surfaces traitées.

Ces travaux de thèse sont financés par le FEDER dans le cadre du projet Hôpital Virtuel de Lorraine et Centres associés.

Chapitre 1 - Contexte et état de l'art

1.1 Les alliages de titane : biomatériaux pour l'implantologie

1.1.1 Notions générales sur les dispositifs médicaux et les biomatériaux

1.1.1.1 Des biomatériaux dans les dispositifs médicaux implantables

L'évolution de la prothèse est une longue histoire qui a débuté il y a plusieurs millénaires. Le plus ancien dispositif découvert à ce jour est une prothèse d'orteil retrouvée sur une momie datant de plus de 3000 ans, par une équipe d'égyptologues allemands [1]. La réhabilitation dentaire est elle aussi très ancienne et plusieurs civilisations antiques se sont essayées à remplacer les dents par divers matériaux tels que l'ivoire, les os bovins et des matériaux métalliques [2]. Les Dispositifs Médicaux (DM) de manière générale ont connu, comme beaucoup d'industries, un fort développement depuis la seconde partie du XX^{ème} siècle grâce à toutes les avancées mécaniques et technologiques, et plus récemment numériques.

Aujourd'hui, les agences de sécurité des produits médicaux, telle que l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM) en France, définissent les DM comme des produits de santé qui accomplissent leur action médicale chez l'homme par un moyen mécanique. Parmi eux se distinguent les Dispositifs Médicaux Implantables (DMI), qui comme leur nom l'indique sont entièrement implantés dans le corps humain, de façon temporaire ou non. Parmi eux, on peut distinguer les implants et prothèses directement au contact de l'os. Ce type de DMI peut servir à réparer, consolider, ou même remplacer un os ou une partie d'un os, voir une articulation, de manière totale ou partielle. Plusieurs types de prothèses existent pour répondre à différents types de cas : de chirurgie traumatique à la suite

d'un accident, de chirurgie fonctionnelle pour remplacer des entités défectueuses, ou de chirurgie reconstructrice. Plusieurs spécialités médicales sont donc concernées, comme les domaines cranio-maxillo-faciale, orthopédique et dentaire.

Avec le vieillissement de la population, en lien avec l'augmentation du niveau de vie, de plus en plus de prothèses et implants sont posés chaque année, et ce nombre ne va cesser d'augmenter dans un futur proche [3]. Il en résulte des marchés économiques qui ne cessent de croître chaque année. En 2017, celui de l'implant dentaire a généré plus de 7 milliards de dollars de chiffre d'affaire, et il est prévu une augmentation d'environ 6 % au cours des cinq prochaines années [4]. Face à ce volume de DMI produits, le choix du matériau est stratégique puisqu'il doit à la fois prendre en considération des contraintes mécaniques, liées aux procédés de fabrication, de biocompatibilité mais aussi d'approvisionnement en matière première et de capacité de production.

Les DMI, selon leurs caractéristiques fonctionnelles et anatomiques, peuvent être constitués de divers matériaux. Les quatre grandes familles sont retrouvées : métaux et alliages, céramiques, polymères et matériaux d'origine naturelle. La prothèse totale de genou (PTG) est une excellente illustration des possibilités d'un dispositif multi matériaux : sa tête fémorale est composée de chrome-cobalt pour la résistance aux frottements, la surface articulaire de sa rotule est composée de polyéthylène et enfin la partie tibiale est en alliage de titane (Figure 1). Ces matériaux non vivants qui visent à traiter les zones lésées sont appelés des biomatériaux.

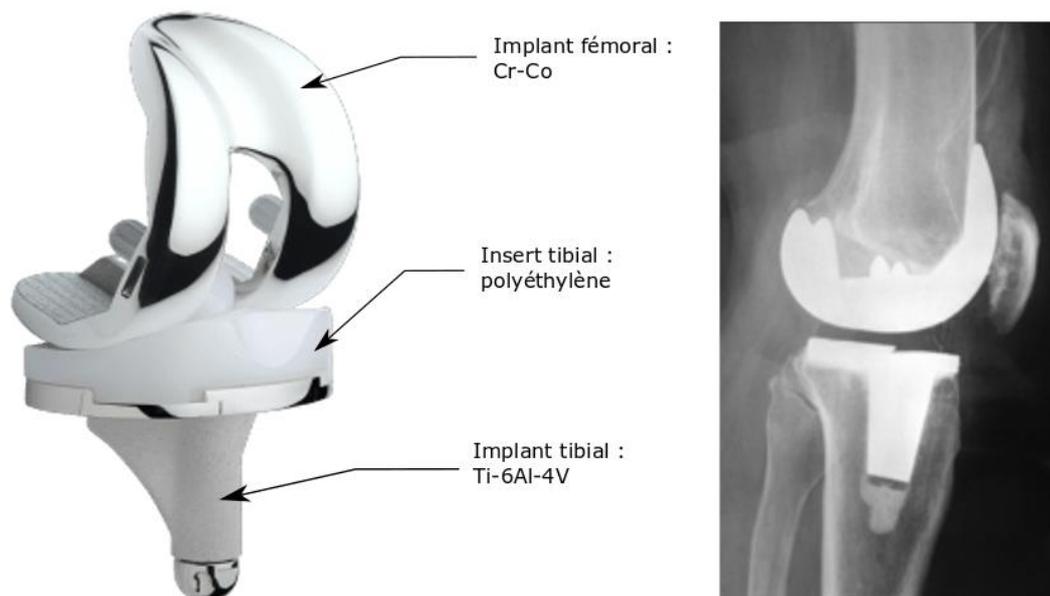


Figure 1 – La prothèse totale de genou, un DMI multi matériaux (© 2018 Chirurgie Orthopédique et Chirurgie du Sport à Grenoble).

La catégorie des biomatériaux métalliques permet de répondre à une grande partie des besoins en implantologie. Métaux purs ou alliages, cette catégorie de biomatériaux s'est tout d'abord illustrée dans l'industrie classique du fait des propriétés mécaniques intéressantes qu'elle offrait telle que la rigidité ou la résistance à la rupture. On peut citer comme alliages médicaux les plus communément utilisés les alliages de titane, les alliages de chrome-cobalt et les aciers inoxydables. Initialement, c'est la résistance à la corrosion, en plus des bonnes propriétés mécaniques, qui justifie l'utilisation de certains alliages métalliques dans le monde biomédical [5].

Les principaux éléments et alliages métalliques ont d'ailleurs été classés suivant cette résistance à la corrosion et la réaction des tissus en contact (Figure 2). Ces éléments métalliques sont catégorisés selon trois principaux effets sur les tissus hôtes, une réaction toxique, une réaction d'encapsulation et un effet nul ou une bio-inertie [6]. Mais la résistance à la corrosion n'est qu'un aspect particulier de la notion plus générale de biocompatibilité.

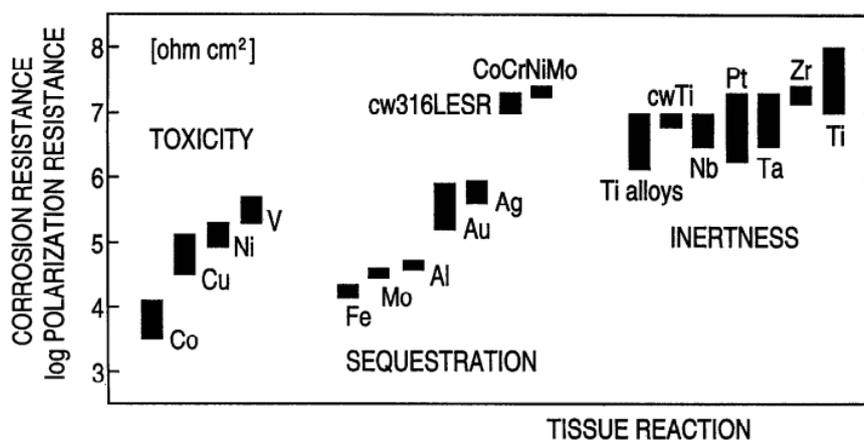


Figure 2 - Classification des éléments et alliages métalliques selon leur réaction avec les tissus en contact et leur résistance à la corrosion [6].

1.1.1.2 La notion de biocompatibilité

La notion de biocompatibilité est assez large et englobe différentes propriétés mécaniques, chimiques et biologiques. Elle ne concerne pas uniquement les propriétés intrinsèques d'un biomatériau, mais également la réponse du système biologique avec lequel il est en contact, appelé l'hôte. Afin d'évaluer cette réponse de l'hôte, beaucoup de tests existent prenant en compte différentes réponses qui permettent de décrire cette biocompatibilité. Les tests les plus couramment réalisés sont les tests de génotoxicité pour le risque de modification du génome, de cancérototoxicité, d'hémocompatibilité pour le risque lié à l'hémolyse, ou encore le test d'implantation endo-osseuse.

Depuis les premiers dispositifs médicaux implantés dans les années 40, jusque dans les années 80, la bonne compatibilité d'un biomatériau n'était définie que par la plus faible réaction chimique possible entre l'hôte et l'implant. Ainsi, la biocompatibilité d'un matériau ne consistait qu'à la non détérioration des tissus hôtes, en étant simplement inerte chimiquement et biologiquement. Trop générale, cette définition ne prenait pas en compte toutes les spécificités propres à chaque situation implantaire (site implanté, biomatériau, type de DMI) d'où l'émergence d'une nouvelle définition en 1986 à la conférence de Chester, qui implique le fait que la biocompatibilité varie aussi en fonction de l'application et dépend du système hôte-implant, et plus uniquement du matériau [7].

La compréhension de plus en plus poussée des mécanismes biologiques à l'interface os-implant, ainsi que les avancées scientifiques dans la fonctionnalisation des surfaces et le développement d'une ingénierie tissulaire avec des biomatériaux actifs et intelligents, ont plus récemment permis d'apporter des degrés supplémentaires à la définition du concept de biocompatibilité. En effet, aujourd'hui, il ne s'agit plus uniquement de minimiser l'interaction entre biomatériau et hôte, mais de la prendre en compte pour l'optimiser. Selon la dernière définition admise par la communauté, « la biocompatibilité fait référence à la capacité d'un biomatériau à réaliser une fonction souhaitée par rapport à un traitement médical, sans provoquer tout effet local ou systémique indésirable chez le receveur, mais générant la réponse cellulaire ou tissulaire bénéfique la plus appropriée dans cette situation spécifique » [8].

Plusieurs types de réactions à l'implantation d'un biomatériau doivent donc être compris, à la fois biologiques, chimiques, physiologiques et mécaniques (Figure 3). Parmi ces réactions, on s'intéressa plus spécifiquement dans le point suivant à la mécano-transduction, c'est-à-dire à la réaction des cellules aux *stimuli* mécaniques, dans ce cas à l'origine du remodelage osseux [9], [10].

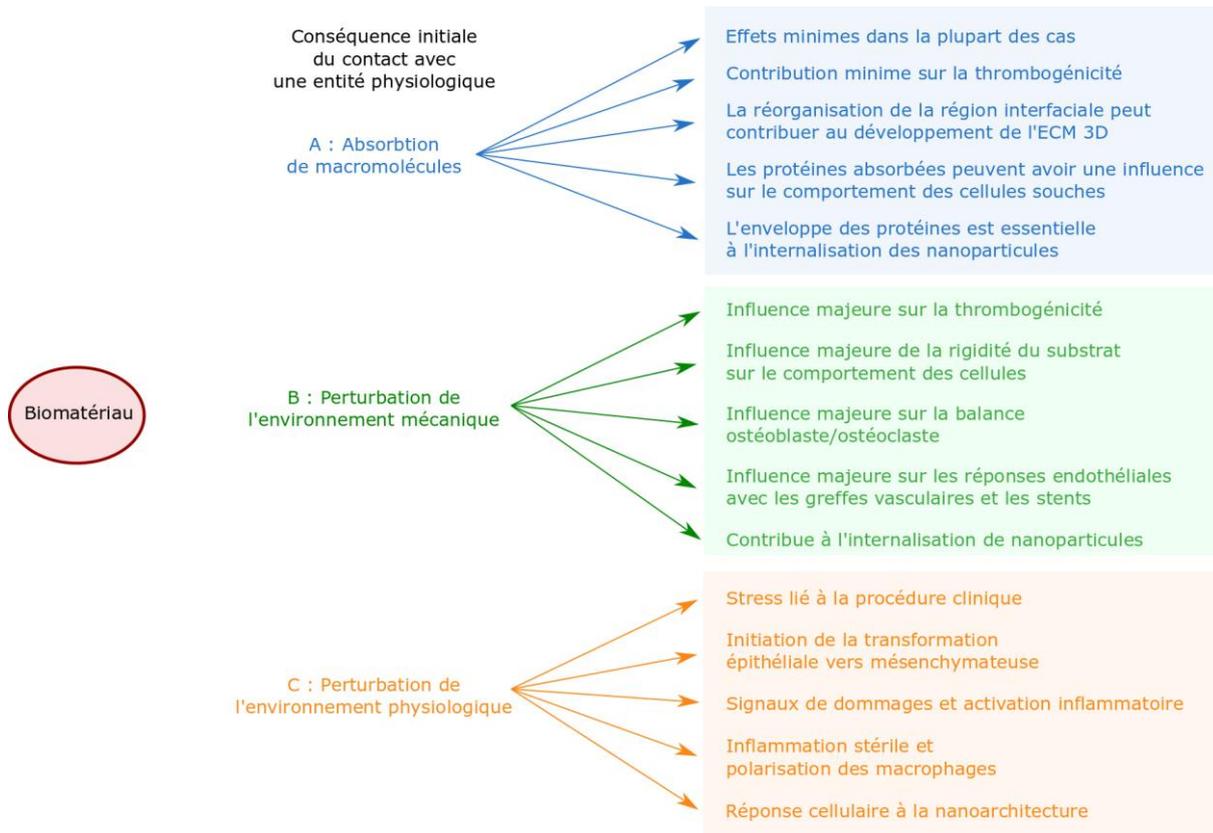


Figure 3 - Les différents types de réactions à l'implantation d'un biomatériau [11].

1.1.2 La famille des alliages de titane dans le biomédical

1.1.2.1 Le succès des alliages de titane grâce à l'ostéo-intégration

L'alliage le plus couramment utilisé dans le domaine biomédical est le Ti-6Al-4V (ou grade V, ou encore TA6V). Avec une densité près de deux fois inférieure aux aciers et aux alliages de Cr-Co, une haute résistance, une bonne tenue en fatigue, il est mécaniquement le plus intéressant. Son module de Young (110 GPa) est également plus faible qu'un acier inoxydable (190 GPa). Les applications prothétiques et implantaire du TA6V sont extrêmement variées comparées aux autres alliages métalliques (Figure 4). On en trouve quasiment dans tous les domaines biomédicaux : en dentaire avec les implants endo-osseux, en chirurgie orthopédique avec les prothèses de hanches ou de genoux, en chirurgie traumatique avec les plaques et les vis d'ostéosynthèse, et en chirurgie cranio-maxillo-faciale avec des prothèses de reconstruction [12].

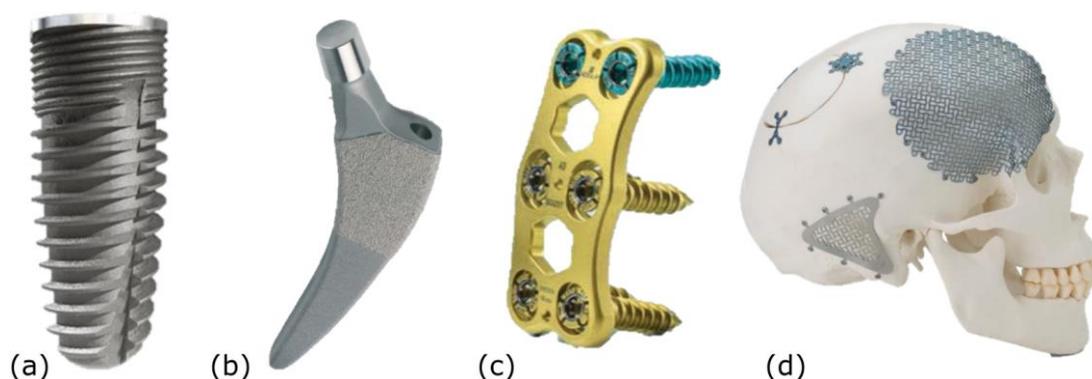


Figure 4 - Exemples de DMI en alliage de TA6V : (a) Implant dentaire Biotech Dental, (b) Tige fémorale de prothèse de hanche Zimmer, (c) Plaque et vis d'ostéosynthèse B. Braun et (d) Plaque crânienne DePuy Synthes.

À l'origine développés pour l'industrie aéronautique, ces alliages se sont exportés dans la sphère biomédicale du fait de leur très haute résistance à la corrosion et de leur excellente biocompatibilité, notamment grâce au processus d'ostéo-intégration. À l'origine, le terme d'ostéo-intégration a été proposé par P.I. Brånemark et al. [13] pour décrire ses premières observations cliniques faites à l'interface os-implant lors du traitement d'une mandibule édentée par des implants dentaires en titane. Le terme a ensuite été décrit et défini par Albrektsson et al. [14] comme un contact et une fixation rigide à l'échelle microscopique entre l'os vivant et l'implant, sans formation de tissus fibreux, comme on l'observait d'ordinaire pour d'autres alliages métalliques. L'ostéo-intégration est donc la connexion fonctionnelle directe et stable entre l'implant et l'os, permise par la nature biocompatible de l'alliage impliqué dans le contact [15]. Pour le titane, la jonction est telle que l'on peut parler d'ostéo-conduction, c'est-à-dire de croissance et de développement osseux à interface [16]. C'est pourquoi l'ostéo-intégration est souvent associée au titane en particulier.

Bien évidemment, la réponse du tissu vivant n'est pas immédiate et dépend de beaucoup de facteurs, tels que les sollicitations mécaniques appliquées, mais aussi l'état de surface du dispositif médical. Aujourd'hui encore, il n'existe pas de règle de conduite ou de norme précise sur les états de surface à adopter, mais seulement des lignes directrices. Il est communément admis que la surface rugueuse (avec un Ra entre 1 et 5 μm) favorise l'ostéo-intégration des DMI en alliages de titane par rapport à la surface lisse polie-miroir. En implantologie dentaire par exemple, de nombreuses études sur les revêtements et les états de

surface ont été réalisées et préconisent un certain niveau de rugosité [17], [18]. Mais à contrario, un trop haut niveau de rugosité favoriserait la péri-implantite, même si ce point reste sujet au débat [19]. Au-delà du contrôle des rugosités de surface, le développement de structures massives poreuses est également d'actualité, dans l'optique de maximiser la colonisation osseuse [20]. Des essais *in vivo* ont même conclu sur une taille de pore optimale de 600 μm [21].

1.1.2.2 Les limites du TA6V

Le taux de réussite des DMI en alliage de titane est variable selon les domaines. Il reste perfectible, et les principales raisons d'échecs de ce type d'implant ont été répertoriées par A.-H. Gepreel et al. [22] (Figure 5). Malgré ses excellentes propriétés mécaniques et chimiques qui font de lui un matériau de choix en implantologie, le TA6V présente malgré tout des limitations tant sur les plans biologique et chimique que mécanique. La toxicité de l'aluminium [23] et du vanadium [24] est avérée (Figure 2). Chimiquement, il a été montré que malgré son excellente résistance à la corrosion, il était susceptible de relarguer des ions vanadium et aluminium par un phénomène de tribocorrosion [25]–[27]. D'autres études ont également montré que la concentration de ces éléments nocifs de l'alliage était plus importante dans le sang de patients implantés [28], [29].

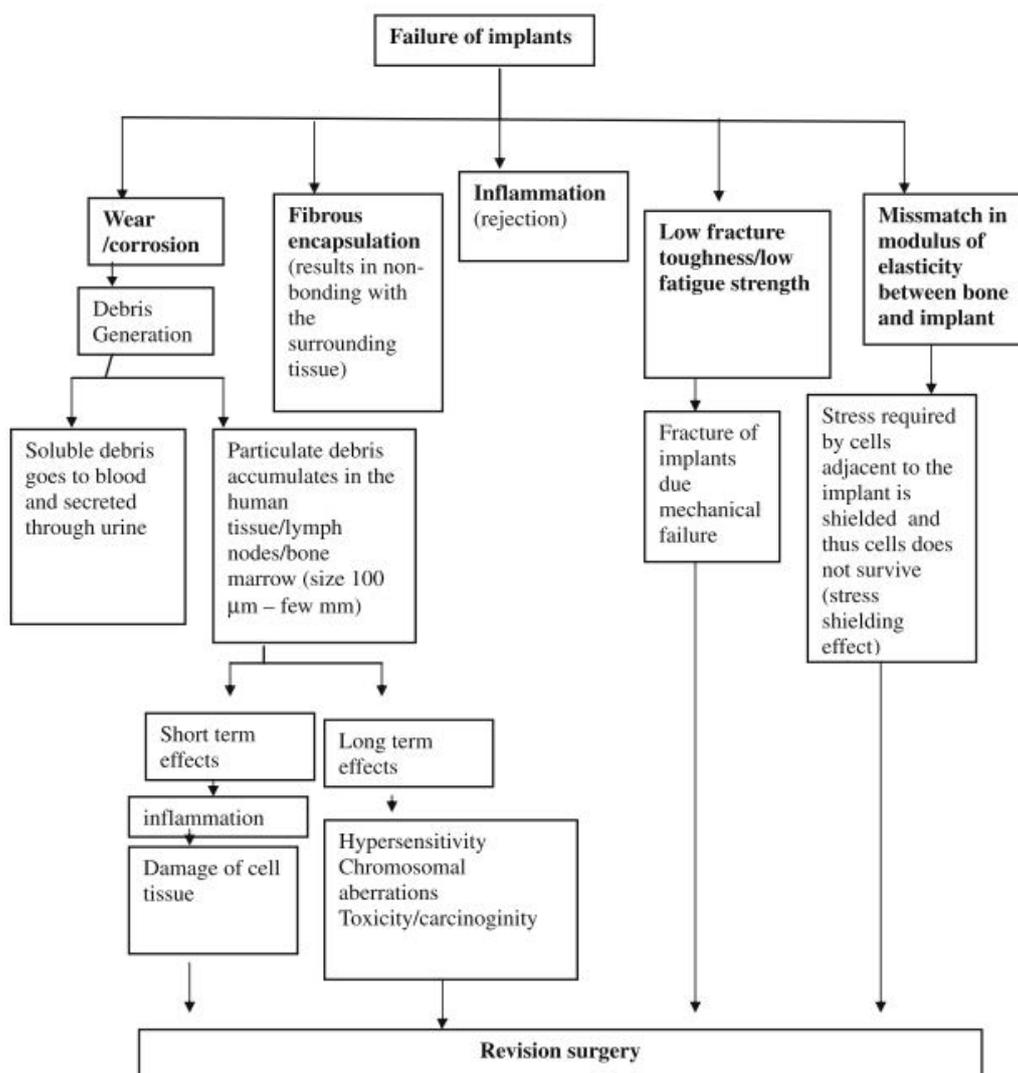


Figure 5 - Raisons des échecs des implants en alliage de titane [22].

Un autre problème récurrent dans l'implantologie est d'ordre mécanique, et concerne le phénomène de *stress-shielding*, en grande partie dû à la différence trop importante de rigidité entre l'os (environ 15 GPa pour l'os cortical) et le TA6V (110 GPa). Ce problème, plus généralement rattaché à la question du remodelage osseux, est détaillé dans la section suivante.

1.2 Aspects mécaniques de la biocompatibilité et remodelage osseux

1.2.1 Stabilité primaire des implants

On peut différencier plusieurs étapes successives après la pose d'un DMI, où plusieurs facteurs mécaniques vont conditionner sa pérennité. On parle de stabilités primaire et secondaire. Ces termes sont particulièrement employés dans le domaine dentaire mais restent valables pour les autres spécialités médicales. La stabilité primaire fait référence à l'ancrage immédiat entre l'implant et l'os. C'est d'ailleurs cette première situation qui va conditionner la bonne ostéo-intégration ou non du dispositif. La stabilité primaire est en grande partie conditionnée par les micromouvements à l'interface os-implant [30]. Elle dépend donc des efforts appliqués et du saut de contraintes à l'interface [31].

1.2.2 Le remodelage osseux : loi de Wolff

Après colonisation osseuse, à plus long terme, on parle de stabilité secondaire. Ce second aspect tient compte de l'évolution de l'os au cours de temps : le remodelage osseux. L'os est un matériau qui évolue constamment, il se résorbe et se régénère continuellement. Trois types de cellules permettent ce renouvellement continu. Les ostéoblastes sont spécialisés dans la production de nouvelle matière osseuse, et les ostéoclastes *a contrario* permettent la destruction de matière osseuse obsolète. Les tâches complémentaires de ces deux cellules assurent le remaniement osseux. Elles sont orchestrées par les ostéocytes, un troisième type de cellules (Figure 6(a)). La régulation par les ostéocytes est donc primordiale puisque c'est elle qui est à l'origine d'une densification ou d'une résorption globale de l'os. La durée d'un cycle chez une personne adulte est d'environ 4 mois. Cette structure multicellulaire, où les trois types de cellules agissent de manière coordonnée, est aussi appelé BMU (*Basal Multicellular Unit*). Cette structure du remaniement osseux permet également la consolidation des fractures (Figure 6(b)).

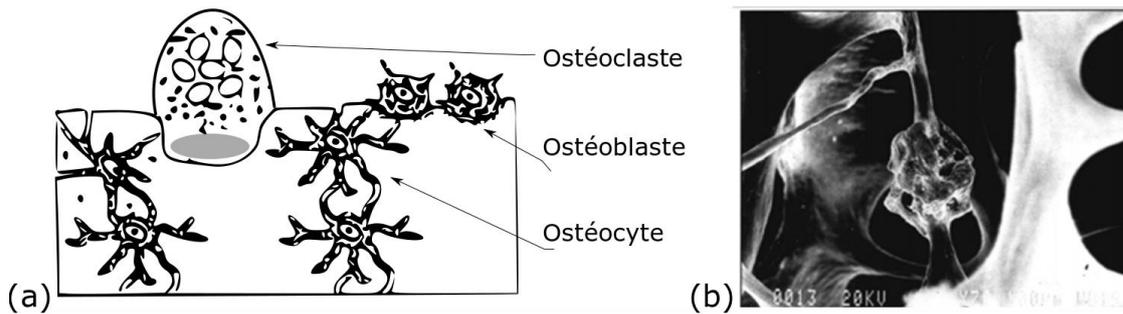


Figure 6 - (a) Schéma de la BMU chargée du remaniement osseux, (b) Image MEB de la réparation d'une trabécule après fracture [32].

Au départ, l'activation du réseau d'ostéocytes est dû à un *stimulus* de type mécanique. Ce phénomène relève de la mécano-transduction, c'est-à-dire d'un processus par lequel les cellules transforment un signal mécanique en un signal biochimique et biologique. Ces cellules, dispersées de façon homogène dans l'os, sont en effet sensibles à la déformation locale des tissus osseux [33]. Le remodelage global de l'os dépend ainsi des *stimuli* mécaniques appliqués à l'os. Ce phénomène est décrit de manière générale par la loi de Wolff, qui relie l'évolution de la densité osseuse au cours du temps à l'amplitude du *stimulus* mécanique extérieur [34]. Le graphique présenté en Figure 7 représente les trois régimes qui permettent de définir la dynamique du remaniement osseux :

- Régime de résorption osseuse : le *stimulus* mécanique n'est pas assez important. Par conséquent la densité de l'os décroît ;
- Régime d'équilibre : l'excitation mécanique est comprise dans la gamme d'équilibre de l'os considéré. La densité de ce dernier reste donc stable dans le temps ;
- Régime de densification : L'os est sur-sollicité, en résulte une densification trop importante pouvant aller jusqu'à la nécrose des tissus.

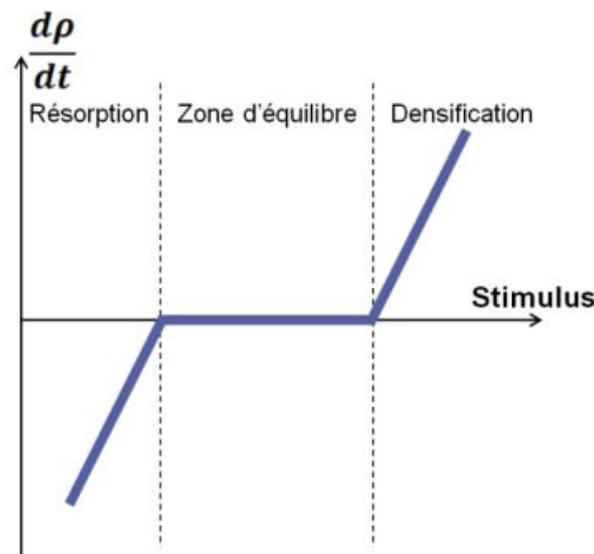


Figure 7 - Dynamique du remaniement osseux : évolution de la densité osseuse en fonction du stimulus mécanique appliqué.

Le remaniement osseux est donc lié à un écart par rapport à une situation d'équilibre. En mécanique numérique par exemple, les seuils de ce remodelage osseux qui représentent le stimulus mécanique sont souvent exprimés en microdéformations, avec une zone d'équilibre entre $1000 \mu\epsilon$ et $2000 \mu\epsilon$ [35].

1.2.3 Le phénomène de *stress-shielding*

Comme son nom l'indique, le *stress-shielding* est une déviation des contraintes. Il s'agit d'une perturbation du champ des contraintes physiologiques d'un os implanté par une prothèse ou un implant qui conduit à une redistribution des contraintes. D'un point de vue anatomique, géométrique et matériau, la prothèse implantée est différente du tissu qu'elle remplace. La propriété mécanique qui fait le plus défaut aux DMI actuels est leur rigidité, bien supérieure à celle de l'os. En effet, le module de Young du TA6V est de 110 GPa, celui de l'acier 316L de 190 GPa, alors que celui de l'os cortical n'est que d'environ 15 à 20 GPa. Certaines zones osseuses se retrouvent donc sous-sollicitées et d'autres sur-sollicitées, impliquant d'après la loi de Wolff, des pertes osseuses ou des densifications. L'exemple du phénomène de *stress-shielding* au niveau des prothèses de hanche est le plus caractéristique. Il peut être responsable de considérables pertes osseuses, à l'origine du descellement de la prothèse qui migre hors de

l'os ou du ciment (Figure 8). La partie supérieure du fémur reçoit globalement moins de contraintes que la partie inférieure trop chargée qui se densifie [36]–[38]. Ce problème est à l'origine de nombreuses chirurgies de réparation ou de remplacement. La prothèse de hanche n'est pas un cas isolé, le phénomène de *stress-shielding* a également été mis en évidence sur la prothèse d'épaule [39], sur les plaques d'ostéosynthèses [40], sur une plaque de fixation fémorale [41], et même des vis d'ostéosynthèse orthopédiques [42].



Figure 8 - Résorption osseuse progressive ((A) à la pose, (B) après 7 année, (C) puis après 14 années) sur la partie supérieure du fémur due au *stress-shielding* (indiquée par les flèche blanches) [43].

Le *stress-shielding* peut donc être défini comme un écart à une situation physiologique de référence. De nombreuses études numériques basées sur la méthode des Éléments Finis (EF) tentent de quantifier et d'anticiper ces perturbations biomécaniques. Ainsi, Weinans et al. [44], définit le *stress-shielding* en chaque élément du maillage comme l'écart à une référence en terme d'énergie de déformation. L'écart à la référence de la contrainte maximale a également été envisagé comme critère [45]. De nombreux modèles de remodelage osseux ont été ainsi développés prenant en compte l'évolution des propriétés mécaniques de l'os au cours du temps [46], [47].

1.3 La fabrication additive SLM au service de l'implantologie sur-mesure : solutions matériaux et géométriques

Quasiment tous les types de DMI aujourd'hui possèdent une géométrie standardisée. La plupart du temps, différentes gammes de pièces permettent de couvrir un ensemble d'anatomies. Cette standardisation prend notamment source dans les moyens de fabrication classiques (fonderie, formage, usinage, etc) qui ne permettent pas de prendre en compte une liberté géométrique totale. Le *hiatus* et la discontinuité entre l'anatomie réelle du patient et le DMI sont susceptibles de contrarier sa stabilité mécanique. Or, l'aspect sur-mesure est encore aujourd'hui peu pris en compte. Cependant, le développement récent de la fabrication additive métallique pourrait répondre à ces problématiques d'individualisation des dispositifs prothétiques.

1.3.1 Fabrication additive métallique d'alliages de titane et implantologie sur-mesure

1.3.1.1 Généralités sur la fabrication additive

La fabrication additive (FA) désigne toutes les techniques de fabrication basées sur un empilement de couches successives, fabriquées les unes sur les autres. Ce principe de fabrication permet une liberté de forme et géométrique beaucoup plus étendue que les procédés classiques de soustraction [48], [49]. Elle permet notamment de réaliser des pièces creuses, des contre-dépouilles, des parois minces, etc [50]. Au départ, le « prototypage rapide » était le terme communément utilisé, du fait des premières techniques de réalisation de prototypes en polymère en un temps très court à partir d'un modèle 3D numérique CAO [51]. Historiquement, la FA est très jeune en comparaison avec les autres procédés de fabrication, et les premiers développements datent des années 80, avec l'évolution en parallèle de la stéréolithographie en France par Jean-Claude André en 1984 [52] et aux USA par Charles Hull en 1986 [53].

Le principe du « couche par couche » s'est ensuite décliné en plusieurs types de technologies. Les différents procédés de FA peuvent être catégorisés selon la source d'énergie qui détermine la méthode de dépôt de la nouvelle couche, ou selon le type de matériau de base

qu'ils utilisent. On distingue sept grands types de FA : la FA par projection de liant, la technologie Directed Energy Deposition (DED), l'extrusion de matière, la technologie PolyJet, la fusion sur lit de poudre, la photopolymérisation en cuve et le laminage de feuille [50].

Nombreux sont les avantages et les nouvelles possibilités qui découlent de ce type de procédé, tels que le gain de masse ou l'allègement de structure, une liberté de forme étendue, l'économie de matériau et la customisation de pièces [54], [55]. De nombreux secteurs de l'industrie s'y intéressent, notamment les domaines liés au transport, au biomédical, à l'architecture et aux industries de pointe telles que l'aéronautique et le spatial [56]. L'engouement pour ce nouveau moyen de fabrication est tel que le marché inexistant dans les années 80 est passé à un marché estimé à environ 4 milliards de dollars de chiffre d'affaire en 2014, et qui devrait dépasser les 20 milliards en 2020, d'après le Wohlers Report [57].

En ce qui concerne le cas particulier de la FA de matériaux métalliques, des procédés fonctionnent actuellement sur un matériau de base sous forme de fil ou de poudre. Ces techniques sont adaptées à des applications différentes ; le procédé arc-fil sera par exemple plus adapté à des pièces volumineuses, où une concession sur la résolution est cependant acceptée [58]. Parmi les technologies basées sur la poudre métallique, on peut différencier les procédés qui s'appuient sur un lit de poudre ou sur du dépôt direct de matière [59]. On s'intéressera dans cette étude à la technologie sur lit de poudre Selective Laser Melting (SLM) qui se différencie du procédé Electron Beam Melting (EBM) par l'utilisation d'un laser comme source d'énergie. Ce procédé permet une finesse de fabrication en adéquation avec la réalisation de DMI sur-mesure.

1.3.1.2 La technologie SLM

La technologie SLM est une version métallique du frittage de poudre polymère sélectif SLS (Selective Laser Sintering) [60]. Le principe de fonctionnement de la SLM peut se résumer en deux étapes qui se succèdent à chaque couche. Tout d'abord, une couche de poudre est étalée sur le substrat de fabrication. Cette étape, selon le modèle de machine, peut être réalisée par un rouleau qui va compacter la poudre, ou par un racleur qui va la déposer uniformément. La couche de poudre est ensuite fondue par le laser de manière sélective (Figure 9). Ces deux étapes clés de fabrication, sont précédées de la descente du substrat de fabrication d'une

hauteur équivalente à une épaisseur de couche, et sont répétées jusqu'à la fabrication complète de la pièce. L'atmosphère de la chambre de fabrication doit être contrôlée et régulée et doit parfois, selon l'alliage utilisé, être inerte.

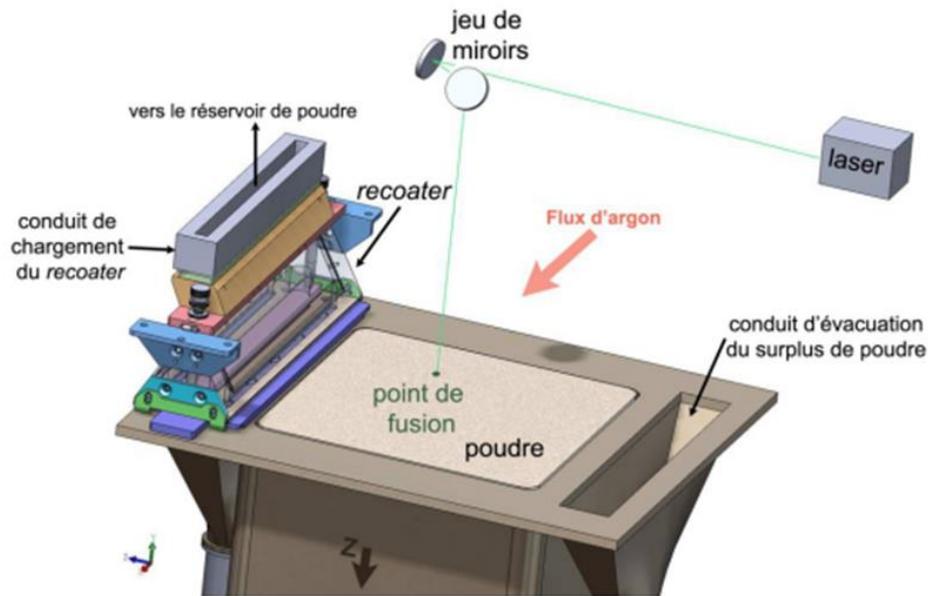


Figure 9 - Principe de fonctionnement de la fabrication additive SLM sur lit de poudre [61].

La technologie SLM est un procédé relativement récent mais dont la maîtrise générale a très rapidement évolué. Elle reste cependant un procédé complexe du fait des multiples interactions et différentes sciences qui interviennent dans sa compréhension globale. Elle fait intervenir à la fois des compétences sur la métallurgie et le comportement mécanique des poudres métalliques, sur la physique de l'interaction laser-matière, sur la microstructure et les caractéristiques métallurgiques des pièces réalisées et enfin sur les propriétés mécaniques finales des pièces obtenues. Aujourd'hui, la mise en œuvre de plusieurs alliages métalliques est maîtrisée, notamment les alliages de titane [62], des aciers maraging et aciers inoxydables [63], des alliages d'aluminium [64], des alliages base nickel [65], de Cr-Co [66], et même de cuivre [67] et l'or [68].

Le principal aspect de la maîtrise de ce procédé multifactoriel tient de son paramétrage laser. Ce dernier peut lui-même se décliner en une multitude de paramètres, qui peuvent se résumer par le calcul de l'énergie moyenne appliquée par le laser par unité de volume, autrement dit la densité d'énergie pendant le lasage d'une couche de poudre [69] :

$$E = \frac{P}{v h T} \quad (1)$$

La détermination de la densité d'énergie E (en J/m^3) fait intervenir la puissance du laser P (en J/s), v la vitesse du laser (en m/s), h la distance de *Hatching* ou l'espacement entre chaque passe du laser (en m) et T l'épaisseur de la couche de poudre lasée (en m). Le paramétrage est primordial puisqu'il influe grandement sur plusieurs facettes du résultat final, telles que la qualité de la pièce (porosité, état de surface) [70], sa microstructure [71], ses propriétés mécaniques [72], ou encore les contraintes résiduelles résultantes [73].

1.3.1.3 Les verrous liés au procédé SLM et au parachèvement des pièces

Certains verrous subsistent encore et bloquent une industrialisation à plus grande échelle et une véritable démocratisation de la technologie SLM. Ces problématiques sont liées à l'impact du procédé sur la qualité finale des pièces [74]. Elles peuvent être liées aux propriétés mécaniques des pièces, comme l'anisotropie du matériau résultante du gradient thermique par rapport à la direction de fabrication [75]. Ce gradient thermique est également responsable de problèmes liés à la géométrie finale des pièces fabriquées, dus aux distorsions induites par les contraintes résiduelles. Dans ce cas, la simulation numérique grâce à des modèles thermomécaniques peut permettre de prédire les niveaux de contraintes résiduelles [76], [77], mais ils restent limités du fait de l'histoire thermique complexe des pièces lasées. Ces problématiques décrites sont intimement liées au contrôle qualité et à la métrologie des pièces qui souvent doivent être adaptés à des pièces unitaires. Des moyens de contrôle adaptés sont en cours d'étude, notamment pour les réseaux de structures architecturées, utilisant des techniques ultrasonores ou de mesure de résistivité.

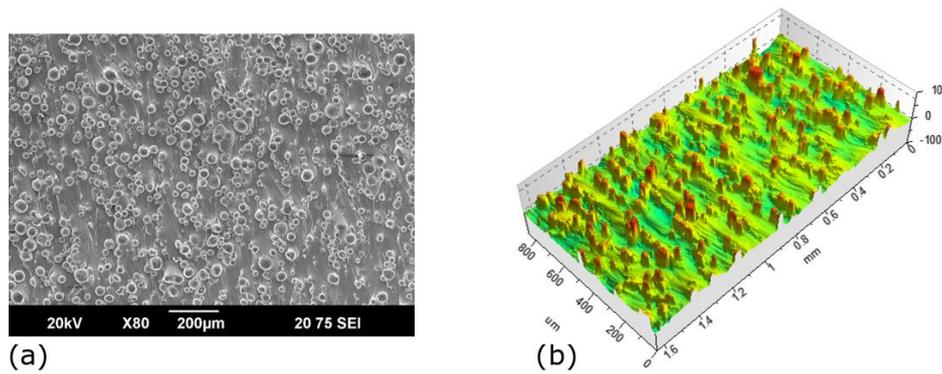


Figure 10 - (a) Image MEB d'un état de surface brut de fabrication SLM, (b) Image de l'état de surface en microscopie confocale.

Par ailleurs, les états de surface finaux des pièces doivent nécessairement subir des opérations de parachèvement, notamment pour améliorer la rugosité trop importante en sortie de fabrication SLM. Cette rugosité peut parfois avoisiner un Ra de 20 µm (Figure 10), notamment à cause des infondues de la poudre en surface des pièces. Des opérations de finition des pièces sont donc nécessaires, par traitement chimique [78], mécanique [79] ou même par laser [80]. Certaines surfaces doivent répondre à des qualités dimensionnelles de pièces industrielles et le parachèvement par une opération d'usinage ou de rectification est nécessaire [81]. Cette démarche est d'ores et déjà adoptée par les constructeurs de machines avec des propositions d'hybridation où dépôt et finition par enlèvement de matière sont programmés dans une même enceinte [82]. Dans le cadre des technologies sur lit de poudre SLM, l'hybridation est plus complexe du fait de l'atmosphère sous argon et de la présence de poudre dans la chambre. À ces problématiques s'ajoutent celles des distorsions si la pièce thermiquement déformée doit être reprise en usinage. Parfois, des solutions existent déjà avec d'autres procédés et une adaptation est nécessaire pour les rendre compatibles à la fabrication additive, comme l'est par exemple l'usinage adaptatif de pièces issues de la fonderie classique.

1.3.1.4 La fabrication additive au service de l'implantologie sur-mesure

La FA dans les domaines biomédicaux profite également d'une forte croissance, tant sur la fabrication polymère avec les guides chirurgicaux ou les modèles anatomiques, que sur la fabrication métallique qui permet la réalisation de DMI [83]. Le développement du DMI

métallique par la technologie SLM se fait pour plusieurs raisons, les deux principales étant la possibilité de réaliser des dispositifs sur-mesure (ou patient-spécifique) basés sur l'imagerie médicale [84], [85], et celle d'obtenir un comportement équivalent plus intéressant grâce aux structures architecturées. Dans ce second cas, le but recherché est double : se rapprocher mécaniquement de l'os, en diminuant par exemple le module de Young [86], et utiliser les porosités pour favoriser l'ostéo-intégration [87]. Des porosités induites par des conditions de lasage imparfaites ont même été envisagées [88]. Quant à l'aspect sur-mesure, il existe quelques exemples de prothèses et d'implants réalisés par fabrication additive sur lit de poudre, en chirurgie de reconstruction cranio-faciale avec un implant poreux de reconstruction zygomatique [89], un implant crânien [90], ou encore en chirurgie dentaire [91], [92]. La fidélité géométrique permise par ce procédé s'est montrée suffisante pour ce type d'application directement basée sur l'anatomie humaine [93].

Le procédé de fabrication additive n'est malgré tout pas exempt de verrous pour l'application dédiée aux dispositifs médicaux sur-mesure. On y retrouve les mêmes limites technologiques et scientifiques que celles rencontrées pour d'autres applications industrielles, à savoir des difficultés liées aux états de surface finaux et aux contraintes résiduelles induites pendant la fabrication. Pour le cas des DMI, l'aspect et la qualité des surfaces sont particulièrement importants puisqu'ils conditionnent directement la viabilité des interfaces entre le dispositif et les tissus du corps humain, et donc la pérennité du dispositif implanté.

1.3.2 Un levier supplémentaire : les alliages de titane à bas module de Young

À ce jour les quelques DMI métalliques sur-mesure ont été réalisés essentiellement en TA6V. La mise en œuvre d'alliages de titane β à bas module de Young pourrait constituer un atout supplémentaire en vue d'améliorer le transfert de charge et donc la stabilité mécanique de l'implant.

D'une manière générale, les alliages de titane sont classés selon leurs phases métallurgiques prédominantes. On trouve donc :

- Les alliages de type α avec une phase microstructurale hexagonale compacte (HC) ;
- Les alliages de type β avec une phase cubique centrée (BC) ;
- Les alliages de type $(\alpha+\beta)$.

Le titane pur, de type α , passe en phase β à une température de 882°C, qui est sa température de transition transus β , transition de type martensitique. Le titane pur peut être allié avec des éléments d'addition β -tagène qui auront tendance à stabiliser la phase β , ou des éléments α -tagène qui, au contraire, auront tendance à stabiliser la phase α . Les traitements thermiques appliqués à l'alliage modifient également sa structure. C'est la structure à l'équilibre à température ambiante qui définit le type de l'alliage.

Les alliages de titane utilisés dans le biomédical tel que le TA6V, usuellement appelés alliages de première génération, sont de type $(\alpha+\beta)$. Ils ont la particularité d'avoir une microstructure et des natures de phase fortement dépendantes des traitements thermomécaniques appliqués.

Table 2
Mechanical properties of biomedical titanium alloys.

Material	Standard	Modulus (GPa)	Tensile strength (Mpa)	Alloy type
<i>First generation biomaterials (1950-1990)</i>				
Commercially pure Ti (Cp grade 1-4)	ASTM 1341	100	240-550	α
Ti-6Al-4V ELI wrought	ASTM F136	110	860-965	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-4V ELI Standard grade	ASTM F1472	112	895-930	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-7Nb Wrought	ASTM F1295	110	900-1050	$\alpha + \beta$
Ti-5Al-2.5Fe	-	110	1020	$\alpha + \beta$
<i>Second generation biomaterials (1990-till date)</i>				
Ti-13Nb-13Zr Wrought	ASTM F1713	79-84	973-1037	Metastable β
Ti-12Mo-6Zr-2Fe (TMZF)	ASTM F1813	74-85	1060-1100	β
Ti-35Nb-7Zr-5Ta (TNZT)	-	55	596	β
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	-	65	911	β
Ti-35Nb-5Ta-7Zr-0.40 (TNZTO)	-	66	1010	β
Ti-15Mo-5Zr-3Al	-	82		β
Ti-Mo	ASTM F2066			β

Tableau 1 - Alliages de titane de 1^{ère} et 2^{nde} génération [94].

Dans les années 90, des alliages de type β , dits de 2nd génération ont commencé à être développés dans le but de palier aux problèmes liés à certains éléments toxiques, mais aussi dans l'idée d'abaisser le module de Young afin de s'approcher de celui de l'os. Pour cela, des éléments d'ajout entièrement biocompatibles sont utilisés tels que le niobium, le zirconium ou

le tantale [94]. Ce type d'alliage permet d'atteindre des modules de Young de l'ordre 60 à 70 GPa, tout en conservant une haute limite élastique. La rigidité est donc considérablement diminuée par rapport à la 1^{ère} génération, mais demeure assez éloignée de l'os cortical (Tableau 1).

Certains de ces alliages sont β -métastables, et peuvent être le siège d'une transformation martensitique sous contraintes par la formation d'une phase produite α'' (Figure 11) [95]. Cette transformation de phase, possible grâce à l'instabilité de la phase β , permet selon les compositions chimiques d'obtenir des effets intéressants tels que la superélasticité ou l'effet mémoire de forme. W. Elmay et al. [96] ont notamment mis en évidence cette transformation de phase dans l'alliage binaire de Ti-24Nb (%at), qui permet, après traitement thermique, d'obtenir un module de Young proche de 35 GPa.

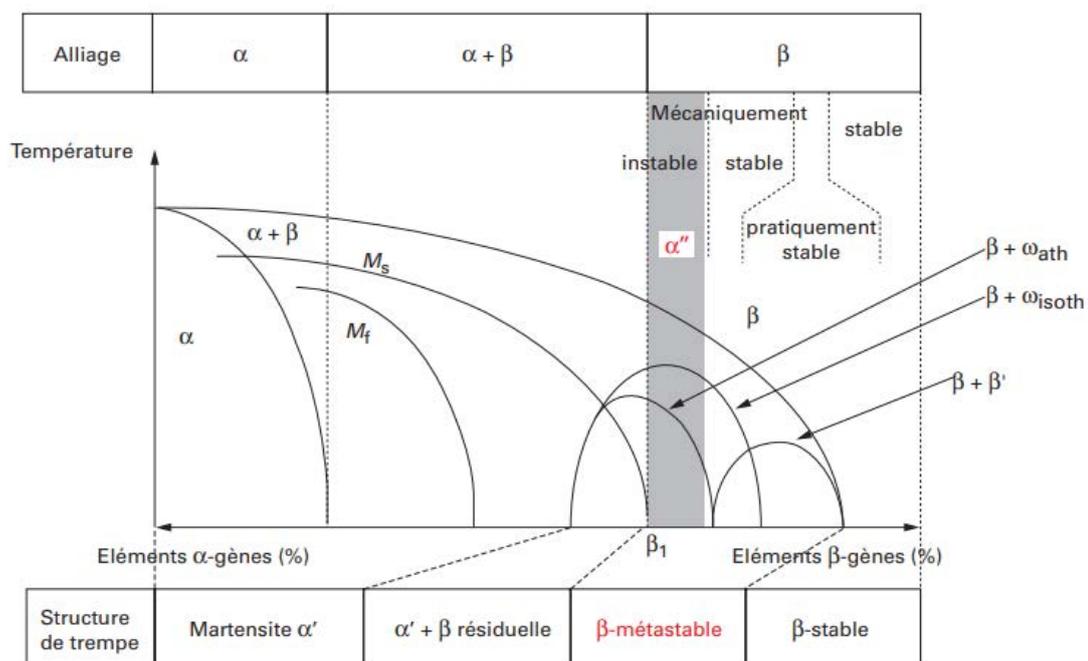


Figure 11 - Diagramme pseudo-binaire des alliages de titane [95].

Leurs travaux ont par la suite été complétés par M. Fischer et al. [97], qui ont pu mettre en œuvre par fabrication additive SLM ce même alliage binaire composé de titane et de niobium, mais avec des compositions atomiques différentes, à savoir Ti-26Nb (%at). L'originalité de ces travaux a consisté à élaborer l'alliage directement par fusion du laser, à partir de poudres élémentaires de titane et de niobium. Cette stratégie a permis l'élaboration in-situ d'un

matériau homogène, sans porosité, malgré la différence de point de fusion des deux éléments constitutifs. Les caractéristiques mécaniques, notamment le module de Young d'environ 55 GPa, ont permis de valider cet alliage dans le cadre de la fabrication additive pour une utilisation biomédicale.

1.4 Cas particulier du domaine dentaire : implantologie endo-osseuse et supra-osseuse

La partie cranio-maxillo-faciale du corps humain, et notamment la sphère dentaire, constitue un domaine de choix pour les études d'optimisation du transfert de charge. Elle est en effet le siège de forces occlusales, qui font partie des chargements les plus intenses imposés à l'ossature humaine.

Deux types de dispositifs médicaux implantables de réhabilitation dentaire seront étudiés en particulier : les implants dentaires axiaux endo-osseux et les implants supra-osseux basaux à plaques d'ostéosynthèse. Ces deux cas d'étude concrets nous ont permis le développement de solutions matériaux et mécaniques d'améliorations de la stabilité mécanique implantaire, solutions extrapolables aux DMI métalliques en général.

1.4.1 Anatomie de l'os maxillaire et mandibulaire

Comme son nom l'indique la sphère cranio-faciale se compose du crâne et de la face. La face peut être décrite et divisée en 3 étages, du haut du front jusqu'au menton : supérieur, moyen et inférieur (Figure 12). On s'intéresse ici plus particulièrement aux massifs faciaux moyen et inférieur qui sont principalement composés de la mandibule et des deux os maxillaires, eux-mêmes supportant la denture supérieure et inférieure.

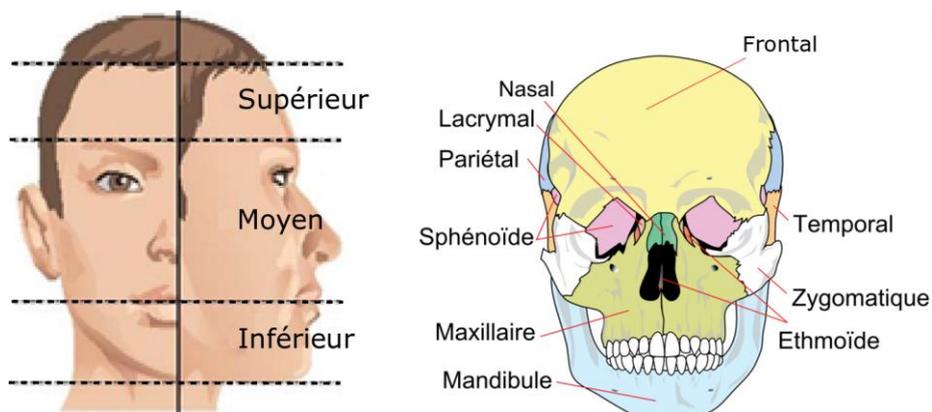


Figure 12 - Anatomie générale du crâne et de la face.

L'os maxillaire, os pair, relie anatomiquement l'arcade dentaire supérieure et le palais osseux, une partie de la cavité infra-orbitaire ainsi que la paroi latérale de la cavité nasale. Cet os irrégulier dont l'anatomie est complexe, qui n'est ni un os de type long, ni un os de type plat, peut présenter des variabilités géométriques importantes en fonction des individus. Il reste relativement évidé du fait de l'existence du sinus maxillaire, cavité remplie d'air qui occupe pas moins des deux tiers de l'épaisseur de la partie supérieure de l'os (Figure 13(a)). Son anatomie complexe et variable est un argument qui appuie l'utilisation de DMI patient-spécifique dans le cas de chirurgies reconstructrices de l'arcade supérieure. L'os maxillaire présente deux faces principales :

- La face externe elle-même composée de quatre faces : la partie inférieure marquée de saillies dues à l'insertion des racines des dents, la face supérieure ou orbitaire plane, la face antérieure ou génienne, et enfin la face postérieure ou zygomatique ;
- La face interne que l'on peut décomposer en trois zones : l'apophyse palatine qui forme la cloison entre les fosses nasales et la cavité buccale, la partie buccale formant le palais osseux ou palais dur, et la partie nasale qui accueille les sinus maxillaires.

L'os mandibulaire, seul os mobile du complexe maxillo-facial possède une forme générale symétrique de « fer à cheval ». Il forme avec les os temporaux l'articulation temporo-mandibulaire. Les différents mouvements et étapes qui composent le cycle de la mastication et de la déglutition sont permis par les nombreux muscles qui s'insèrent dans la mandibule (muscles temporaux, masséters, ptérygoïdiens, digastriques). C'est le contact de la mandibule mobile avec le maxillaire qui génère les forces occlusales. Son anatomie comprend un corps, qui supporte la denture de l'arcade inférieure, et deux branches qui se relèvent dans la direction

verticale. Les deux faces quasi-verticales qui composent le corps mandibulaire, externe et interne, se rejoignent aux bords inférieur et supérieur qui accueillent les dents (Figure 13(b)).

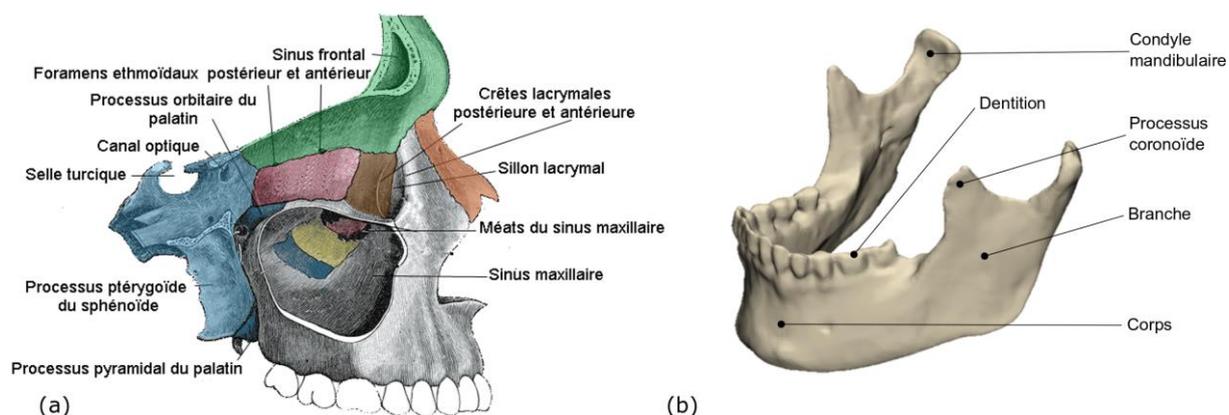


Figure 13 - Anatomie (a) de l'os maxillaire et (b) de l'os mandibulaire.

Au cours de la vie des patients, cette anatomie peut être amenée à évoluer. Comme il a été expliqué dans la section précédente, l'os sous-sollicité aura tendance à se résorber. Des problèmes médicaux pouvant amener à l'édentation empêchent ces deux os d'être stimulés par les forces occlusales. Il en résulte des atrophies de ces arcades maxillaires et mandibulaires. En clinique, ces atrophies ont été quantifiées et classifiées en quatre type d'os (type I, type II, type III et type IV), qui décrivent quatre niveaux croissants de perte osseuse [98]–[100]. Le critère d'appréciation principal de perte osseuse est l'épaisseur d'os cortical, suivi des densités osseuses corticale et spongieuse.

Ce sont ces pertes osseuses plus ou moins conséquentes qui entraînent la mise en place de DMI adaptés aux types de pathologie rencontrés. Dans des cas basiques d'atrophies peu avancées, des implants dentaires axiaux suffiront. Dans des cas de pertes osseuses plus graves, il est nécessaire de faire appel à des greffes osseuses, ou à des dispositifs de reconstruction d'arcade complète.

1.4.2 Implantologie dentaire axiale endo-osseuse

Les implants dentaires développés actuellement proviennent de Brånemark, qui a mis en évidence le phénomène d'ostéo-intégration [13]. C'est aujourd'hui le meilleur moyen connu (taux de réussite, rapidité de l'intervention, confort du patient) pour réhabiliter la denture d'un

patient. Le système implantaire comprend 3 sous-parties : l'implant endo-osseux inséré dans l'os cortical ou mandibulaire, le pilier émergent qui vient se loger dans l'implant et la couronne prothétique supportée par le pilier (Figure 14). Les deux matériaux les plus fréquemment utilisés pour les implants sont les alliages de titane et la zircone.

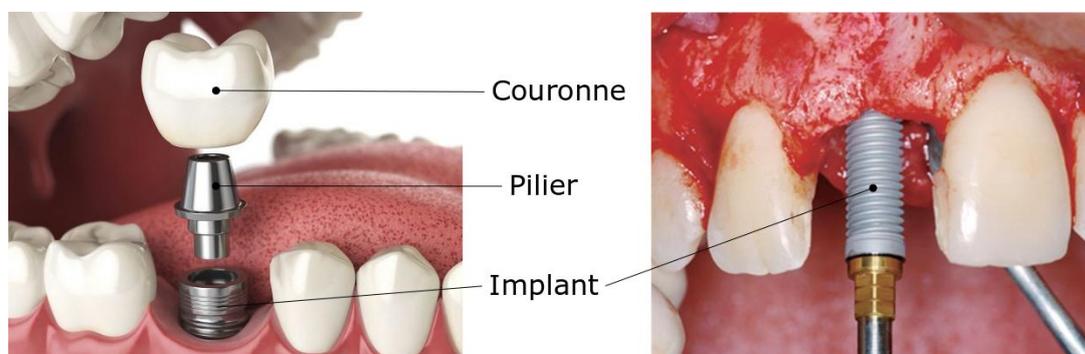


Figure 14 - (a) Complex implantaire composé de l'implant, du pilier de la couronne.

La plupart du temps, le chirurgien pose uniquement l'implant, qui est ensuite laissé sans sollicitation plusieurs mois pour limiter les micromouvements, et ainsi ne pas empêcher l'ostéo-intégration. Plus récemment, un mode de pose alternatif a été rendu envisageable, avec des mises en charge immédiates. Dans ce cas, tout le complexe implantaire y compris la prothèse est directement mis en place sur le patient, qui récupère donc directement ses fonctions masticatoires. Dans ce type de cas, une attention toute particulière doit être portée sur l'aspect mécanique du système os-implant, plus sensible que lors d'une mise en charge *a posteriori* [101].

Les causes d'échecs peuvent être d'origines complètement différentes. Le plus souvent, elles découlent d'un problème lié à l'os du patient, soit à court terme, soit à long terme. On retrouve par exemple souvent le phénomène de la cratérisation, résorption osseuse dans la zone supérieure, notamment due à des sur-contraintes [102]. Elles peuvent aussi être liées à la rupture d'un élément du système mécanique, du fait de forces occlusales et d'une rigidité du complexe implantaire trop importantes [103].

1.4.3 Implantologie supra-osseuse basale à plaque d'ostéosynthèse

L'implantologie axiale classique est adaptée à des patients où l'os implanté présente une épaisseur d'os cortical assez importante pour assurer le maintien mécanique de l'implant. Dans le cas contraire, d'autres solutions existent comme la greffe osseuse, qui peut cependant être longue et douloureuse. Certains cas singuliers nécessitent une réhabilitation complète de l'arcade supérieure ou inférieure, qui fait souvent appel à des montages prothétiques complexes, mécaniquement peu viables et inconfortables pour le patient. Les causes de telles réhabilitations peuvent être liées à des cancers et tumeurs, accidents ou des résorptions physiologiques très importantes. Parfois les défauts osseux sont tellement conséquents qu'une chirurgie de l'ordre de la reconstruction maxillo-faciale, et non plus de la chirurgie dentaire, est nécessaire pour réhabiliter le patient.

Un autre type d'alternative existe, à mi-chemin entre la reconstruction maxillo-faciale et la réhabilitation dentaire. L'implantologie basale peut en effet être un bon compromis à une chirurgie reconstructive invasive [104]. Ce type d'implantologie permet la réhabilitation d'une arcade par d'autres types de géométries de dispositifs prothétiques qui s'appuient sur l'os cortical restant. C'est par exemple le cas des implants maxillo-faciaux à plateaux d'assise qui permettent un ancrage mandibulaire ou maxillaire grâce à des disques insérés plus en périphérie de l'arcade [105].

Parmi les dispositifs d'implantologie basale, les implants basaux à plaques développés par G. Scortecchi et al. [106] présentent eux aussi des avantages considérables. Ces dispositifs en TA6V sont composés de deux sous-parties, une plaque plane évidée de faible épaisseur et un pilier émergent, destiné à la connexion avec le bridge dentaire (Figure 15). Ces plaques, planes à l'origine, sont ensuite déformées plastiquement par le chirurgien à l'aide d'une pince par des opérations successives de déformation plastique [107], dans le but de conformer la plaque à la partie anatomique de l'arcade dentaire du patient. Les deux extrémités des plaques sont munies d'œillets pour assurer l'ancrage avec l'os par l'intermédiaire de vis d'ostéosynthèse. Plusieurs plaques fixées sur différentes zones de l'os maxillaire ou mandibulaire, et reliées entre elles par un bridge prothétique, permettent de réhabiliter l'arcade complète du patient [108], [109].

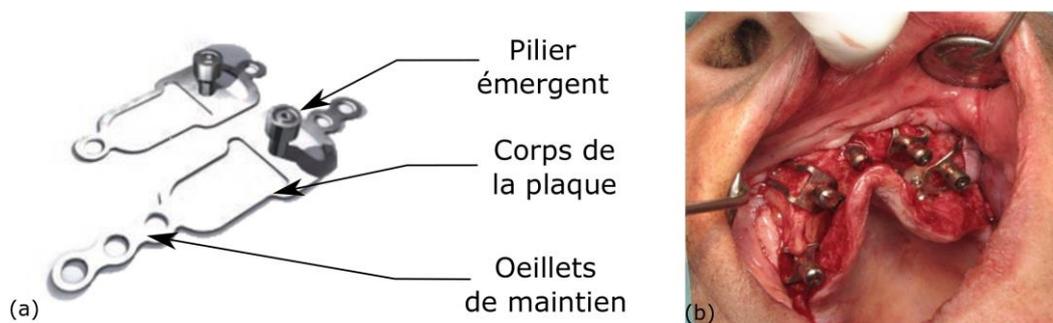


Figure 15 - (a) Implants supra-osseux basaux à plaque d'ostéosynthèse, (b) Reconstruction d'une arcade maxillaire à l'aide de cinq implants supra-osseux.

Néanmoins ce type d'implant présente des inconvénients et peut être amélioré, notamment grâce aux solutions proposées par la mécanique numérique, la fabrication additive et l'utilisation d'un alliage de titane à bas module d'élasticité. D'un point de vue pratique, le praticien doit déformer et ajuster l'implant en plusieurs temps, et cela est susceptible d'engendrer des étapes difficiles. D'une part, une préparation est nécessaire avant l'opération sur un modèle anatomique en matériau polymère. D'autre part, la mise en forme par déformation n'est jamais parfaitement adaptée à l'os du patient et est à l'origine d'un *hiatus* entre les géométries de l'implant et de l'arcade. D'un point de vue confort pour le patient, souvent en anesthésie locale, l'opération peut être assez longue en cas de réajustements de la pièce implantaire. Une pièce prête à poser constituerait un gain de temps considérable du point de vue du patient et du chirurgien-dentiste.

Enfin, mécaniquement, l'implant est inévitablement fragilisé par les déformations plastiques successives qui sont effectuées pendant l'étape de déformation. Elles peuvent être la cause de la rupture du dispositif pendant la pose, voir à plus long terme après mise en service. Par ailleurs, le *hiatus* géométrique à l'interface os-implant peut être la cause de déviations des contraintes mécaniques, défavorisant la stabilité mécanique de la plaque [110].

1.5 Conclusions

L'utilisation du titane et ses alliages en implantologie, notamment la réhabilitation dentaire, est aujourd'hui l'une des plus pratiquées. Elle peut être améliorée à travers différentes approches, tant sur le plan biológico-chimique que sur le plan mécanique. Les moyens de

calculs numériques permettent de mettre en place des solutions d'optimisation du transfert de charge entre os et implant. Pour certains DMI, cette optimisation peut concerner la configuration de pose du dispositif au regard de l'os implanté. Ce type d'amélioration mécanique concerne principalement les dispositifs à géométries standards tels que l'implant dentaire endo-osseux, traité dans le troisième chapitre de ces travaux de thèse.

Pour d'autres types de DMI, la géométrie intrinsèque du dispositif peut elle aussi être améliorée grâce au concept de sur-mesure, comme c'est plutôt le cas de l'implant supra-osseux à plaque. La capacité à produire des pièces individualisées s'est largement développée à travers la fabrication additive. La liberté de forme offerte par le procédé permet également d'envisager la fabrication de solutions obtenues par optimisation topologique, pour améliorer le transfert de charge à l'interface os-implant. Cependant, l'élaboration complète d'un dispositif sur-mesure grâce au procédé SLM n'est aujourd'hui pas totalement maîtrisée, particulièrement concernant les traitements de surface après fabrication et le parachèvement des DMI. Ces pièces implantaires nécessitent à la fois des reprises par usinage des surfaces destinées à l'assemblage mais aussi un polissage contrôlé des surfaces en contact avec les tissus biologiques. Enfin, quel que soit le type de DMI étudié, il est possible d'améliorer la biocompatibilité du matériau constitutif avec la solution des alliages à bas module de Young, tel que l'alliage de Ti-Nb.

L'ensemble de moyens numériques et expérimentaux utilisées au cours de ces travaux, en lien avec la chaîne de réalisation de DMI est exposé dans le chapitre suivant.

Chapitre 2 - Techniques expérimentales et numériques : chaîne de valeurs de réalisation de DMI sur-mesure

Les techniques expérimentales et numériques utilisées dans ces travaux de thèse s'inscrivent dans la chaîne de valeurs de réalisation de DMI. La chaîne de fabrication des implants dentaires endo-osseux est maîtrisée, offrant des gammes très diversifiées et complètes d'implants fabriqués par décolletage. Dans cette thèse, l'intérêt sera porté sur une étape numérique d'optimisation de la configuration d'implantation du dispositif au regard de l'os sollicité, à travers un modèle numérique multiparamétrique développé dans la section suivante.

Les dispositifs supra-osseux individualisés sont adaptés à une réalisation par fabrication additive comportant différentes étapes qui s'inscrivent la chaîne de valeurs liée à ce type de procédé de fabrication. Cette chaîne de valeurs particulière, récente comparée aux autres procédés de fabrication, est applicable à toute pièce. Dans ces travaux de thèse, l'application particulière des DMI sur-mesure est traitée et seules certaines étapes de la démarche sont spécifiques. Cette démarche globale fait appel à un enchaînement d'opérations successives, présentée en Figure 16. Les solutions matériaux et mécaniques implémentées et développées dans les différents chapitres permettront de répondre à plusieurs verrous et d'améliorer cette démarche globale de fabrication. Les problématiques en amont de la fabrication sont particulièrement traitées, à travers la simulation numérique pour l'optimisation du transfert de charge entre l'os et l'implant. D'autres, en aval de la fabrication, sont liées aux verrous de

finition, de parachèvement et de contrôle des états de surface des pièces, particulièrement importants dans les applications biomédicales.

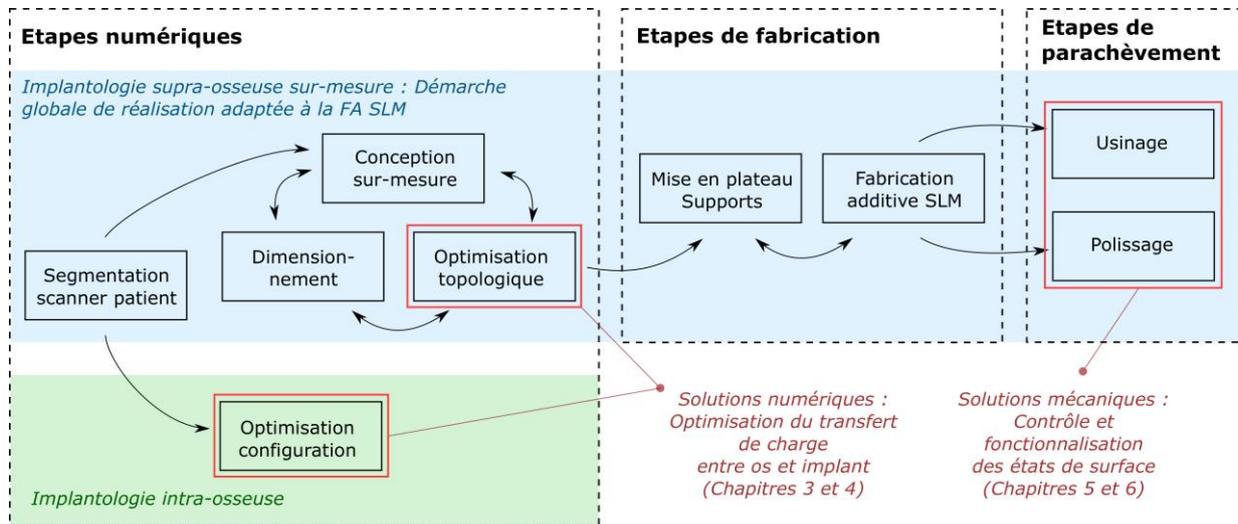


Figure 16 – Chaîne de valeurs de réalisation de DMI : point de départ des techniques numériques et expérimentales utilisées.

2.1 Étapes numériques en amont de la fabrication

2.1.1 Optimisation de la pose en implantologie endo-osseuse : mise en place d'un modèle numérique multiparamétrique

Le troisième chapitre de la thèse traite du cas d'étude de l'implant dentaire axial (voir section 1.4.2). Contrairement aux implants supra-osseux à plaque, ce type de dispositif ne présente aucun intérêt à être fabriqué par technologie SLM. En effet, il s'agit d'un élément de visserie dont l'obtention par décolletage est plus adaptée. L'objet de l'étude numérique présentée s'inscrit dans une démarche d'optimisation de la configuration et du positionnement de l'implant au regard de l'os, à partir de géométries standards. Cette démarche numérique peut être extrapolée aux vis d'ostéosynthèse complémentaires des plaques d'ostéosynthèse, afin d'étendre la maîtrise globale des systèmes sur-mesure {plaque + vis}.

Un modèle multiparamétrique EF est mis en place pour étudier l'influence des différents paramètres qui interviennent lors de la pose d'implants dentaire. L'objectif du modèle multiparamétrique est de balayer automatiquement le maximum de configurations

implantaires possibles, en faisant varier plusieurs paramètres. La construction du modèle EF est réalisée grâce au langage de programmation Python, couplé au logiciel Eléments Finis Abaqus. Trois étapes se succèdent, chacune d'entre elle permettant le contrôle de certains des paramètres du système.

La première étape est la conception des différentes sous-parties qui constitueront le modèle, à savoir les éléments osseux et prothétiques : l'os cortical, l'os spongieux, l'implant et le pilier implantaire (support de la couronne). La conception du pilier et de l'implant est réalisée sous le logiciel Catia V5 avec l'utilisation du module de conception paramétrique. Il permet de configurer la variation de plusieurs paramètres de base qui définissent la géométrie de l'implant, tels que sa longueur, son diamètre ou sa conicité. Concernant la géométrie osseuse, il est choisi d'isoler une tranche de mandibule édentée d'un scanner au niveau de la première et de la seconde prémolaire (Figure 17(a) et (b)). Le modèle est extrait par segmentation d'une imagerie scanner d'un patient possédant une anatomie mandibulaire considérée comme moyenne. L'épaisseur d'os cortical est un paramètre variable de première importance dans l'étude de la stabilité mécanique d'un implant. En effet, il fait partie des variables caractéristiques de la qualité de l'ensemble osseux. Pour faire varier ce paramètre, quatre facteurs d'échelle ont été appliqués à la partie corticale de l'os dans le but d'obtenir quatre épaisseurs différentes d'os cortical (2,5 mm, 2,0 mm, 1,5 mm, 1,0 mm), représentatives des quatre types de qualité osseuse (appelées respectivement type I, II, III et IV) dans la classification classique en implantologie dentaire [100], voir Figure 17(c). La géométrie des deux sous-parties osseuses et implantaire est présentée en Figure 17 et Figure 18(a).

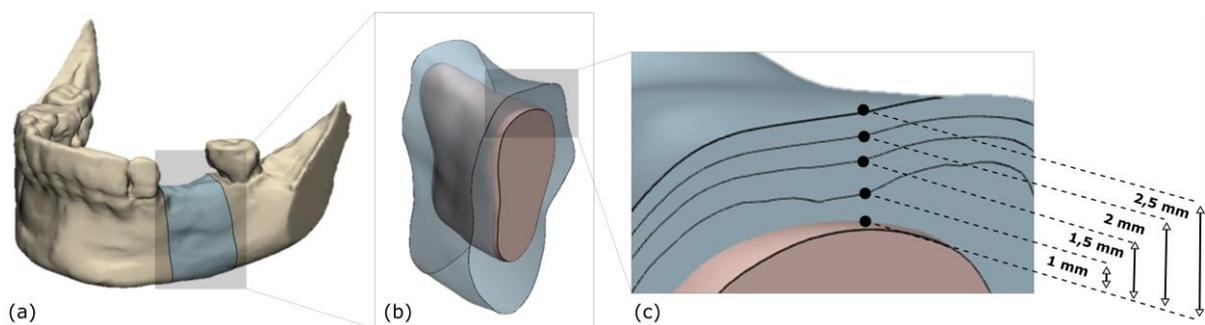


Figure 17 - (a) Segmentation de la mandibule, (b) Tranche mandibulaire édentée isolée et (c) Quatre types d'épaisseur corticale (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm et 2,5 mm).

La deuxième étape de la mise en place du modèle multiparamétrique consiste à réaliser l'assemblage des différentes sous-parties. Cette étape est primordiale puisqu'elle permet le contrôle et le paramétrage du placement de l'implant dans l'os, et tout particulièrement de son angle d'inclinaison dans le plan vestibulo-lingual. C'est également à cette étape qu'est réalisée la conception paramétrique du pilier implantaire, dont la géométrie dépend directement de l'angle d'inclinaison de l'implant dans l'os. En effet, le choix est fait dans cette étude de toujours considérer la partie supérieure du pilier avec la même orientation. Ainsi, dans ces conditions, le chargement appliqué sur la surface supérieure du pilier est équivalent pour chaque cas. Dans cette configuration, plus l'implant est incliné, et plus la géométrie du pilier est angulée, comme le montre la Figure 18(a). L'assemblage des différentes sous-parties est réalisé grâce au module open source Python Pymesh, qui permet à la fois la réalisation d'opérations booléennes et de remaillage surfacique des composants sous format STL. À partir du maillage surfacique, le maillage volumique de chaque entité est réalisé par un autre module Python Tetgen. Tous les maillages comportent des éléments tétraédriques (C3D10) d'une taille de maille moyenne de 0,1 mm, pour un nombre d'environ 300 000 éléments finis par modèle.

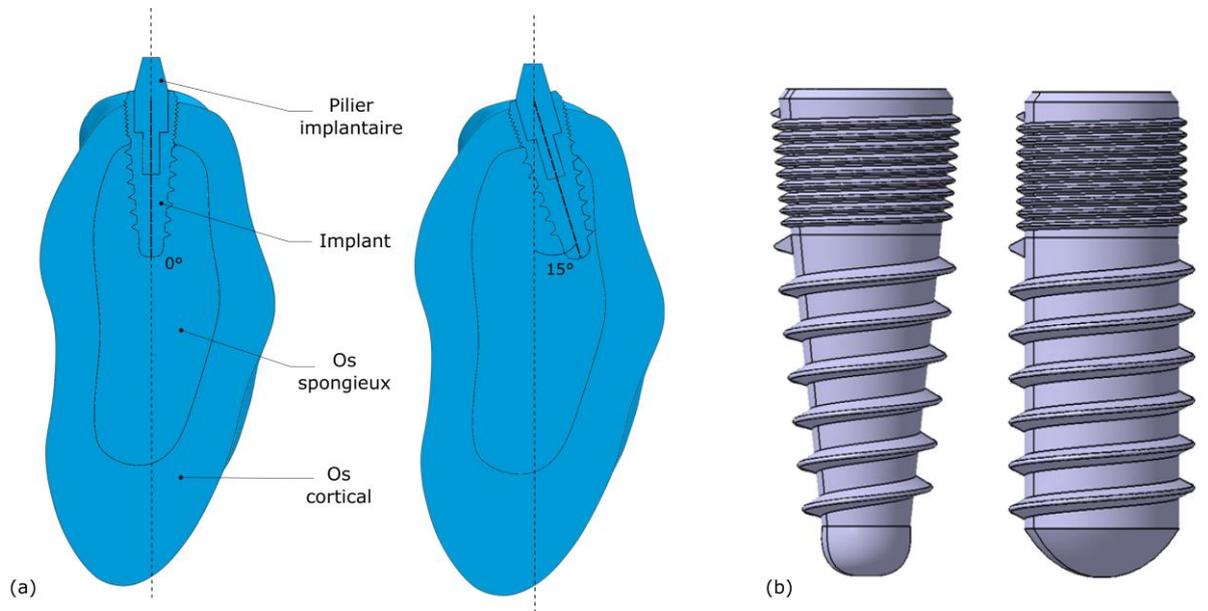


Figure 18 - (a) Vue en coupe du modèle complet, pour un implant droit et un implant incliné à 15°, (b) géométrie d'un implant conique et d'un implant cylindrique.

Pour finir, la troisième et dernière étape qui permet d'obtenir un modèle EF fonctionnel est l'application des propriétés matériaux, des chargements et des conditions aux limites. Toutes ces opérations sont effectuées avec le logiciel Abaqus et le module de programmation Python associé. Tous les matériaux adoptent un comportement élastique isotrope, défini par un module de Young et un coefficient de Poisson. Trois matériaux sont considérés : l'os cortical, l'os spongieux et l'alliage TA6V pour l'implant et le pilier. La définition de matériaux élastiques isotropes dans la modélisation numérique des deux types d'os est une hypothèse forte dans la mesure où ces deux types de matériaux sont hétérogènes, anisotrope et présentent des microstructures particulières. La caractérisation de l'os mandibulaire et maxillaire a d'ailleurs fait l'objet de nombreux travaux, tout comme la modélisation de son comportement mécanique [111]. Les différentes valeurs utilisées de module de Young et de coefficient de Poisson sont résumées dans le Tableau 2.

Matériau	Module de Young (GPa)	Coefficient de Poisson
Alliage de Ti-6Al-4V	110	0,3
Os cortical	15	0,3
Os spongieux	1,5	0,3

Tableau 2 - Propriétés des matériaux utilisés.

Une ostéo-intégration complète est considérée entre l'implant et les sous éléments osseux. Par conséquent, les contacts sont supposés parfaits. Il s'agit de l'interface os cortical-implant, os spongieux-implant, os cortical-os spongieux et implant-pilier. Concernant les conditions aux limites des modèles, les plans de découpe de la tranche mandibulaire sont encastés. Une pression est appliquée sur la surface supérieure du pilier implantaire. Cette surface ayant la même orientation quel que soit le modèle, la pression appliquée est donc équivalente à une force normale à la surface de 120 N, en accord avec la littérature sur les chargements occlusaux [112]. La stratégie globale d'obtention du modèle multiparamétrique est résumée dans la Figure 19.

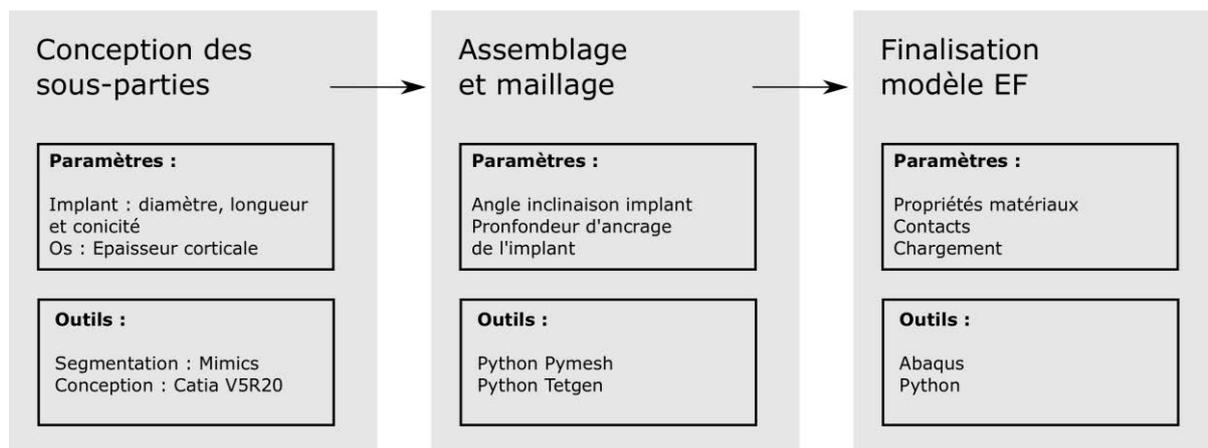


Figure 19 - Schéma global de mise en place du modèle EF multiparamétrique.

2.1.2 Segmentation d'imagerie médicale

La suite de la description des techniques expérimentales et numériques utilisées concernent directement le cas d'étude de l'implant supra-osseux sur-mesure, décrit en section 1.4.3, et la chaîne de valeurs associée, résumée en Figure 36.

Le développement d'un dispositif sur-mesure est défini par une conception nécessairement basée sur l'anatomie bien spécifique d'un patient. Il est donc nécessaire de disposer d'un modèle numérique de la zone anatomique considérée. Elle peut être extraite d'une imagerie médicale réalisée au préalable sur le patient. La plupart du temps, on s'appuie sur des images issues de la technique d'imagerie du scanner, ou tomodensitométrie. Ce type d'imagerie fonctionne à partir d'une source d'énergie à rayons X. Le principe d'acquisition est basé sur un tube à rayons X associé à des détecteurs, qui par une trajectoire rotative permettent d'acquérir des plans à 360° autour du patient. Pour cela, des photons sont éjectés par le tube, traversent le patient et sont réceptionnés par les détecteurs. Le nombre de photons absorbés par un tissu biologique quelconque dépend de sa densité. On peut donc en déduire une cartographie des densités des tissus traversés, où le niveau de gris de chaque pixel de l'image résultante dépend de la densité. Par conséquent, les différents tissus biologiques tels que l'os cortical, l'os trabéculaire et les tissus mous peuvent être différenciés les uns par rapport aux autres. Cette cartographie est ensuite présentée sous la forme d'une pile d'images où

l'espacement entre chaque image, couplé à la taille des pixels, dépendent de la résolution du scanner.

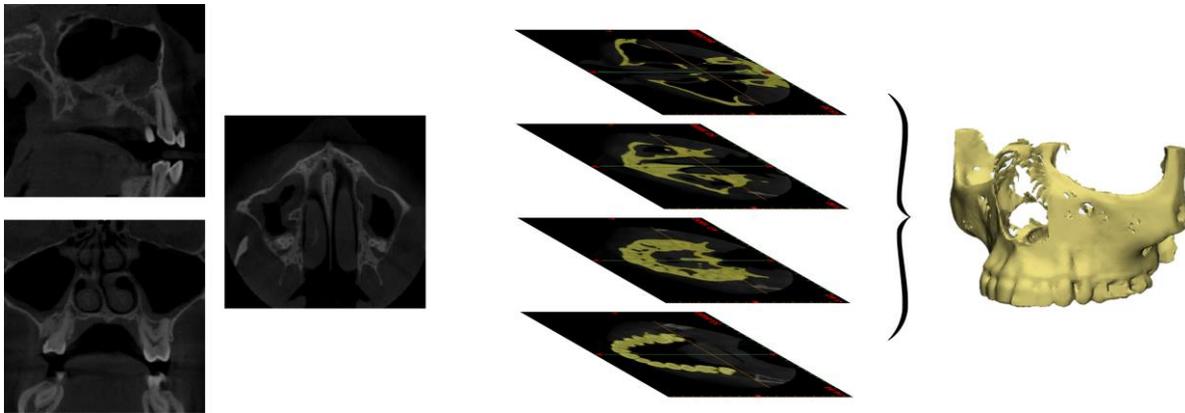


Figure 20 - Segmentation d'une arcade maxillaire à partir d'images scanner.

L'opération qui permet la génération d'un volume numérique tridimensionnel d'une partie anatomique à partir de cette pile d'images issue des données du scanner est appelée la segmentation. La segmentation permet d'isoler plusieurs pixels sur chaque image selon un critère défini, et donc d'isoler une catégorie de tissu, voir même une entité anatomique complète, comme un os par exemple. La plupart du temps, un algorithme de seuillage est utilisé pour réaliser la segmentation, en isolant les pixels qui portent la même nuance de gris (Figure 20). D'autres algorithmes sont également fréquents, basés sur la détection de contours ou de régions. La segmentation de tissus durs tels que l'os cortical ou l'os trabéculaire est élémentaire, du fait de leur densité assez éloignée des autres tissus du corps humain. *A contrario*, la segmentation des tissus mous entre eux à partir d'imagerie par tomodensitométrie est beaucoup plus complexe.

Dans le cas d'exemple appliqués à la réhabilitation dentaire, on s'intéresse à la sphère anatomique maxillo-faciale, décrite en section 1.4.1. Une précision géométrique est surtout attendue au niveau des surfaces de la crête mandibulaire et la face externe de l'os maxillaire. Toutes les segmentations sont réalisées avec le logiciel Mimics (société Materialise). Le type de fichier exporté est un maillage surfacique au format STL, fichier universel utilisé dans la chaîne numérique de la fabrication additive. Ce type de fichier a également l'avantage de permettre la génération aisée d'un maillage volumique exportable vers une modélisation EF, à partir du maillage surfacique.

2.1.3 Conception d'un DMI sur-mesure

L'étape de segmentation permet d'obtenir les volumes 3D des arcades osseuses maxillaire et mandibulaire d'un patient (section 2.1.2). Dans le cas de l'application des dispositifs supra-osseux à plaque d'ostéosynthèse, décrite en section 1.4.3, une étape de conception sur-mesure est réalisée. Un cas d'étude sur lequel portera la suite des travaux est défini avec le praticien. Il s'agit de la réhabilitation d'une arcade maxillaire, nécessitant la pose de quatre implants à plaque. L'anatomie de l'os maxillaire segmenté est présentée en Figure 21. Cette étape de conception nécessite des discussions avec le praticien. Deux sous-parties de la pièce présentent des risques et nécessitent tout particulièrement l'avis médical, du point de vue de leur placement et de leur orientation géométrique par rapport à l'anatomie du patient :

- Le pilier émergent de la plaque, connecté au bridge en chrome-cobalt, doit être orienté dans l'espace de manière à faciliter le montage global ;
- Les œillets, qui accueillent les vis d'ostéosynthèse, doivent être positionnés selon l'anatomie et la qualité osseuse du patient considéré. Les critères anatomiques et cliniques sont l'épaisseur d'os cortical, le passage de nerfs et de vaisseaux sanguins faciaux mais aussi le confort général du patient.

Pour les quatre plaques, les piliers sont alignés sur l'hémi-arcade si l'on considère une vue de dessous dans le plan anatomique transversal, comme représenté en Figure 21. Une des extrémités des plaques s'étend vers l'intérieur et s'appuie sur le palais osseux. Pour les extrémités opposées, deux plaques s'étendent sur la face inférieure du processus zygomatique, les deux autres s'appuient plutôt sur la face génienne en bordure de l'orifice nasale. Ce cas d'étude sera utilisé comme exemple d'application pour la suite de la thèse.

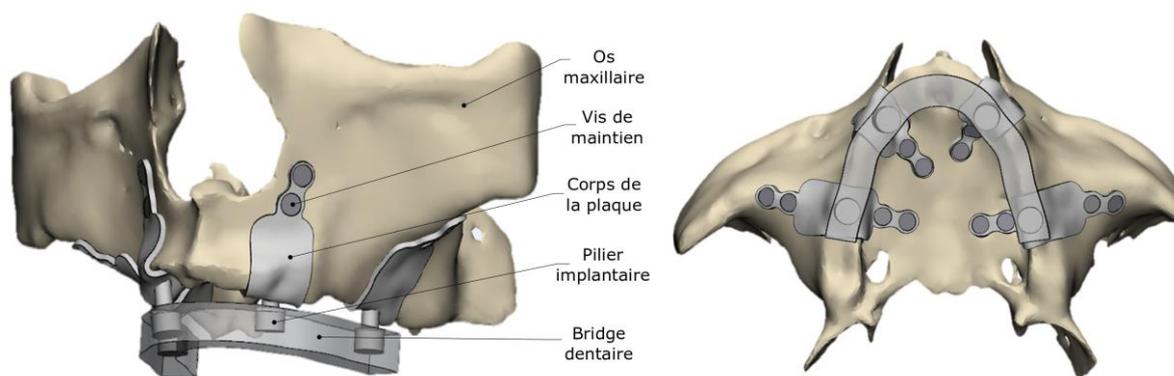


Figure 21 – Conception patient-spécifique d'implants basaux à plaque pour la réhabilitation d'une arcade maxillaire.

2.1.4 Optimisation topologique

Après conception d'un DMI, une étape d'optimisation topologique peut être réalisée en parallèle de l'étape de dimensionnement. L'optimisation topologique est une méthode de la démarche plus générale de l'optimisation de structure. Elle combine une méthode de résolution d'un calcul mécanique numérique et d'un algorithme d'optimisation. L'optimisation topologique permet de déterminer la répartition optimale de matière dans un volume défini (le domaine de *design*) en fonction d'un objectif donné. Elle peut être utilisée à des fins d'optimisation du transfert de charge entre l'os et l'implant, problématique traitée dans le quatrième chapitre de la thèse.

Cette démarche s'est développée dès les années 90, mais suscite un véritable regain d'intérêt depuis le début de la décennie du fait du développement de la fabrication additive et son ouverture vers une liberté de forme étendue.

Selon P. T. Christensen [113], un problème d'optimisation topologique est toujours défini par ces trois aspects :

- Une fonction objectif (f) : c'est la fonction qui permet d'apprécier la qualité du *design* de la pièce en cours d'évolution. La plupart du temps, f est une mesure de la masse, du volume, de l'énergie de déformation ou du déplacement dans une direction donnée ;
- Les variables de design (x) : qui décrivent le *design* et la géométrie de la structure ;

- Les variable d'états (y) : qui décrivent la réponse de la structure, comme par exemple le déplacement ou les contraintes.

Le problème d'optimisation prend alors la forme :

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Minimiser } f(x, y) \text{ tel que } x \text{ et } y : \\ \text{soumis à } \left\{ \begin{array}{l} \text{Contraintes sur } y \\ \text{Contraintes sur } x \\ \text{Contraintes d'équilibre} \end{array} \right. \end{array} \right.$$

Pour un problème EF linéaire en élasticité, les équations d'équilibre correspondent à :

$$K(x) u = F(x) \quad (2)$$

$K(x)$ correspond à la matrice de rigidité de la structure, u au vecteur déplacement et $F(x)$ au vecteur force appliqué à la structure.

L'approche utilisée et développée par Bendsøe et al. [114] consiste en la définition d'une fonction continue décrivant la densité fictive, dite pseudo-densité, du matériau de la pièce optimisée. Cette variable de design est comprise entre 0 et 1 et permet donc de définir quelles zones de la pièce sont plus ou moins « vides » et « pleines » et utiles pour répondre à la fonction objectif.

Pour interpréter les niveaux de densité intermédiaires et les relier aux propriétés mécaniques de la structure, il existe des méthodes d'extrapolation. La méthode SIMP (Solid Isotropic Material with Penalization) est adaptée aux cas de calculs statiques [115]. Elle relie le module de Young du matériau à la densité :

$$E(x) = E_0 \rho(x)^p \quad (3)$$

E_0 correspond au module de Young initial du matériau, pour une densité de 1. Le nombre d'éléments avec des densités intermédiaires diminue lorsque le paramètre p augmente. Une valeur trop importante perturbe la convergence de l'algorithme d'optimisation. Il est fixé à une valeur de 3.

Pour résoudre la partie optimisation du problème, l'algorithme « sensitivity-based » est utilisé, basé sur la Méthode des Asymptotes Mobiles (MMA) [116]. Le logiciel Tosca Structure est utilisé pour répondre au problème. Pour mettre à jour la matrice de rigidité de la structure, le solveur se base sur des différences finies du type :

$$\frac{\partial K}{\partial x} = \frac{K_{0+p} - K_0}{\Delta x} \quad (4)$$

K est la matrice de rigidité mise à jour correspondant au nouveau design et K_0 la matrice de rigidité inchangée de l'itération en cours. K_{0+p} correspond à la matrice de rigidité perturbée. Δx correspond à la variation dans la valeur de la variable de design considérée.

À la fin du calcul d'optimisation, la pièce apparaît avec des pseudo-densités de matériaux comprises entre 0 et 1, en comprenant des valeurs intermédiaires. L'export de la pièce est donc réalisé par un seuillage sur la densité pour finalement ne conserver qu'une phase « solide » et une phase « vide ». Cet export de la pièce se doit donc d'être vérifié par un calcul numérique associé.

Le couplage des logiciels Abaqus et Tosca Structure (Dassault Systèmes) est utilisé pour réaliser tous les calculs d'optimisation de l'étude présentée dans le quatrième chapitre de la thèse. Abaqus réalise le calcul de mécanique numérique par EF et Tosca la résolution du problème d'optimisation.

2.2 Étapes liées à la fabrication additive SLM

Les étapes suivantes liées à la fabrication additive et au parachèvement des pièces concernent le cas d'étude de l'implant supra-osseux, dont la conception a été définie en section 2.1.3. Une fois conçus et dimensionnés, les implants supra-osseux à plaque peuvent être réalisés par fabrication additive. Cette étape de fabrication n'est pas automatique et nécessite une préparation qui doit prendre en compte un certain nombre d'aspects, surtout liés à la mise en place du plateau de fabrication. Les paramètres de fabrication doivent également être définis. Deux étapes successives principales peuvent être différenciées dans le processus de fabrication : la mise en plateau, qui comprend notamment la définition des supports de fabrication et la fabrication additive.

2.2.1 Mise en plateau et définition des supports de fabrication

2.2.1.1 Préparation du plateau de fabrication

La préparation numérique du plateau de fabrication est cruciale pour le bon déroulement de la fabrication. Le placement et l'orientation de la pièce sur le plateau, et le choix des supports sont primordiaux lors de cette préparation. Cette étape est réalisée avec le logiciel Magics (Materialise).

Le choix de l'orientation de la pièce sur le plateau se fait selon plusieurs critères. Pour des pièces à géométrie complexe, il est question de compromis. Tout d'abord, les surfaces dont l'inclinaison est inférieure à 45° ne peuvent s'auto-supporter durant la fabrication et nécessitent des supports. Ainsi, la pièce doit être orientée de telle façon à minimiser ces surfaces qui nécessitent ces supports. Cette orientation doit également tenir compte de certains paramètres du procédé, tels que la direction de recouvrement de la poudre et la direction du flux d'argon. On tient aussi compte de l'aspect thermique, l'idée étant de minimiser l'aire des surfaces lasées afin de minimiser les contraintes résiduelles et donc les déformations indésirables qui en découlent. De nombreux développements logiciels sont actuellement réalisés dans ce sens afin d'anticiper au maximum les problématiques liées aux importants gradients thermiques mis en jeu pendant la fabrication. Dans ces travaux de thèse, on ne s'intéressera que très peu à ces problèmes, du fait de la taille peu conséquente des pièces considérées qui ne génèrent durant la fabrication que de très faibles niveaux de contraintes résiduelles, et donc des problèmes de distorsion quasi inexistant.

2.2.1.2 Définition des supports de fabrication

L'orientation de la pièce sur le plateau va directement conditionner la définition des supports de fabrication puisqu'elle va déterminer les surfaces qui doivent être supportées. Selon la nature et la taille des surfaces considérées, différents types de supports peuvent être utilisés. Les surfaces réduites (de l'ordre du mm^2) n'auront besoin que de support en « pointe » (Figure 22(a)), et les surfaces longilignes de faible épaisseur des supports linéaires de type « coque » (Figure 22(b)). Au contraire, des surfaces plus étendues nécessiteront des supports en conséquence tels que les supports formés de piliers organisés en arborescence (Figure

22(c)), ou les supports formés de murs structurés (Figure 22(d)). Ce choix géométrique des supports est bien évidemment réalisé en accord avec la géométrie globale de la pièce.

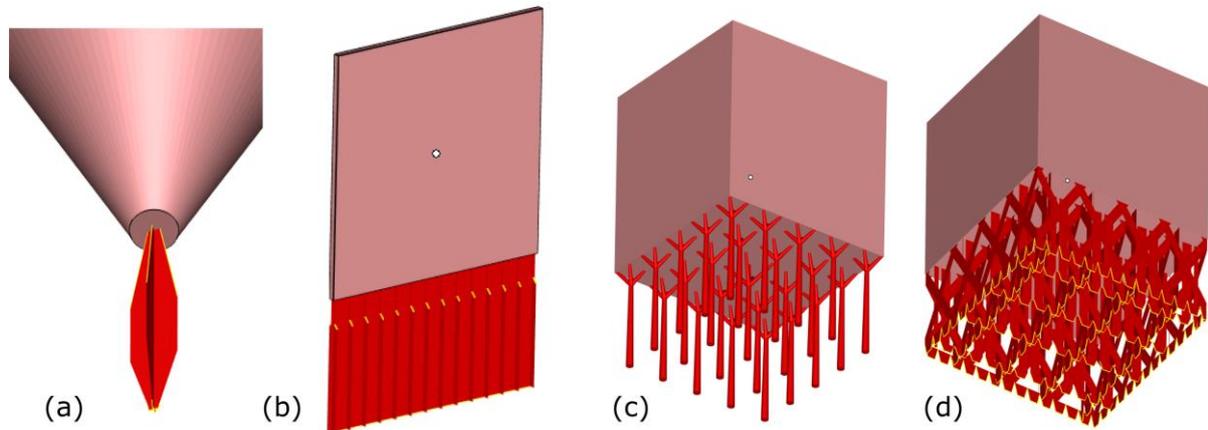


Figure 22 - (a) Supports en "pointe", (b) Supports linéaires, (c) Supports en arborescence, (d) Supports de murs structurés.

Souvent, l'épaisseur des supports correspond directement à une passe de laser. La précision et l'homogénéité géométrique sont fortement limitées puisqu'on avoisine la centaine de micromètres en épaisseur. Selon leur motif et leur densité équivalente, ces structures peuvent donc être apparentées à des parois minces peu rigides, dont les réelles propriétés mécaniques ne sont pas connues.

Dans le cinquième chapitre de cette thèse, il est question de concevoir les supports non plus comme un moyen de supporter la pièce pendant la fabrication, mais aussi comme montage d'usinage lors du parachèvement après fabrication additive. Le but est de faciliter le transfert entre le centre de fabrication additive et le centre d'usinage pour faciliter les étapes de reprise. Cette utilisation particulière des supports implique qu'ils doivent être résistants pour maintenir la pièce soumise aux efforts de coupe pendant l'opération d'usinage. Un dimensionnement mécanique de ces structures supportrices est donc nécessaire. Or actuellement, aucune information sur ce comportement mécanique n'est apportée dans les logiciels classiques de génération des supports. Cette limite actuelle nous contraint à l'utilisation de nos propres supports de fabrication, mécaniquement modulables et optimisés pour résister aux efforts de coupe.

2.2.1.3 Les structures lattices comme supports de fabrication

Les structures lattices, ou structure en treillis sont un type de matériau architecturé poreux, basées sur la répétition spatiale non stochastique d'un motif élémentaire. La périodicité du motif est valable dans les 3 directions de l'espace. Souvent, ce motif élémentaire est composé de poutres reliées entre elles par des nœuds. Les structures lattices sont utilisées dans de nombreux domaines dans une optique d'allègement de structures. Elles sont particulièrement intéressantes pour les applications biomédicales puisqu'elles permettent d'abaisser et contrôler la rigidité de la structure équivalente. Elles peuvent également favoriser l'ostéo-intégration grâce aux porosités qu'elles comportent.

Dans ces travaux, les structures lattices sont utilisées comme supports de fabrication additive. Ce besoin naît de l'utilisation non conventionnelle des supports de fabrication comme supports de maintien pendant l'opération de parachèvement par usinage qui doivent alors être dimensionnées pour répondre aux sollicitation d'usinage, tout en permettant d'être retirés de la pièce sans trop de difficultés après l'opération de parachèvement. Elles permettent le contrôle de leur rigidité équivalente, but recherché dans ces travaux [117].

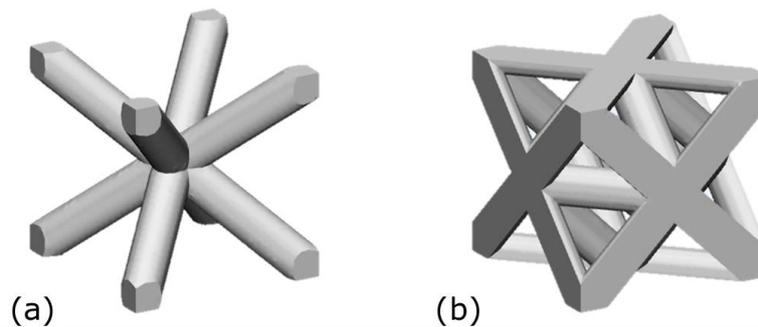


Figure 23 - Géométrie de (a) la structure *Diagonale*, (b) la structure *Octet-truss*.

Deux types de structures sont retenues : la structure *Diagonale* et la structure *Octet-truss*, toutes deux s'inscrivant dans un cube. La structure *Diagonale* consiste simplement en huit poutres se reliant au centre du cube depuis les sommets, voir Figure 23(a). Elle correspond à la structure cristalline cubique centrée. La structure *Octet-truss* est composée de trente-six poutres de même longueur, chaque poutre étant connectée à deux ou plusieurs autres poutres. Vingt-quatre sont des demi-diagonales des six faces du cube inscrits. Les douze autres relient

le centre des faces aux centres des faces adjacentes, voir Figure 23(b). Une analogie peut être faite avec la structure cristallographique cubique face centrée.

2.2.2 Fabrication additive SLM

Le principe de fonctionnement du procédé SLM, basé sur la fusion laser d'un lit de poudre, a été expliqué en section 1.3.1.2. On se concentrera donc ici sur les particularités techniques du modèle de machine utilisé et sur les paramètres de fabrication. Tous les échantillons et pièces ont été réalisés sur une machine SLM Solutions 280 HL, présentée en Figure 24(a). Ce modèle offre un volume de fabrication de $280 \times 280 \times 350 \text{ mm}^3$. L'étalement de la poudre est réalisé par un système de recouvrement, le *recoater*, qui stocke puis étale la poudre (Figure 24(b)). Il permet le dépôt uniforme d'une nouvelle couche sur le plateau en traversant la chambre de fabrication de part en part. Chaque couche fait $30 \mu\text{m}$ d'épaisseur. Contrairement à d'autres systèmes de dépôt où la poudre est étalée grâce à un rouleau, ici la poudre n'est pas compactée. La poudre de TA6V est utilisée et possède une dispersion granulométrique gaussienne centrée entre 10 et 65 microns, atomisée par la société TLS Teknik.

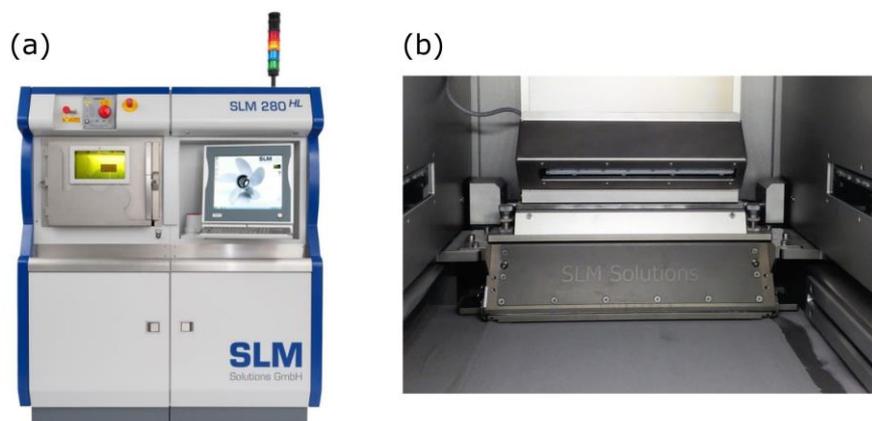


Figure 24 - (a) Machine de fabrication additive SLM 280 HL, (b) Système de recouvrement et dépôt de poudre.

Toutes les pièces et échantillons ont été réalisés avec le même paramétrage laser adapté à l'alliage de TA6V et fourni par SLM Solutions. Les paramètres principaux sont la distance entre deux passes de laser (ou le Hatching), la vitesse du laser et sa puissance. À partir de ces principaux paramètres, de nombreuses stratégies de lasage ont été développées, afin

d'optimiser les trajets du laser pour des questions de vitesse de fabrication, de limitation des contraintes résiduelles et d'obtention d'une bonne homogénéité du matériau sans porosité.

La stratégie de balayage utilisée est basée sur la partition de la surface lasée en bandes, dont la longueur et la largeur maximale sont fixes. Cette découpe de la surface en plusieurs bandes permet de limiter les forts gradients thermiques. Le laser réalise tout d'abord une première passe de contour de toute la pièce, puis les passes de remplissage, avec des paramètres de puissance et de vitesse différents. Les contours sont lasés avec une puissance de 100 W et une vitesse de 650 mm/sec, alors que l'intérieur est lasé avec une puissance de 200 W et une vitesse de 1650 mm/s. L'intérieur de la pièce se fait par le remplissage successif des bandes de découpe. De plus, la direction du trajet du laser tout comme l'orientation des bandes sont incrémentés de 67° à chaque couche, pour permettre une meilleure homogénéité globale de la pièce. Cette stratégie est résumée dans le schéma en Figure 25.

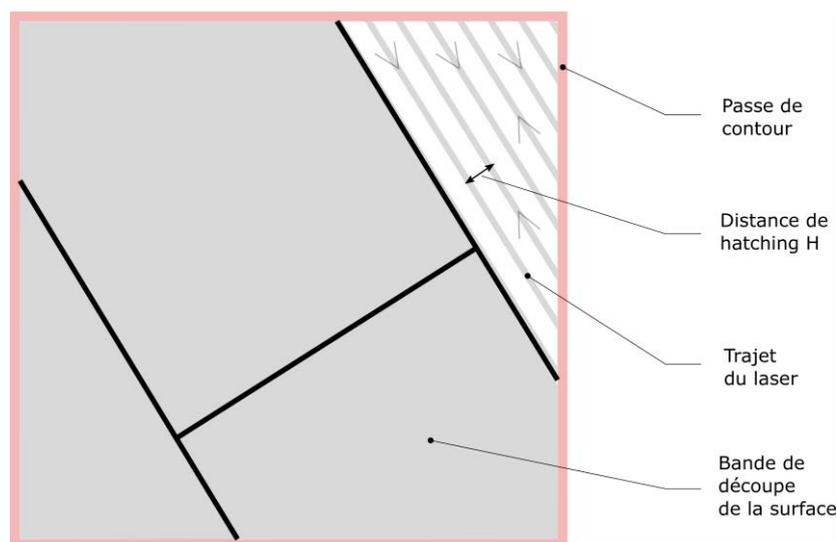


Figure 25 - Schéma de la stratégie de lasage utilisée.

2.3 Parachèvement de pièces issues de la fabrication additive SLM

Différents traitements de surface électrochimiques [78], mécaniques [79] ou laser [80] sont actuellement développés ou réadaptés aux pièces issues de la fabrication additive SLM. Plusieurs procédés ont été sélectionnés dans ces travaux pour répondre aux besoins particuliers de la finition des implants supra-osseux à plaque, d'une part pour la reprise

fonctionnelle de certaines surfaces destinées à l'assemblage, mais aussi pour le contrôle de la rugosité. Pour la fonctionnalisation de surface, des opérations de parachèvement par usinage sont inévitables. D'autres surfaces sont au contact de tissus biologiques. Ce type de surface à géométrie complexe nécessite des traitements de surface adaptés. Pour contrôler la rugosité et polir les pièces, deux méthodes successives ont été retenues. Dans un premier temps, le sablage permet de dégrossir et ébavurer les surfaces brutes de fabrication additive, et apporter une première diminution de la rugosité. Dans un deuxième temps, un polissage par tribofinition est envisagé pour un polissage plus poussé et une maîtrise de la rugosité finale.

2.3.1 Parachèvement par usinage

La raison principale qui impose une reprise en usinage de certaines surfaces est la présence de liaisons mécaniques entre la pièce considérée et d'autres pièces extérieures, en vue d'un assemblage. C'est une des raisons pour laquelle des machines hybrides (additive + soustractive) sont actuellement en développement [118]. Cependant, contrairement au procédé CLAD, l'hybridation est plus complexe pour un procédé basé sur un lit de poudre, notamment du fait de l'atmosphère contrôlée en gaz inerte et de la présence de poudre dans l'enceinte. Cette problématique est abordée dans le cinquième chapitre de la thèse. Dans le cas d'étude de l'implant supra-osseux à plaque, plusieurs sous-parties des pièces nécessitent une reprise par usinage. Chaque plaque est connectée au bridge par son pilier implantaire, et est vissée à l'os par ses œillets, qui ont donc besoin d'être usinés pour atteindre des valeurs de côtes fonctionnelles (Figure 26).

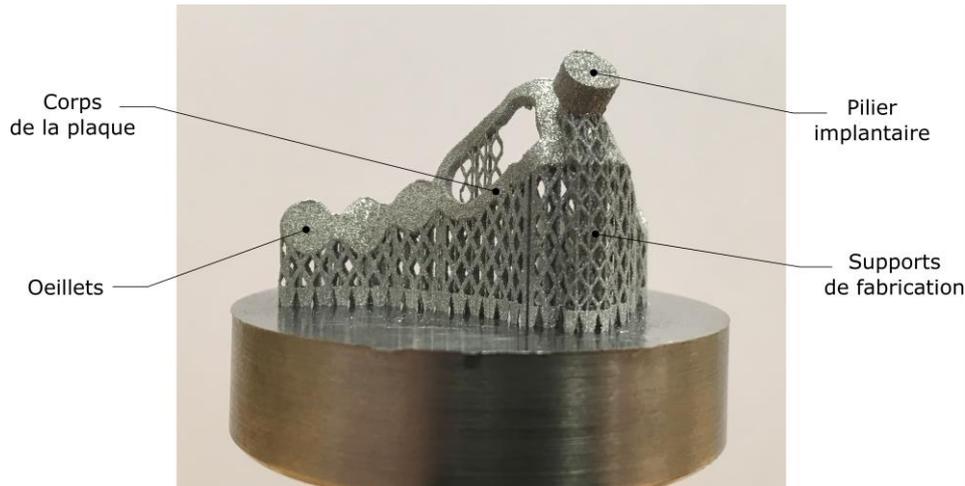


Figure 26 - Implant supra-osseux à plaque en sortie de fabrication additive SLM (LEM3).

Pour réaliser les opérations d'usinage souhaitées, il est nécessaire de transférer la pièce du centre de fabrication additive vers le centre d'usinage. Ce transfert est à l'origine de plusieurs difficultés techniques :

- Le positionnement dans le centre d'usinage nécessite un repérage de la pièce, différent de la machine SLM ;
- La pièce fabriquée possède une géométrie complexe et sur-mesure et doit être bridée dans le centre d'usinage. L'automatisation de l'opération d'usinage est donc beaucoup plus complexe, par rapport à des gammes de pièces identiques ;
- Même si les gradients thermiques mis en jeu au cours de la fabrication sont limités du fait de la faible taille des pièces, il subsiste de légères distorsions et déformations des pièces en grande partie liées aux contraintes résiduelles. Il apparaît donc des incertitudes de positionnement supplémentaires.

Comme annoncé dans la section précédente, l'idée retenue pour répondre à ces verrous techniques est de se servir des supports de fabrication (voir section 2.2.1) comme montage d'usinage. En laissant la pièce solidaire au plateau grâce aux supports, on favorise à la fois le transfert de la pièce d'un centre à l'autre, ainsi que le bridage et le positionnement de la pièce pour l'usinage.

2.3.1.1 Transfert de la machine SLM vers le centre d'usinage : plateau à pions amovibles

Le fait d'utiliser les supports de fabrication comme montage d'usinage pour faciliter le bridage d'une pièce sur-mesure dans le centre d'usinage implique que le système {pièce + support} ne soit pas désolidarisé du substrat de fabrication additive. Or, la présence d'un grand nombre de pièces sur le plateau ainsi que sa taille réduit l'accessibilité des outils d'usinage aux zones de reprise. Afin de faciliter le transfert entre machines et l'accessibilité des zones à parachever, un plateau spécial de fabrication est conçu avec des compartiments logeant des pions amovibles cylindriques. Ces pions de différents diamètres pour accueillir plusieurs tailles de pièces peuvent ensuite être facilement détachés du plateau et bridés dans le centre d'usinage. Le principe de plateau amovible directement connectable à un centre d'usinage a aussi été très récemment développé et commercialisé par des sociétés telles que SLM Solutions.

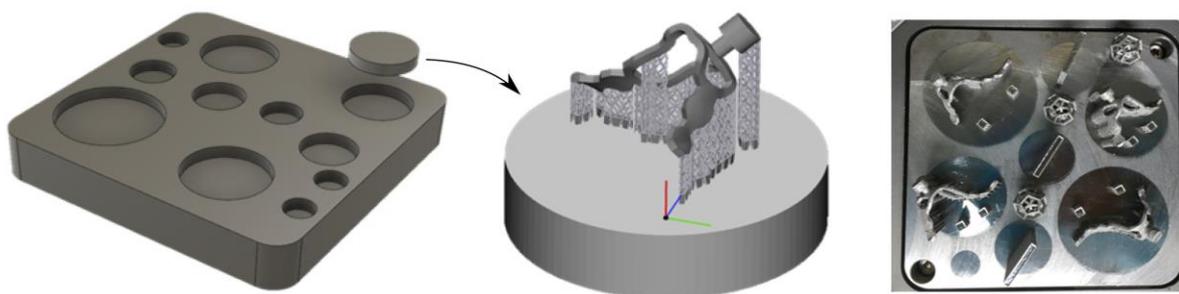


Figure 27 - Plateau à pions amovibles.

2.3.1.2 Stratégie de reprise en parachèvement par usinage

La définition des opérations d'usinage est réalisée grâce au logiciel de FAO Autodesk Powermill, qui permet la mise en place d'une stratégie d'enchaînement des étapes de reprise. Cependant, le passage de la SLM vers le centre d'usinage impose de resituer la pièce dans les trois directions du nouvel espace. Pour ce faire, une étape de palpage doit être réalisée sur les éléments de la pièce ou sur des éléments extérieurs. Afin de faciliter cette étape, deux cubes de 1 mm de côté sont intégrés à la fabrication à l'étape de la constitution du plateau. Ils

permettent ainsi de constituer un repère orthonormé pour la phase d'usinage. Ce repère sera défini dans le centre d'usinage par un cycle de palpation, voir Figure 28(a).

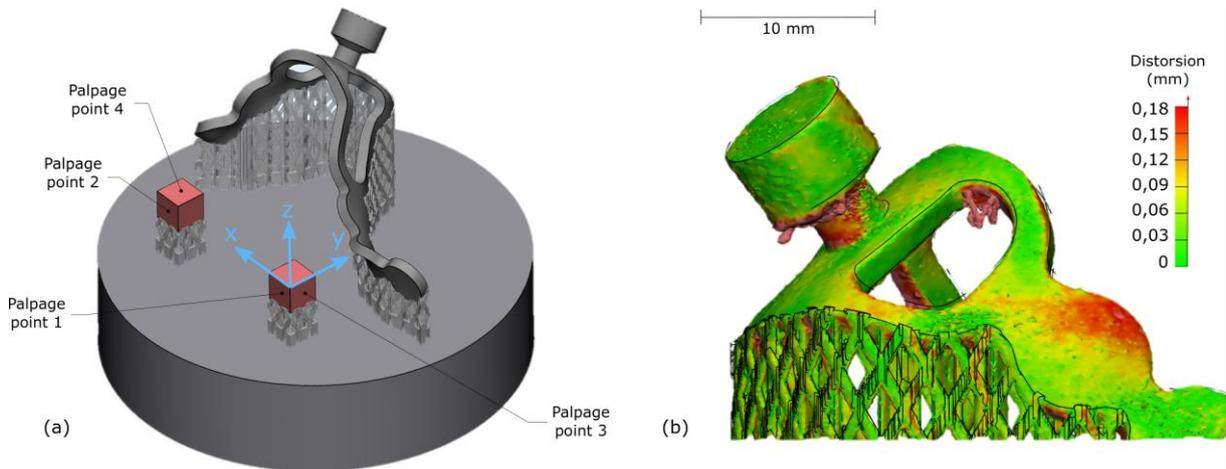


Figure 28 - (a) Repère pour le parachèvement dans le centre d'usinage, (b) Distorsion entre la pièce fabriquée (acquisition par tomographie) et la pièce conçue.

Les distorsions résultant de contraintes résiduelles lors de la fabrication sont évaluées (Figure 28(b)). Pour cela, une acquisition en tomographie à rayons X est réalisée sur la pièce toujours maintenue sur son pion de fabrication. Le volume numérique de la pièce fabriquée est ensuite superposé au volume de la pièce conçue avec un alignement réalisé entre les seize coins des deux cubes de palpation. Il est ensuite possible de quantifier le décalage entre les différentes surfaces, voir Figure 28(b). Au niveau du pilier, l'écart est en moyenne de 50 μm avec un maximum à 150 μm , ce qui est faible mais non négligeable. Au niveau de l'axe des cylindres, le décalage angulaire est inférieur à 2°. Dans l'ensemble, l'écart de forme ne dépasse pas 200 μm . Afin de s'affranchir de ce léger écart de forme, des surépaisseurs sont ajoutées en vue de leur reprise.

Plusieurs étapes de parachèvement sont considérées dans le processus de finition des pièces par usinage. Elles concernent les sous-parties des œillets et du pilier du DMI. L'aspect de la pièce après usinage est présenté en Figure 29(b). Les opérations sont les suivantes :

- Le fraisage périphérique du contour du cylindre du pilier implantaire ;
- Le fraisage périphérique du plat supérieur du cylindre ;
- Le perçage supérieur du cylindre ;
- Les perçages des œillets ;
- Le lamage/chanfreinage des œillets.

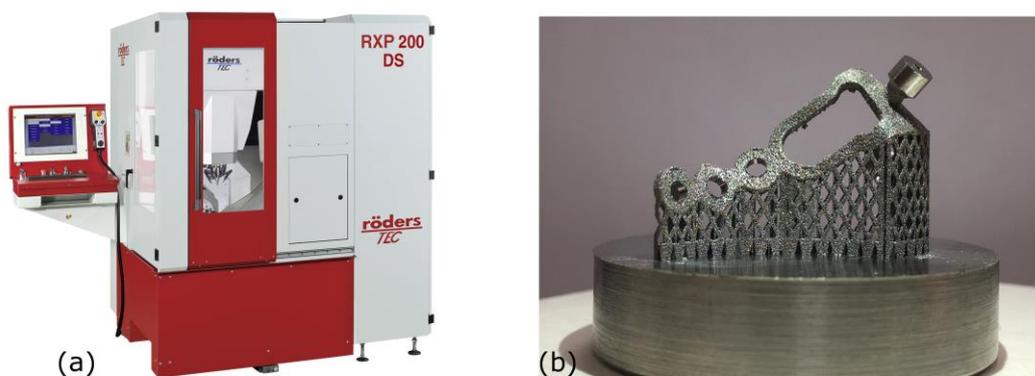


Figure 29 – (a) Centre d'usinage Roeders RXP200DS, (b) Aspect de la pièce après les étapes de parachèvement par usinage du pilier et les œillets de la plaque.

Les étapes d'usinage peuvent être problématique du fait de la faible rigidité du système {plaque + supports}, en grande partie à cause la géométrie évidée des supports de fabrication. Cette problématique est à l'origine du développement d'un outil numérique de prédiction dans le cinquième chapitre de la thèse.

2.3.1.3 Essais de fraisage périphérique

Dans le chapitre 5 qui traite de la reprise en usinage, une campagne expérimentale est également menée portant sur la stabilité en usinage d'échantillons à géométrie simplifiée. Ces échantillons sont uniquement composés d'une plaque sur ses supports de fabrication. Le but

de l'étude est d'évaluer la stabilité en usinage du système {pièce + supports}, trop flexible du fait de la géométrie des supports et non dimensionnés pour les efforts de coupe en usinage.

Pour réaliser ces essais de parachèvement par usinage, des conditions de fraisage périphérique adaptées à l'alliage TA6V sont adoptées. La campagne est menée sur un centre d'usinage grande vitesse 5 axes Roeders RXP200DS (3000 – 60000 rpm) équipé d'un système de bridage de type Erowa (Figure 29(a)). L'opération de fraisage périphérique est réalisée par outil carbure monobloc revêtu TiAlN, pour la finition des alliages de titane, référencé BELET 110-1. L'outil 4 dents possède un angle d'hélice de 30° et un angle de coupe α de 8-10°. Le diamètre d'outil est de 3 mm en bout et de 6 mm en queue. L'outil est monté en porte outil et pince de précision BIG New Baby Chuck. L'opération de parachèvement des parois SLM est réalisée avec une vitesse de coupe de 30 m/min, une avance de 14 $\mu\text{m}/\text{dent}$ et un engagement axial et radial respectivement de 1 mm et 0,2 mm. L'usinage est mené en avalant (engagement par l'épaisseur de copeau maximum).

2.3.1.4 Instrumentation des essais d'usinage

La campagne expérimentale axée sur l'étude des instabilités générées en fraisage périphérique d'échantillons flexibles prend en compte plusieurs résultats. Un montage expérimental permettant d'évaluer le comportement dynamique des structures a donc été mis en place. L'instrumentation associée, permet d'accéder à deux types d'informations pendant les essais d'usinage : le déplacement de la structure et les efforts de coupe transmis par l'outil à la pièce. Le montage global est schématisé en Figure 30(c).

Le déplacement des structures est mesuré à l'aide d'un vibromètre laser (Figure 30(a)), composé d'un laser et d'un interféromètre. Le vibromètre laser est particulièrement adapté aux mesures vibratoires de structures. Il permet d'obtenir le déplacement d'une pièce avec une grande fréquence d'acquisition, suffisante pour capter les déplacements présents pendant l'usinage. L'échelle temporelle est du même ordre de grandeur que la fréquence d'excitation de l'outil liée à sa vitesse de rotation. L'intervalle d'acquisition est compris entre 1 Hz et 10 000 Hz.

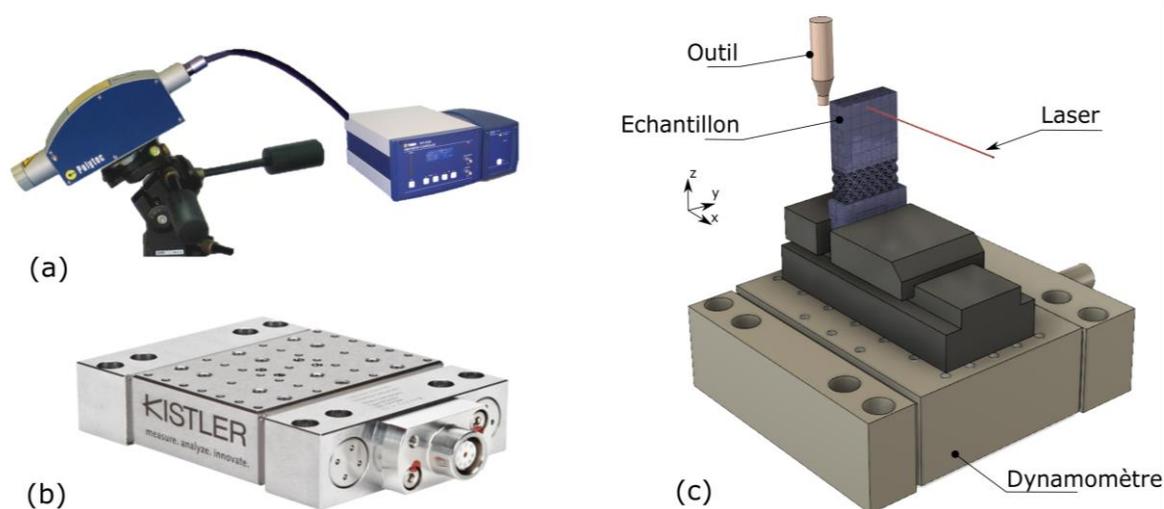


Figure 30 - (a) Vibromètre laser Polytec, (b) Platine dynamométrique Kistler et (c) Schéma du montage d'usinage global instrumenté.

Pour la mesure des efforts de coupe pendant les opérations d'usinage, des capteurs piézoélectriques sont utilisés. Les échantillons sont bridés sur une platine dynamométrique Kistler 9256C permettant la mesure des efforts de coupe dans les trois directions de l'espace. Un amplificateur de charge Kistler 5017B couplé à un système d'acquisition NI Daq et à un logiciel développé sous Labview permettent l'enregistrement des signaux d'effort à une fréquence de 10 kHz. L'ensemble permettant la mesure est ainsi considéré dans cette étude comme parfaitement rigide et seul l'échantillon usiné est flexible.

2.3.2 Parachèvement par procédés de polissage

D'autres surfaces doivent être parachevées par des procédés de polissage. L'état de surface général des pièces issues de la fabrication additive est rugueux et il a été démontré que cette rugosité dépendait de l'orientation des pièces sur le plateau par rapport à la direction de fabrication [119]. La fabrication de DMI sur-mesure en alliage de titane impose un procédé de polissage uniforme et homogène adapté à des surface complexes présentant après fusion des états de surface inégaux. Cet aspect est traité dans le sixième et dernier chapitre de la thèse.

L'interaction entre la surface implantaire et le tissu vivant est primordiale, comme expliqué dans le chapitre précédent. Ce dernier dépend du type de dispositif mis en œuvre, du type de

tissu biologique touché et de la durée d'implantation du dispositif. Il n'existe donc pas de règle universelle sur l'état de surface à adopter. Par exemple, pour le contact avec l'os, tout dépend du type de dispositif. Certains dispositifs temporaires imposent également un état de surface poli miroir afin de ne pas favoriser l'ostéo-intégration [120], [121]. En revanche, comme décrit dans le précédent chapitre, il a été montré que pour une implantation à long terme, un état de surface présentant des aspérités était préférable pour favoriser l'ostéo-intégration. L'objectif est donc un contrôle global de la rugosité. Pour ce faire, deux procédés mécaniques de polissage ont été retenus : le sablage et le polissage par tribofinition.

2.3.2.1 Sablage

Le sablage fait partie des modes de décapage mécanique des surfaces métalliques, avec le grenailage ou le microbillage. Il est caractérisé par un mode de projection, ainsi qu'un abrasif projeté. Plusieurs types d'abrasifs existent selon le matériau et l'application désirés, parfois pour créer de la rugosité, ou en éliminer. Par exemple, le sablage permet de générer de la rugosité sur les implants dentaires décollés. À l'inverse, dans le cas de la fabrication additive métallique, le but est d'utiliser le sablage comme premier moyen d'ébavurer les surfaces brutes de fabrication additive.

La plupart du temps, le moyen de projection est pneumatique, avec un jet de projection à sec, comme montré dans le schéma en Figure 31(a). Pour le sablage de métaux, l'abrasif est souvent d'origine naturelle, composé d'un mélange de particules minérales à morphologie granulaire. Les paramètres influençant l'état de surface résultant sont à la fois liés au procédé (pression, angle de projection, temps) et à la nature des médias.

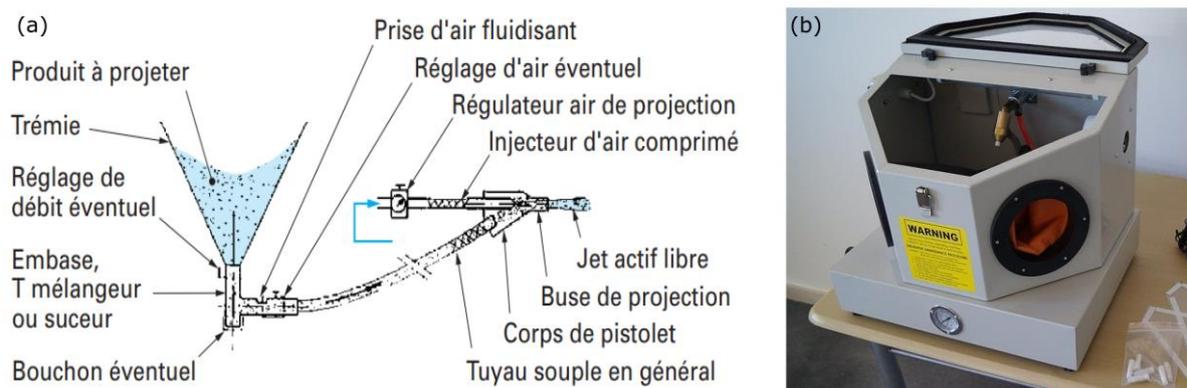


Figure 31 - (a) Schéma du principe du sablage par système à dépression, (b) Cabine de microsablage (C2M Negoce).

Pour le traitement de pièces de tailles petites ou moyennes, une cabine de micro-sablage d'atelier suffit (Figure 31(b)). Ce type de dispositif est muni de manches pour éviter le contact avec le jet d'abrasifs. Grâce à un système d'air comprimé, une dépression est créée pour aspirer l'abrasif depuis son réservoir et le projeter à travers une buse. Une cabine de micro-sablage C2M Negoce est utilisée dans ces travaux, avec une chambre offrant un volume de travail de $250 \times 300 \times 400 \text{ mm}^3$, suffisant pour des pièces de taille moyenne. L'abrasif utilisé est un abrasif minéral Garnet 80 Mesh (SEDA) composé principalement de dioxyde de silicium (34 %), d'oxyde de fer (30 %) et d'oxyde d'aluminium (23 %). Il présente une granulométrie comprise entre 0,180 et 0,350 mm. Cet abrasif de dureté importante (7,5 – 8,0 sur l'échelle de Mohs) est particulièrement adapté au décapage de surfaces métalliques.

2.3.2.2 Tribofinition

Le polissage par tribofinition est un procédé approprié aux surfaces complexes. Cette technique s'est montrée aussi performante qu'un polissage manuel dans le cas d'applications liées à la FA [122]. La tribofinition est un mode de modification des surfaces par frottements entre la pièce considérée et un mélange abrasif. Les frottements entre la pièce et le mélange sont générés par la mise en mouvement de l'ensemble. Plusieurs types de mouvements existent selon le dispositif de tribofinition utilisé. Il existe par exemple des cuves vibratoires ou des systèmes de mise en mouvement rotatif. Les paramètres influant sur l'état de surface sont donc liés au mélange abrasif utilisé, à la vitesse du mouvement qui engendre les

frottements et au temps de polissage. Et selon le jeu de paramètres, différents types d'état de surface finaux peuvent être recherchés, allant d'une surface ébavurée jusqu'à une surface superfinie.

Le système de mélangeur Turbula © permet la mise en mouvement d'un récipient selon une trajectoire tridimensionnelle basée sur deux tourbillons en sens opposés, grâce à la combinaison de mouvements de translation, rotation et inversion. Le récipient est fixé aux bras du système par l'intermédiaire d'élastiques, pour permettre la mise en mouvement du contenant (Figure 32). À l'origine, ce dispositif a été développé pour le mélange de poudres, mais on l'utilisera dans ces travaux pour réaliser les essais de polissage par tribofinition.

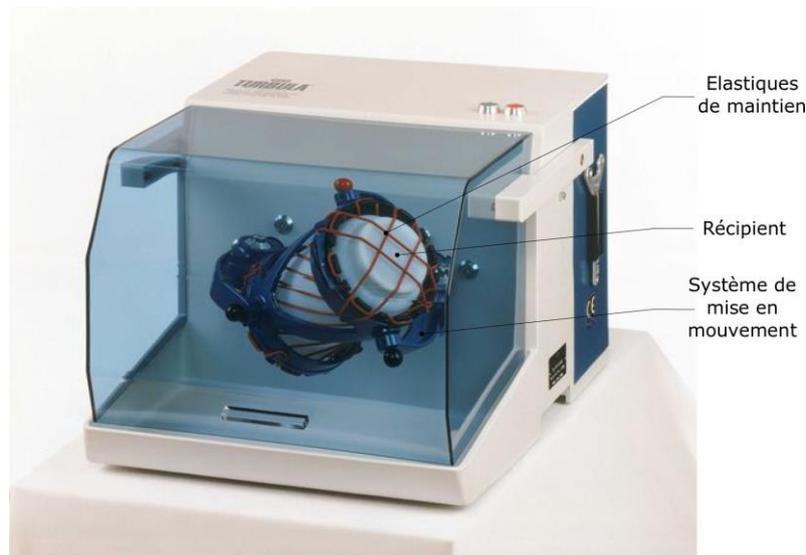


Figure 32 - Mélangeur Turbula T2F pour le polissage par tribofinition.

Plusieurs paramètres entrent en jeu pour le contrôle du procédé de polissage. Tout d'abord, le mélangeur permet de faire varier la vitesse de rotation entre 23 et 101 tour/min. Le volume de la cuve, pour ce modèle de mélangeur (modèle T2F) est de 1,5 L. Le taux de remplissage, ainsi que la nature du mélange considéré sont également influents. Enfin, on se doit également de considérer la durée de mise en mouvement du mélange. Plusieurs mélanges abrasifs seront considérés dans les travaux pour constituer deux gammes de polissage successives, avec des mélanges de médias plus ou moins abrasifs couplés à différents liants à base aqueuse.

2.3.2.3 Métrologie des surfaces

Plusieurs moyens de mesure sont courants pour évaluer la métrologie des surfaces ; certains sont mécaniques comme le rugosimètre, d'autres optiques. Jusqu'à très récemment, beaucoup de dispositifs mécaniques basés sur un palpement linéaire étaient utilisés, avec des mesures exclusivement profilométriques. Ce type de mesure est particulièrement adapté au contrôle de surfaces usinées, où l'ondulation de surface est répétitive et suit la direction d'usinage. Des paramètres définissant une surface linéairement étaient donc exclusivement utilisés, tel que le Ra. Mais depuis, les moyens de mesure numériques associés à la microscopie optique se sont beaucoup développés, tout comme la structuration des surfaces, qui imposent une évaluation dans les trois directions de l'espace. Les microscopes basés sur la technologie confocale et interférométrique sont aujourd'hui les plus utilisés.

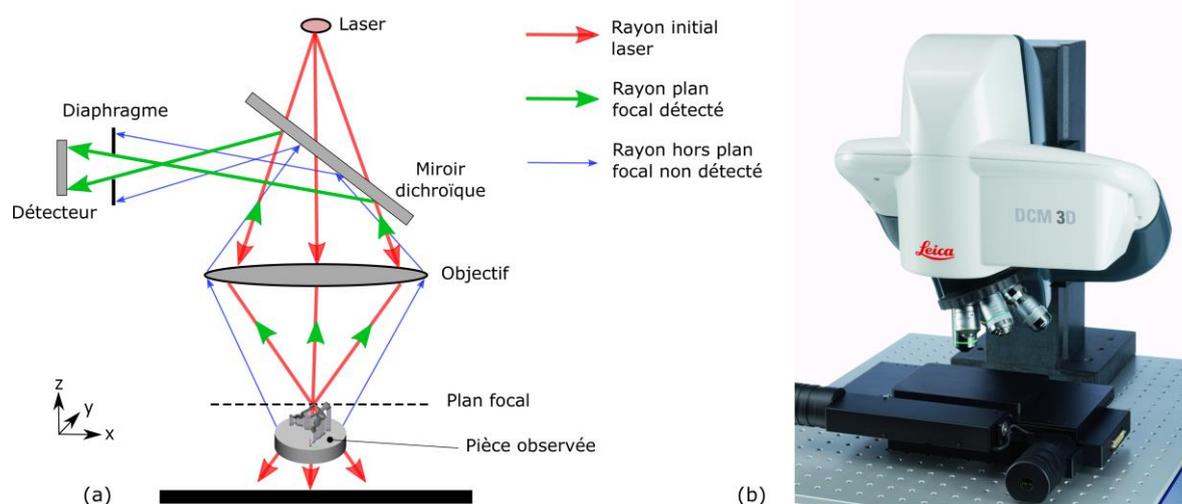


Figure 33 - (a) Principe de fonctionnement de la microscopie confocale, (b) Microscope confocal Leica DCM 3D.

Toutes les mesures d'état de surface sur les échantillons usinés et polis seront effectuées par microscopie confocale. Ce type de microscope optique a l'avantage d'avoir une très faible profondeur de champ, ce qui lui permet par addition de multiples plans focaux, d'obtenir la représentation 3D d'une surface. Il est muni d'une source de lumière laser, un filtre appelé sténopé ou diaphragme et un détecteur. Seuls les points focaux passent le sténopé et le détecteur ne récupère que les points de l'image nette. Un balayage en z pour différentes profondeurs permet de former une surface. Le balayage dans le plan (xy) est réalisé par le

laser grâce à jeu de miroirs. Le principe de fonctionnement du dispositif est résumé en Figure 33(a). Les topographies des surfaces obtenues par les procédés de polissage et d'usinage sont analysées par un microscope confocal en lumière blanche Leica Dcm3D, voir Figure 33(b).

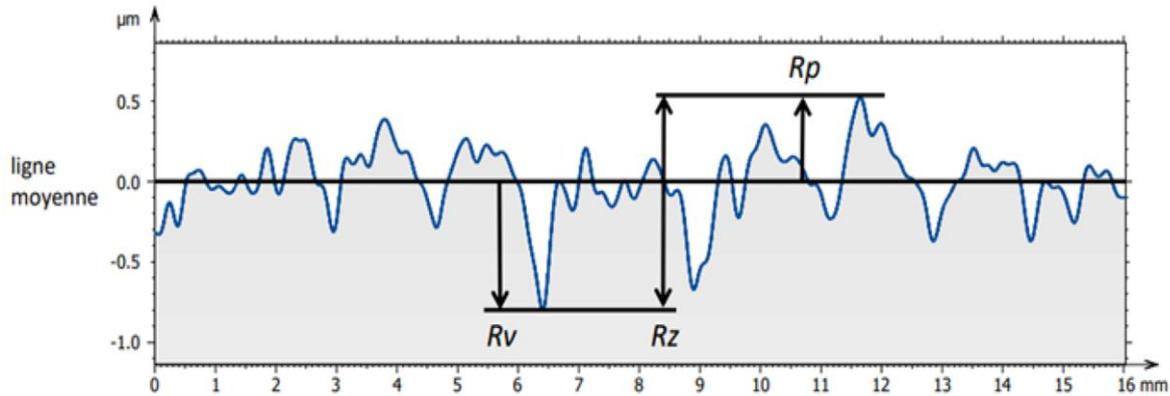


Figure 34 - Paramètres d'amplitude d'un profil.

$$Ra = \frac{1}{L} \int |z(x)| dx \quad (5)$$

$$Rq = \sqrt{\frac{1}{L} \int |z^2(x)| dx} \quad (6)$$

La métrologie des surfaces est multi-échelle et on retrouve des composantes macro et micro-géométriques. À l'échelle de la pièce, on peut observer sa forme nominale, et à une échelle inférieure ses écarts de formes. Ces premières échelles d'observation permettent de s'intéresser au respect des côtes de la pièce. Dans un cadre d'étude lié à la fabrication additive, ces échelles de mesure permettent notamment de juger des distorsions géométriques. Dans ces travaux, c'est plutôt les échelles inférieures qui seront étudiées. Elles décrivent l'ondulation (de l'ordre de la dizaine de microns) et la rugosité (sous la dizaine de microns) et permettent de véritablement caractériser la texture de l'état de surface.

Plusieurs paramètres permettent de caractériser la topographie des surfaces, leur rugosité ou plus généralement leur qualité. Il existe des paramètres d'amplitude, des paramètres de moyenne et des paramètres de distribution. On expliquera le calcul des différents paramètres par rapport à un profil linéaire, mais ils se calculent de la même manière pour une surface, avec une dimension supplémentaire. Un profil est composé de points repérés par leur coordonnée selon l'axe x (x et y pour une surface). Chaque point porte comme autre information sa hauteur z. La moyenne des hauteurs de tous les points permet de définir la

ligne moyenne du profil, à partir de laquelle plusieurs paramètres vont pouvoir être calculés. Les éléments situés au-dessus de cette ligne moyenne sont appelés les pics et les éléments situés en dessous les vallées. Le pic le plus haut du profil permet de définir la variable R_p , la vallée la plus basse la variable R_v et l'amplitude maximale la variable R_z (Figure 34). Ces variables sont néanmoins très sensibles à la présence de points aberrants ou extrêmes qui peuvent fausser la caractérisation du profil ou de la surface, d'où l'introduction de paramètres de moyenne. R_a est la moyenne arithmétique des écarts à la moyenne et R_q la moyenne quadratique, selon les équations (5) et (6). Ces paramètres permettent d'identifier plus précisément la nature du profil, contrairement aux paramètres d'amplitude. Cependant, ils ne permettent pas d'apprécier les caractéristiques plus précises de la distribution des hauteurs, et donc de la texture de la surface ou du profil.

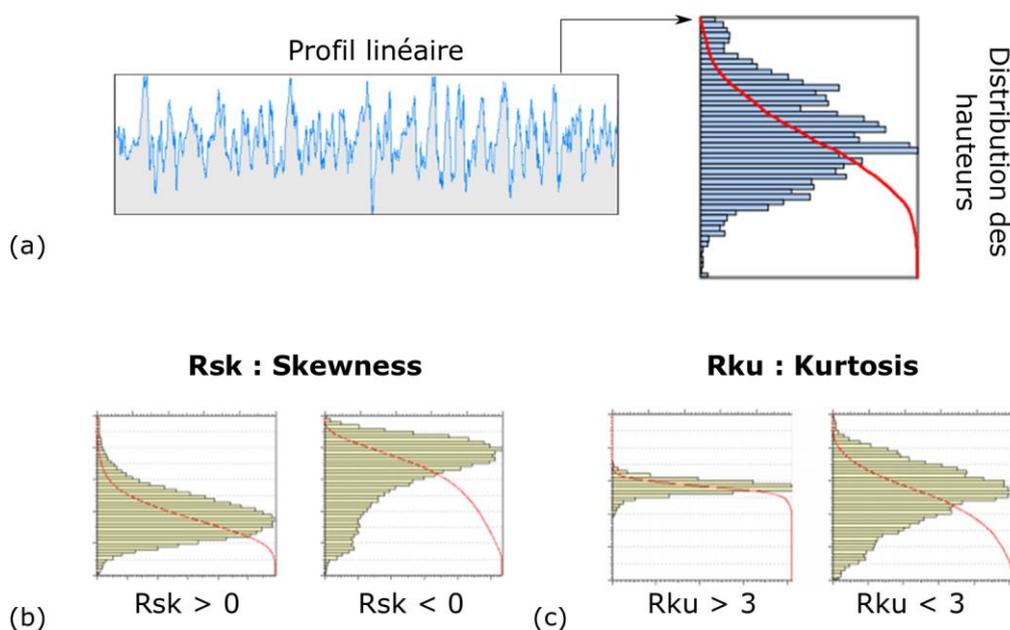


Figure 35 – (a) Distribution des hauteurs (courbe d'Abbott), (b) et (c) Paramètres de distribution.

$$Rsk = \frac{1}{Rq^3} \left[\frac{1}{L} \int z^3(x) dx \right] \quad (7)$$

$$Rku = \frac{1}{Rq^4} \left[\frac{1}{L} \int z^4(x) dx \right] \quad (8)$$

La distribution des hauteurs de tous les points d'un profil ou d'une surface peut être représentée par la courbe d'Abbott, comme le montre la Figure 35(a). Plusieurs paramètres permettent d'évaluer cette distribution, notamment son asymétrie et sa largeur. Le paramètre Rsk quantifie l'asymétrie de la distribution et permet donc de décrire la distribution des

vallées et des pics par rapport à la ligne moyenne. Il permet donc de quantifier le nombre de points à des altitudes hautes, par rapport aux altitudes basses, voir équation (7). Enfin, le paramètre Rku est utilisé pour quantifier la largeur de la distribution, et donc l'hétérogénéité de la surface, ou plus simplement son aplatissement. Le Tableau 3 présente l'ensemble des paramètres de caractérisation de l'état de surface pour un profil, et ses équivalents pour une surface.

	Profil	Surface
Paramètres d'amplitude	Rv, Rp, Rz	Sv, Sp, Sz
Paramètres de moyenne	Ra, Rq	Sa, Sq
Paramètres de distribution	Rsk, Rku	Ssk, Sku

Tableau 3 - Récapitulatif des paramètres de métrologie des profil et surfaces utilisés

2.4 Conclusions

L'éventail des techniques numériques et expérimentales exploitées au cours de ces travaux de thèse peuvent s'inscrire dans la démarche globale de réalisation de DMI, à travers deux exemple : l'implantologie endo-osseuse et l'implantologie supra-osseuse. Le chapitre 3 de la thèse traite du premier dispositif au travers d'une étude numérique multiparamétrique pour optimiser la configuration de pose d'implants dentaires.

Le cas d'étude de l'implant supra-osseux individualisé s'inscrit plus spécifiquement dans la chaîne de valeurs liée à la fabrication additive SLM, qui englobe les chapitres 4, 5 et 6. L'objectif de ces travaux est aussi de proposer des améliorations de cette démarche globale de réalisation (Figure 36).

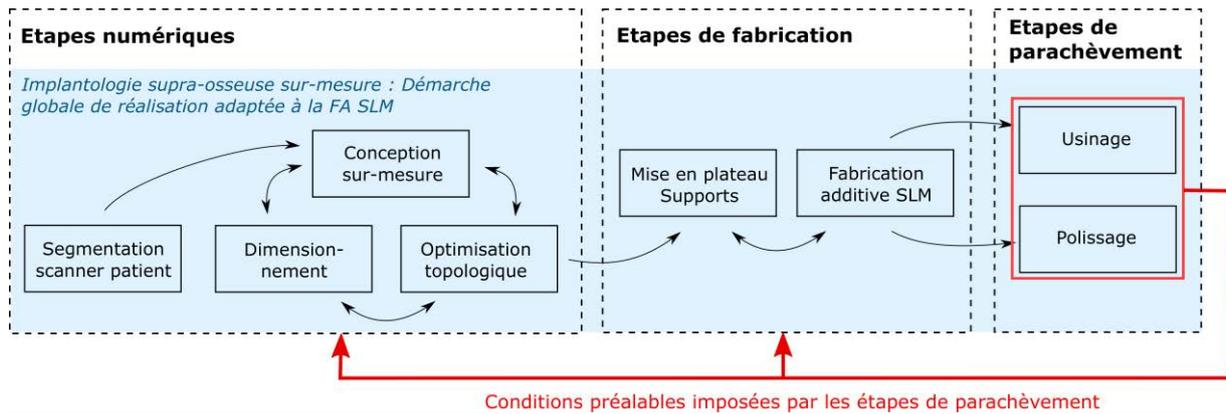


Figure 36 - Démarche globale de réalisation de DMI par additive SLM : pistes d'amélioration de la chaîne de valeurs.

Les améliorations de la chaîne de valeurs seront proposées à travers les développements des chapitre 5 et 6, axés sur les étapes de parachèvement des pièces issues de la FA SLM. Ces étapes imposent la prise en compte de certains prérequis dans les étapes qui leurs sont préliminaires. C'est par exemple le cas des travaux portant sur l'opération d'usinage, où sera présenté le développement d'un outil numérique d'aide au choix des supports et des conditions d'usinage, imposant la prise en compte de conditions préalables dans les étapes numérique préliminaires.

Chapitre 3 - Étude numérique multiparamétrique pour l'optimisation de la pose d'implants dentaires endo-osseux

Ce chapitre aborde la configuration de pose d'un implant dentaire au regard de l'os péri-implanté d'un point de vue mécanique. Ainsi, l'étude permet le développement de solutions géométriques d'optimisation, à travers le cas d'étude de l'implant dentaire axial ou endo-osseux. La réussite du traitement implantaire dépend de nombreux facteurs : la physiologie tissulaire, l'anatomie osseuse, la technique chirurgicale, la qualité de la restauration prothétique ainsi que le positionnement tridimensionnel de l'implant qui est un facteur déterminant du résultat final. L'implant dentaire est l'un des DMI les plus posés chez les patients, notamment grâce à son taux de réussite qui dépasse les 90 % [123]. Cet excellent taux de succès repose notamment sur le savoir-faire clinique des chirurgiens-dentistes.

Cependant la pratique courante de la pose d'implants dentaires ne fait peu ou pas appel à des considérations mécaniques qui permettent de quantifier les contraintes dans l'os péri-implanté. De nombreuses études ont pourtant été réalisées ces trois dernières décennies et plus particulièrement des études numériques basées sur la méthode des EF. Ces différents travaux numériques ont permis de rendre compte de l'influence de certains paramètres qui définissent les possibilités de configuration de pose d'un implant dentaire. Mais ces études restent dispersées et n'étudient souvent qu'un seul paramètre, rendant difficile la mise en évidence de critères mécaniques exhaustifs qui prennent en compte un maximum de paramètres. Pour tenter de remédier à cette situation, ce chapitre traitera dans un premier temps d'une courte revue bibliographique des différentes études numériques EF spécifiquement axées sur la

compréhension des paramètres influents lors de la pose. Puis à travers le modèle EF multiparamétrique développé, l'objectif sera d'étudier de manière la plus exhaustive possible l'influence de différents paramètres (géométrie de l'implant, type d'os, matériaux) et leurs éventuelles interactions. À partir des résultats obtenus grâce au modèle, la configuration de pose d'un implant pour un type d'os donné pourra être optimisée, sur des critères mécaniques prenant en compte à la fois les niveaux de contraintes dans l'os et le saut de contraintes à l'interface os-implant.

3.1 L'utilisation de la simulation numérique et de la méthode des Éléments Finis pour l'implantologie dentaire endo-osseuse

Le succès de l'implant dentaire endo-osseux repose sur l'ostéo-intégration à l'interface os-implant, voir section 1.1.2.1. D'un point de vue numérique, de nombreuses études basées sur les EF se sont penchées sur le cas d'un implant dentaire chargé dans l'os maxillaire ou mandibulaire. Chaque étude se focalise généralement sur un paramètre du système os-implant en particulier, en quantifiant le facteur d'étude dans un cadre et des hypothèses qui lui sont propres. À travers le modèle numérique multiparamétrique, l'objectif est de quantifier un maximum de paramètres intervenant dans la stabilité implantaire. Dans cette optique, il convient d'en faire un inventaire. Trois types de paramètres ont été mis en évidence liés à la géométrie du système (de l'implant ou de l'os), aux matériaux et aux paramètres numériques incluant les interactions entre les éléments du modèle, les conditions aux limites et les chargements.

3.1.1 Paramètres géométriques

3.1.1.1 Géométrie de l'implant

Plusieurs travaux se sont appuyés sur des géométries d'implants directement issues du commerce [124]–[126]. Ce type d'étude rend difficile la quantification dissociée des variables qui décrivent la forme de l'implant. D'autres se focalisent sur des paramètres dimensionnels et géométriques bien particuliers de l'implant, le pilier ou la couronne. Certaines variables

sont essentielles pour décrire la géométrie d'un implant, telles que la longueur, le diamètre, les caractéristiques du filetage ou encore sa conicité, généralement associée à sa dénomination dans le commerce (conique ou cylindrique).

La longueur et le diamètre sont les paramètres les plus étudiés des deux dernières décennies. La plupart du temps, ces deux variables sont examinées simultanément [127]–[131]. D'une manière générale, la variabilité des paramètres est comprise entre 3 et 6 mm pour le diamètre, et entre 5 et 20 mm pour la longueur [132], [133]. Les résultats de toutes ces différentes études sont convergents : le diamètre et la longueur ont tous deux un impact significatif sur le champ de contraintes ou de déformations de l'os environnant. Il a également été démontré que l'impact du diamètre était nettement supérieur à celui de la longueur. Un diamètre d'implant plus important a tendance à réduire les contraintes dans l'os cortical. L'influence de la longueur est peu influente lorsque l'on s'intéresse à l'os cortical ; cependant, ce paramètre a un rôle non négligeable dans l'os spongieux. Plusieurs auteurs se sont en effet entendus sur le fait qu'un implant plus long favorisait une meilleure stabilité mécanique de l'implant. Il est néanmoins plus difficile de trouver un consensus quant à une quantification précise de l'influence de ces deux variables. Tous les résultats sont en effet dépendants des hypothèses de modélisation et de la géométrie d'os implanté. Par exemple, N. Ueda et al. [132] ont conclu sur un diamètre et une longueur optimaux respectivement de 3,5 mm et 8 mm, sur la base d'un critère de déformation maximale de 3000 μm . L. Kong et al. [134], dans d'autres conditions, conviennent d'un diamètre et d'une longueur idéaux de 4 et 11 mm, sur un critère similaire en déformation.

Un autre paramètre de première importance est la conicité de l'implant. Chaque société qui produit et vend des prothèses dentaires propose son propre design d'implant, dont la conicité. Les deux principaux types d'implants sont l'implant conique et l'implant cylindrique. Il est difficile de directement conclure sur l'impact de ce paramètre dans la mesure où celui-ci est souvent associé à d'autres paramètres et des géométries d'implants commercialisés. Cependant, deux études se sont penchées exclusivement sur cette variable et ont montrés des conclusions opposées [135], [136]. C. Petrie et al. [135] indiquent que l'augmentation de la conicité induit une augmentation des contraintes dans la zone corticale péri-implantée, particulièrement pour les implants courts. Au contraire, H. Huang et al. [136] ont démontré, à travers deux angulations (0° et 5°), que la conicité permettait de réduire le champ de

contrainte dans l'os cortical de 32 % et de 17 % dans l'os spongieux. Cependant, la comparaison d'études basées sur des hypothèses numériques différentes doit être faite avec précaution. Il sera intéressant de tenter de clarifier ce point.

Le filetage de l'implant est également très souvent étudié. Le profil du filetage peut être décrit par sept paramètres différents : le pas de vis, la largeur, la hauteur, les angles des deux flancs du filet et les rayons du sommet du filet [137]. Des premières études se sont tout d'abord intéressées à ce paramètre en 2D [138], [139], puis plus récemment des modèles tridimensionnels ont émergés [140]–[143]. Les conclusions convergent : plus la surface de contact est importante, plus la stabilité de la prothèse dentaire est accrue, avec des contraintes moins importantes, notamment dans l'os cortical. Par exemple, une augmentation du pas et de la hauteur favorise une meilleure répartition des contraintes. En terme de localisation des contraintes, la zone corticale la plus chargée se situe au niveau de l'extrémité du premier filet. L'ensemble des paramètres de la géométrie d'un implant sont résumés en Figure 37.

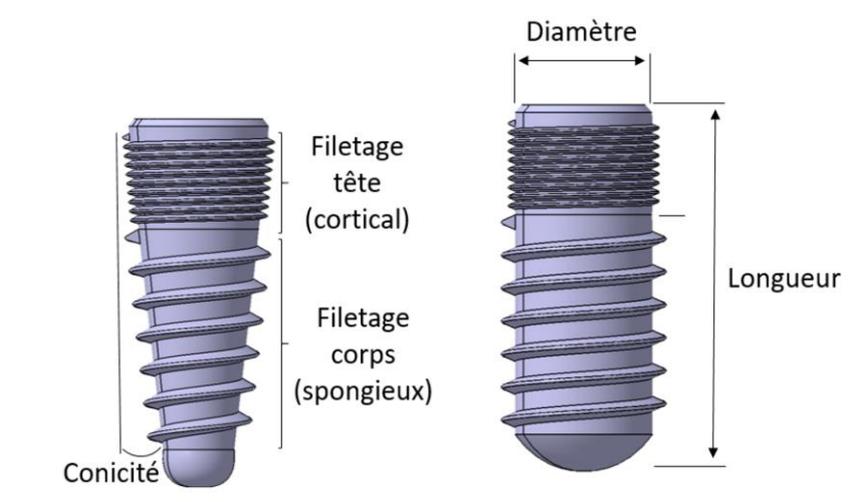


Figure 37 - Paramètres géométriques principaux d'un implant dentaire.

Dans la littérature, on considère aussi le positionnement de l'implant par rapport aux éléments osseux. Deux variables sont souvent présentes dans la description du placement implantaire : la profondeur d'insertion de l'implant dans l'os et l'angle d'inclinaison de l'implant dans le plan vestibulo-lingual. Différentes options ont été choisies pour évaluer le paramètre de la profondeur d'insertion. Certaines études ont simplement considéré différentes hauteurs d'implant dans l'os [144], [145], alors que d'autres ont également couplé cette hauteur d'insertion avec une modélisation de la résorption de l'os cortical environnant [146]. Quel que

soit le choix de modélisation, plus profonde est l'insertion de l'implant et plus l'os péri-implanté (particulièrement l'os cortical) est chargé, et peut donc être altéré. Lorsque la résorption osseuse et la profondeur d'insertion sont cumulées, les mêmes tendances sont observées mais accentuées.

Les travaux relatifs à l'angle d'inclinaison de l'implant dans l'os sont souvent dédiés au montage prothétique du système All-on-four, où le bridge dentaire est relié à quatre implants [147], [148]. Quelques études numériques se sont cependant intéressées à ce paramètre en particulier. En pratique, l'inclinaison de l'implant est associée à une géométrie angulée du pilier afin d'y poser une couronne dans la bonne direction. Cet aspect est pris en compte dans plusieurs publications [149]–[151], mais les résultats divergent selon les travaux. Pour K. Tian et al. [150], la distribution des contraintes dans l'os est mieux répartie avec un système implant-pilier angulé, avec des zones moins surchargées. La conclusion inverse est établie par C. Lin et al. [151] à travers deux positions angulaires (0° et 20°), qui montrent qu'une configuration droite sans angulation est meilleure en terme de distribution des déformations dans l'os. En clinique, les implants sont surtout placés en se basant sur l'anatomie du patient et donc sur l'espace disponible dans l'os mandibulaire ou maxillaire. Il en résulte une angulation de l'implant plus ou moins prononcée.

Par ailleurs, une situation géométrique particulière peut aboutir à une inclinaison importante de l'implant où l'extrémité basse de l'implant vient rencontrer la paroi de l'os cortical. Cette configuration géométrique a été étudiée dans quelques rares travaux, dont ceux de L. Lofay et al. [152]. Ils suggèrent qu'une telle fixation (à double appui cortical) d'un implant seul apporte plus de stabilité qu'une fixation mono-corticale, en réduisant notamment considérablement les contraintes dans la partie supérieure de l'os cortical. Cette possibilité est purement hypothétique et n'est pas pratiquée en clinique.

3.1.1.2 Géométrie des parties osseuses

La géométrie du complexe osseux est variable et patient-dépendante. Le principal paramètre de l'anatomie de la mandibule ou du maxillaire est son niveau de résorption. Plusieurs publications ont pris en compte la forme générale de l'os cortical et de l'os spongieux en considérant différents niveaux caractéristiques de résorption osseuse [153]–[156]. Il est

difficile de comparer ces études dans la mesure où elles sont toutes basées sur des géométries différentes et ne traitent pas des mêmes types d'atrophies osseuses. Une tendance globale, vérifiée en clinique, émerge malgré tout : la stabilité mécanique de l'implant, quel que soit son *design*, dépend fortement de la surface de contact entre l'implant et l'os cortical, et donc de l'épaisseur d'os cortical. L'os cortical joue un rôle majeur dans la stabilité implantaire comparé à l'os spongieux du fait de sa rigidité nettement supérieure. Le paramètre particulier de l'épaisseur d'os cortical a d'ailleurs exclusivement fait l'objet de nombreux travaux numériques ces dernières années [157]–[159]. Les résultats de ces études corroborent les précédentes prévisions qui montrent qu'un os cortical plus fin est beaucoup plus sollicité et exposé à l'endommagement.

3.1.2 Les paramètres matériaux

La définition des propriétés matériaux des différentes sous-parties du système os-implant est également largement abordée dans ce type de modélisation EF. L'élasticité de l'os spongieux est la variable la plus fréquemment étudiée [160], [161]. Elle est très souvent associée à l'épaisseur d'os cortical pour permettre de définir des niveaux de qualité d'os. La pérennité de l'os spongieux dépend de sa densité, elle-même pouvant être reliée à son module d'élasticité. Selon la littérature, l'intervalle d'étude varie mais on considère usuellement un module de Young d'os trabéculaire compris entre 0,1 et 9,5 GPa. Toutes les études s'accordent sur une augmentation des contraintes dans les deux types d'os avec la perte de rigidité de l'os spongieux.

Les propriétés mécaniques de l'implant sont rarement prises en compte. La plupart du temps les implants sont en TA6V ou en zircone et leur élasticité est donc comprise entre 90 et 200 GPa. Mais les récents développements d'alliages de titane β de seconde génération permettent d'obtenir des implants avec une rigidité significativement plus faible (avec un module de Young jusqu'à 30-40 GPa). Cet aspect est notamment pris en compte par B. Piotrowski et al. [162] avec l'étude d'un implant en Ti-26Nb. Il est montré qu'un alliage à bas module de Young permet de limiter considérablement le phénomène de *stress-shielding* à l'interface os-implant, et par conséquent améliorer la stabilité mécanique de l'implant.

3.1.3 Les paramètres d'interaction

La dernière catégorie de paramètres concerne les interactions entre les différentes sous-parties du système os-implant, et les interactions du système avec l'extérieur. Typiquement, en modélisation EF, ces interactions correspondent aux contacts, aux conditions aux limites et aux chargements. Les interactions entre sous-parties se résument au contact à l'interface os-implant. Cette interaction peut traduire le niveau d'ostéo-intégration et plus indirectement la rugosité et l'état de surface des composants. Pour faire varier la nature du contact entre os et implant, plusieurs méthodes numériques ont été utilisées dans la littérature. Des auteurs comme B. Bahrami et al. [163], [164] font varier le coefficient de frottement à l'interface. D'autres auteurs, tel que T. Ohyama et al. [165], ont modélisé un ratio de contact os-implant faisant varier le nombre de nœuds impliqués dans le transfert de charge à l'interface. Quelle que soit la méthode de modélisation du contact choisie, on peut observer les mêmes tendances au niveau des résultats, à savoir une meilleure répartition de contraintes dans l'os avec un contact à l'interface renforcé. Par conséquent, une meilleure ostéo-intégration de l'implant dans l'os est synonyme de stabilité, hypothèse bien évidemment vérifiée en clinique.

Pour le chargement appliqué à l'implant, il est dans la plupart des cas modélisé par une force à l'extrémité supérieure de l'implant ou du pilier. Il est communément comparé deux types de chargement : une force verticale normale à la surface supérieure et une force oblique. En terme d'amplitude, toutes les études font appel à un chargement compris entre 200 N et 300 N, valeurs classiques d'efforts occlusaux mesurés expérimentalement [112].

Pour conclure, une multitude de simulations numériques d'un implant dentaire chargé sont disponibles dans la littérature. Après synthèse, elles permettent de dégager des tendances sur l'influence des différents paramètres qui interviennent lorsque l'on doit considérer la stabilité d'un implant dans l'os. Cependant, l'influence des différents facteurs est difficile à comparer et seules quelques publications traitent de plusieurs paramètres dans la même modélisation. Il s'agit donc dans la suite de l'étude de comparer l'impact de ces différents paramètres entre eux dans un même cadre de travail à travers l'outil numérique multiparamétrique développé et présenté en section 2.1.4.

3.2 Étude numérique multiparamétrique

3.2.1 Intervalle des paramètres de l'étude et résultats observés

Les trois étapes successives de construction du modèle multiparamétrique permettent de faire varier une multitude de paramètres. Dans cette étude, sept paramètres sont pris en compte. Cinq d'entre eux (le diamètre, la longueur, la conicité et le module de Young de l'os spongieux et de l'implant) sont à double entrée et deux autres ont quatre entrées (l'angle d'inclinaison et l'épaisseur corticale). Les intervalles de variation des paramètres retenus sont présentés dans le Tableau 4 et comparés aux intervalles de la littérature.

Paramètres	Intervalle bibliographie	Intervalle de l'étude
Diamètre	[3 - 6 mm]	3 mm et 4 mm
Longueur	[5 - 20 mm]	10 mm et 15 mm
Conicité et forme générale	Différents designs et conicités	Cylindrique et conique
Angle d'inclinaison	[0 - 20°]	0°, 5°, 10° et 20°
Epaisseur d'os cortical	Différentes résorptions et épaisseurs corticales	1 mm, 1,5 mm, 2 mm et 2,5 mm
Module de Young de l'implant	TA6V (110 GPa) Zircone (200 GPa)	TA6V (110 GPa) Ti-26Nb (60 GPa)
Module de Young de l'os spongieux	[0,1 - 9,5 GPa]	0,75 GPa et 1,5 GPa

Tableau 4 - Intervalles de variation des paramètres de l'étude numérique.

3.2.2 Types de résultats observés

Plusieurs réponses qui constituent les résultats observés sont prises en compte. Globalement, les contraintes dans l'os cortical sont utilisées pour comparer les différents résultats. La partie corticale de l'interface os-implant est plus particulièrement ciblée, sa détérioration étant une des principales causes d'échec implantaire [166]. Les contraintes de Von Mises ont été spécifiquement observées, car elles tiennent compte de l'ensemble des éléments du tenseur des contraintes. On s'intéresse tout particulièrement à la moyenne des contraintes dans la

Zone Corticale Péri-implantée (ZCP). Cette moyenne est réalisée sur chaque nœud dans la zone correspondante à un cylindre concentrique à l'implant (de 7 mm de diamètre), représentée en rouge sur la Figure 38(a). Le champ de contraintes est quantifié plus précisément dans la ZCP de volume total V (voir exemple Figure 38(b)). Pour cela, trois volumes v_1 , v_2 et v_3 (qui composent le volume V) sont également considérés. Ils sont calculés selon leur niveau de contraintes. Cette distribution volumique est classée selon les intervalles [0 MPa - 5 MPa], [5 - 10 MPa] et [10 MPa - plus] (correspondant respectivement à v_1 , v_2 et v_3). Les volumes v_1 , v_2 et v_3 sont exprimés en pourcentage du volume V de la ZCP.

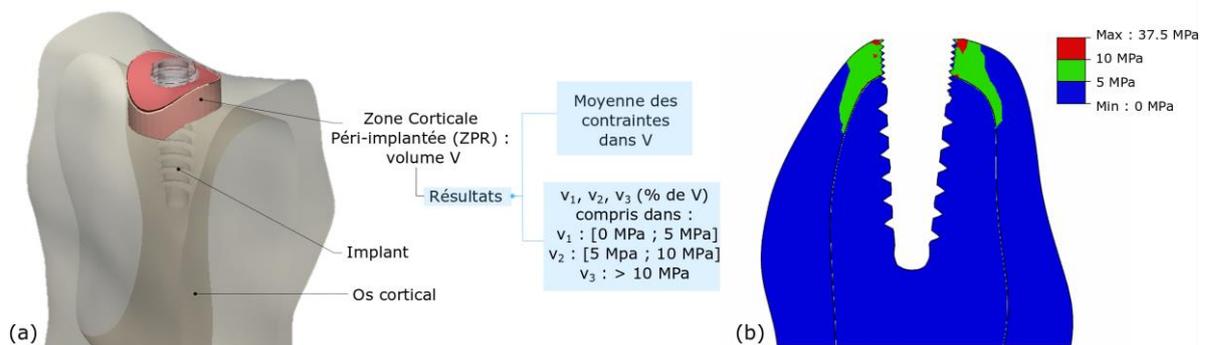


Figure 38 – (a) Zone corticale péri-implantée pour l'extraction des deux types de résultats, (b) Représentation des contraintes dans la gamme choisie (exemple : implant conique, diamètre 3 mm, épaisseur corticale 1,5 mm).

3.2.3 Méthode des plans d'expérience : effets des facteurs

3.2.3.1 Influence des paramètres principaux

Une méthodologie reposant sur un plan d'expériences est utilisée. Elle vise à établir et analyser les relations existantes entre les grandeurs étudiées (réponses) et leurs sources de variations supposées (facteurs ou paramètres). Elle a pour but la détermination des facteurs influents. L'automatisation de la création des modèles numériques permet de tester toutes les combinaisons de paramètres. Par conséquent, un plan factoriel complet est réalisé comprenant cinq paramètres à deux niveaux et deux paramètres à quatre niveaux, soit 512 essais ($2^5 \times 4^2$) [167]. Cette méthodologie permet ensuite de déterminer les effets moyens des facteurs principaux par le calcul de moyennes partielles correspondantes aux différentes entrées des

paramètres étudiées. Les paramètres sont évalués au regard de la moyenne totale, c'est-à-dire des 512 essais du plan factoriel complet.

La Figure 39 synthétise les résultats de l'étude des paramètres de la géométrie de l'implant. Lorsque les diamètres sont comparés, les résultats montrent un os cortical plus déchargé pour l'implant de 4 mm de diamètre, voir Figure 39(a). La diminution de la moyenne des contraintes dans la ZCP est importante, de 5,0 à 3,7 MPa soit une chute de 26 %. La tendance est confirmée avec l'observation de la répartition volumique des niveaux de contraintes. Pour l'implant de diamètre 4 mm, la quasi-totalité de volume d'os péri-implanté ne dépasse pas 5 MPa et v_I vaut 81,1 % de V , voir Figure 39(a). Par conséquent, l'augmentation de diamètre de l'implant permet de diminuer considérablement les contraintes dans l'os cortical, en accord avec les données de la littérature. Lorsque les types d'implant sont comparés en Figure 39(c), la ZCP est plus chargée pour l'implant conique. La contrainte moyenne est de 3,94 MPa pour l'implant cylindrique contre 4,76 MPa pour l'implant conique. Enfin, le volume d'os dont les contraintes dépassent 10 MPa est aussi en hausse, témoignant de l'augmentation du niveau de contraintes dans la configuration conique. L'influence de la longueur sur l'os cortical est moins prononcée (Figure 39(b)). La répartition des contraintes de Von Mises est plus proche pour les deux longueurs (10 mm et 15 mm), mais pas identique. En effet, l'implant plus long impacte moins l'os que l'implant court, comme il a déjà été montré dans plusieurs publications. La diminution est de 14,4 % et la contrainte moyenne passe de 4,69 à 4,01 MPa.

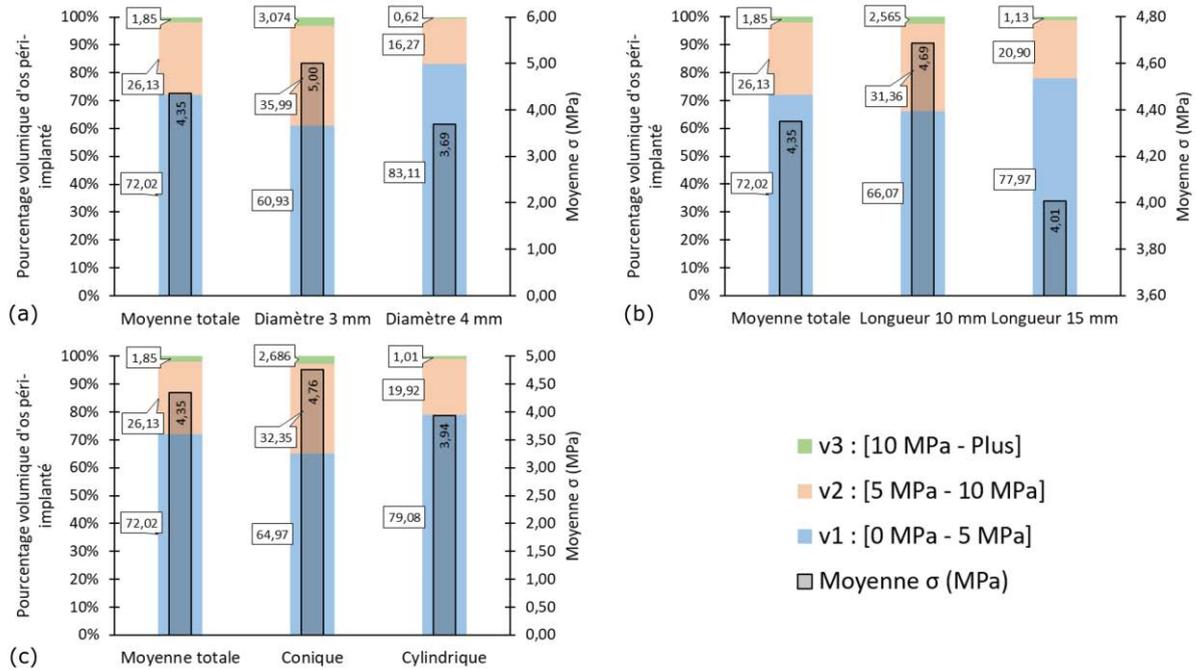


Figure 39 - Moyenne des contraintes dans la ZCP et v_1, v_2 et v_3 dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison (a) des diamètres, (b) des longueurs, (c) des géométries d'implants.

L'incidence de quatre angles d'inclinaison (de 0 à 15°) est évaluée et présentée en Figure 41. Deux observations sont mises en évidence. D'une part, une asymétrie de la répartition des contraintes de chaque côté de l'implant est observée (Figure 40). En effet, plus l'angle augmente et plus le côté vers lequel penche l'implant est chargé, au détriment du côté opposé qui se décharge. Par ailleurs, pour les angles de 10° et 15°, un second phénomène interfère avec les précédentes observations. Pour ces deux configurations, un second appui est créé entre l'implant et l'os cortical à la base de l'implant. Ce dernier accentue le déchargement de la partie supérieure de l'os cortical.

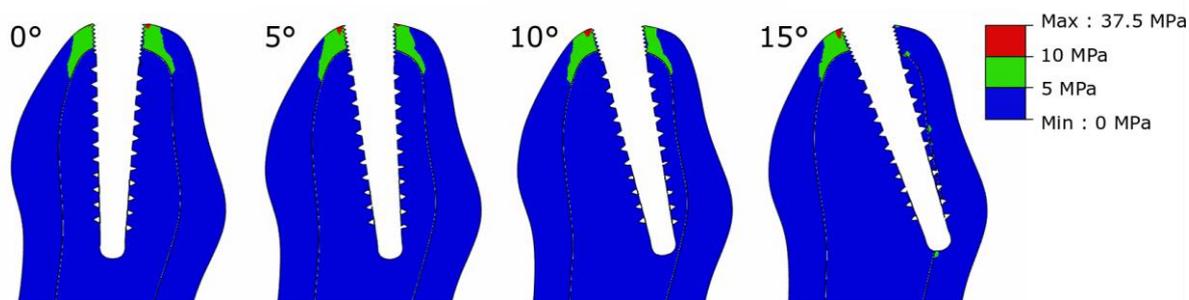


Figure 40 - Influence de l'angle d'inclinaison de l'implant et présence d'un double appui cortical pour l'angle 15°.

L'analyse des contraintes dans la ZCP corrobore les précédentes tendances observées. Pour les deux premiers angles (0 et 5°), la moyenne des contraintes est constante. Cependant pour les angles plus importants, une diminution de cette moyenne est observée due au double appui cortical. Le deuxième appui étant d'autant plus important pour l'angle de 15°, la chute des contraintes est de 8,8 % par rapport à l'angle 0°, contre 4,4 % dans le cas d'un angle de 10°. En terme de répartition volumique des contraintes, elle reste stable pour tous les paliers. On notera simplement une légère augmentation du volume d'os présentant des contraintes supérieures à 10 MPa avec l'augmentation de l'angle d'inclinaison, mais qui reste faible comparée à l'influence des autres paramètres. Ces résultats moyennés acquis dans l'os cortical ne permettent pas de mettre en évidence la dissymétrie entre les deux côtés de l'implant incliné. L'angle d'inclinaison a donc un impact mineur sur la répartition globale des contraintes dans l'os cortical péri-implanté, comparé aux autres paramètres qui définissent la géométrie de l'implant. Cette conclusion doit être nuancée par le fait que les transferts de charges sont altérés par le double appui cortical pour les angles à 10° et à 15° dans certaines configurations.

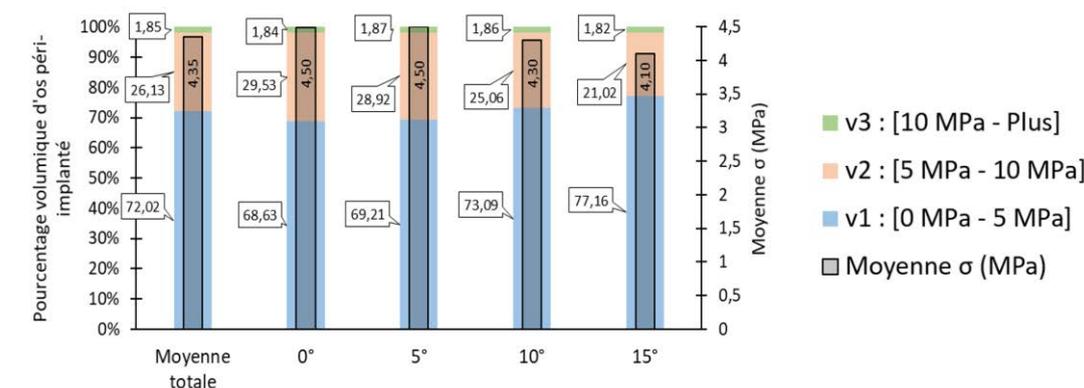


Figure 41 - Moyenne des contraintes dans la ZCP et v_1 , v_2 et v_3 dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison des angles d'inclinaison.

L'épaisseur d'os cortical est également étudiée afin d'évaluer l'impact de la qualité osseuse, voir Figure 42. Comme l'ont montré plusieurs études, il apparaît que plus l'épaisseur d'os cortical est fine et plus le niveau de contraintes dans l'os est élevé, notamment autour de l'implant. Selon la Figure 42, l'augmentation des contraintes avec la perte d'épaisseur semble plus prononcée qu'avec les autres variables. La moyenne des contraintes atteint 5,53 MPa pour un os de 1 mm d'épaisseur contre 3,45 MPa pour un os de 2,5 mm d'épaisseur qui correspond au cas de référence. Cela équivaut à une augmentation de plus de 50 %, faisant de ce paramètre le plus impactant en considérant le critère de contrainte moyenne. La répartition volumique confirme ce premier résultat. Le volume d'os cortical présentant des contraintes supérieures à 10 MPa est vingt fois plus important pour l'os le plus fin. L'épaisseur d'os cortical, paramètre primordial dans la description de la qualité osseuse, présente donc un impact prédominant sur l'os péri-implanté.

3.2 Étude numérique multiparamétrique

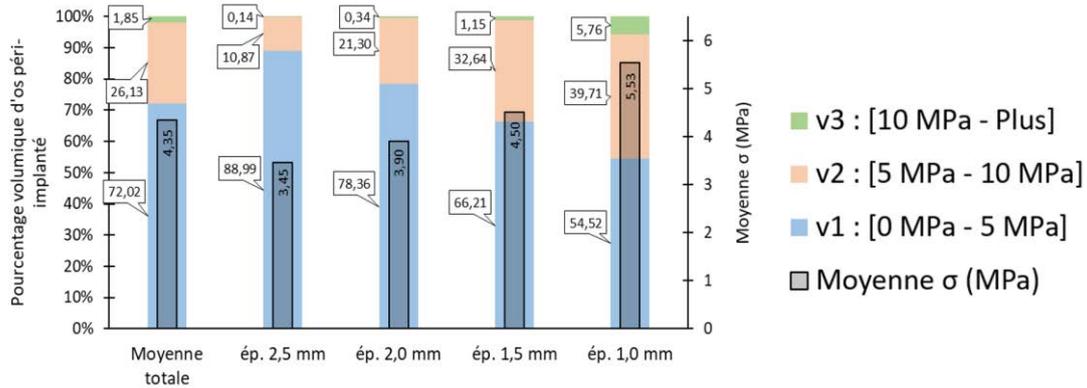


Figure 42 - Moyenne des contraintes dans la ZCP et v_1 , v_2 et v_3 dans les gammes dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison des épaisseurs d'os cortical.

Dans la littérature, le paramètre du module de Young de l'os spongieux est associé à l'épaisseur corticale pour définir des qualités osseuses. Dans cette étude, il est choisi de les étudier individuellement. La diminution de la rigidité de l'os spongieux impacte de façon non négligeable le champ de contraintes de l'os cortical. La moyenne des contraintes dans cette zone passe de 3,93 à 4,76 MPa. L'augmentation générale des contraintes est vérifiée par les résultats de la Figure 43, qui montrent une importante diminution du volume d'os v_1 et une augmentation de v_2 . Le volume d'os avec de fortes contraintes v_3 croît également beaucoup avec la diminution du module de Young.

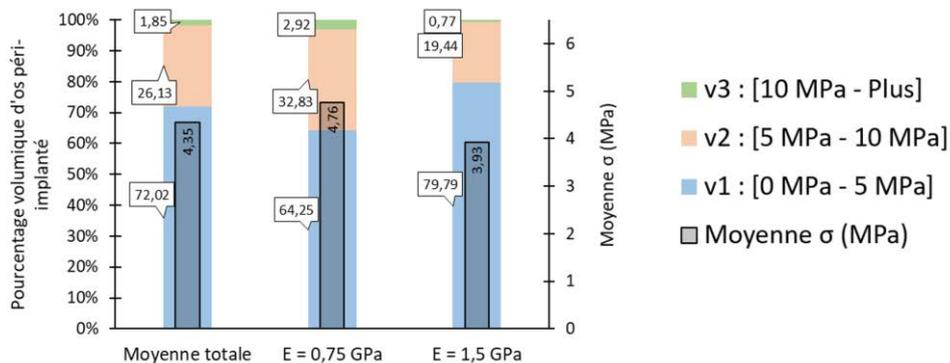


Figure 43 - Moyenne des contraintes et pourcentage volumique d'os péri-implanté dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison des modules de Young de l'os spongieux.

Les effets des paramètres principaux sont résumés en Figure 44 pour la réponse de la moyenne des contraintes dans la zone péri-implantée. La ligne moyenne correspond à la moyenne globale de tous les résultats du plan factoriel. Dans ces conditions et dans ces

intervalles de variation, l'épaisseur d'os cortical est le paramètre le plus influent du système si l'on considère les deux extrêmes (épaisseur de 2,5 mm et 1 mm). Le diamètre de l'implant est également un paramètre influent, même si sa plage de variation reste faible (seulement 1 mm). La conicité et le module de Young de l'os spongieux ont également un effet non négligeable sur l'os cortical et leur impact est équivalent. La longueur de l'implant ainsi que son angle d'inclinaison sont moins impactants que les autres paramètres. Les effets de premier ordre de ces paramètres sont similaires lorsque la répartition du volume d'os dans les trois gammes de contraintes est considérée.

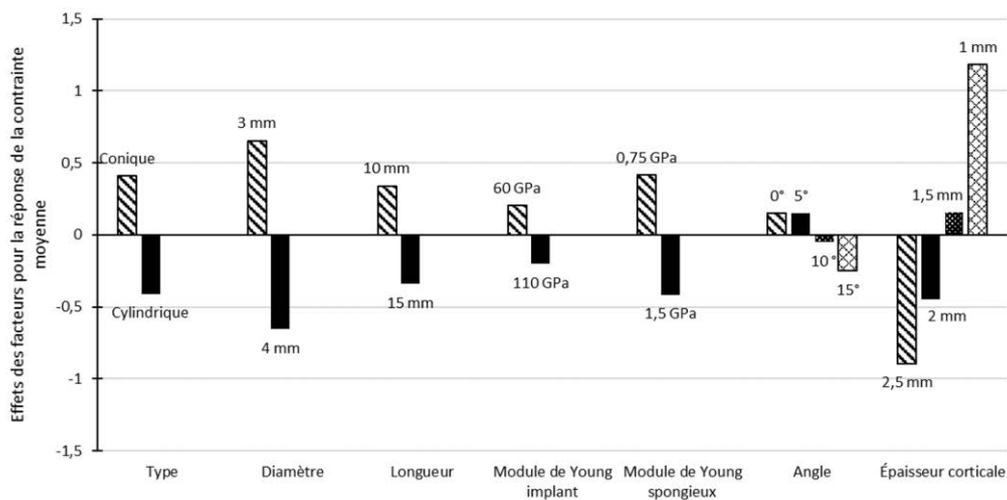


Figure 44 – Effets des facteurs principaux sur la réponse de la contrainte moyenne de l'os cortical péri-implanté.

3.2.3.2 Interactions de premier ordre entre les paramètres

Le plan factoriel complet permet également de déterminer les effets d'interaction entre les différents paramètres. Ces interactions sont évaluées à travers deux réponses : la moyenne de contraintes et le pourcentage volumique d'os cortical dépassant les 10 MPa. Au total, 154 coefficients permettent de décrire toutes les influences, incluant les effets principaux, déjà présentés en Figure 44 et les interactions de premier ordre (c'est-à-dire entre deux facteurs). Ceux-ci sont représentés en Figure 45. Compte tenu de la masse d'informations, seuls les coefficients aux poids les plus importants sont retenus. Les interactions de premiers ordre les plus significatives correspondent aux interactions entre les paramètres de l'os (épaisseur d'os

cortical et module de Young de l'os spongieux) et les autres paramètres qui correspondent à la géométrie de l'implant. Les interactions des paramètres de la géométrie de l'implant entre eux influent peu sur le système global.

Pour la suite de l'étude, des situations plus cliniques sont considérées. Concrètement, l'influence des paramètres définissant une configuration géométrique implantaire (géométrie de l'implant et positionnement) seront étudiés selon une qualité d'os globale, elle-même définie par une épaisseur corticale et un module de Young d'os spongieux. La combinaison de ces deux variables permet de définir quatre type d'os : type 1 [ép. 2,5 mm ; E = 1,5 GPa], type 2 [ép. 2 mm ; E = 1,5 GPa], type 3 [ép. 1,5 mm ; E = 0,75 GPa] et type 4 [ép. 1 mm ; E = 0,75 GPa].

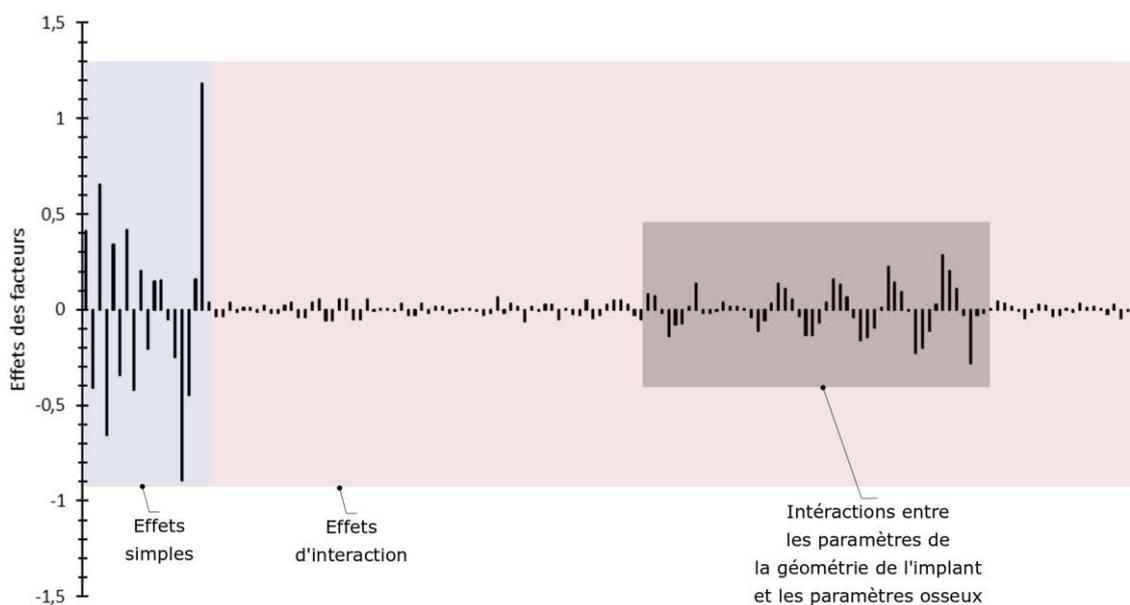


Figure 45 - Effets des facteurs principaux et des interactions du premier ordre entre deux facteurs (soit au total 154 effets) sur la réponse de la contrainte moyenne de l'os cortical péri-implanté.

Le type de l'implant (cylindrique/conique) est tout d'abord évalué par rapport au type d'os et il s'avère que les deux formes d'implants ont des évolutions similaires avec la baisse de qualité osseuse. On retrouve pour un os de type 1 des contraintes moins importantes dans l'os cortical avec un implant cylindrique qu'avec un implant conique, comme l'ont montré les résultats présentés dans la précédente section. Cependant lorsque la qualité osseuse est dégradée, l'écart entre implant cylindrique et implant conique se creuse. On passe d'une différence de moyenne des contraintes de 0,57 MPa à 1,28 MPa (Figure 46(a)). Le constat est

le même pour l'observation du second type de résultat, voir Figure 46(c). Pour l'os de type 4, la différence entre les deux types d'implant est encore plus exacerbée puisque 12,5 % du volume d'os cortical péri-implanté dépasse 10 MPa dans l'implant conique, contre 5 % dans le cas cylindrique. Par conséquent, plus la qualité de l'os se dégrade et plus l'implant conique a pour effet l'augmentation des contraintes dans l'os cortical par rapport à l'implant cylindrique. L'évolution des deux réponses selon le diamètre et le type d'os est semblable à celle de la conicité et du type d'os. L'impact du diamètre est d'autant plus significatif que la qualité de l'os est moindre (Figure 46(b) et (d)). Pour un os de type 4, la différence entre les deux diamètres est même plus importante que celle observée entre un implant conique et un implant cylindrique.

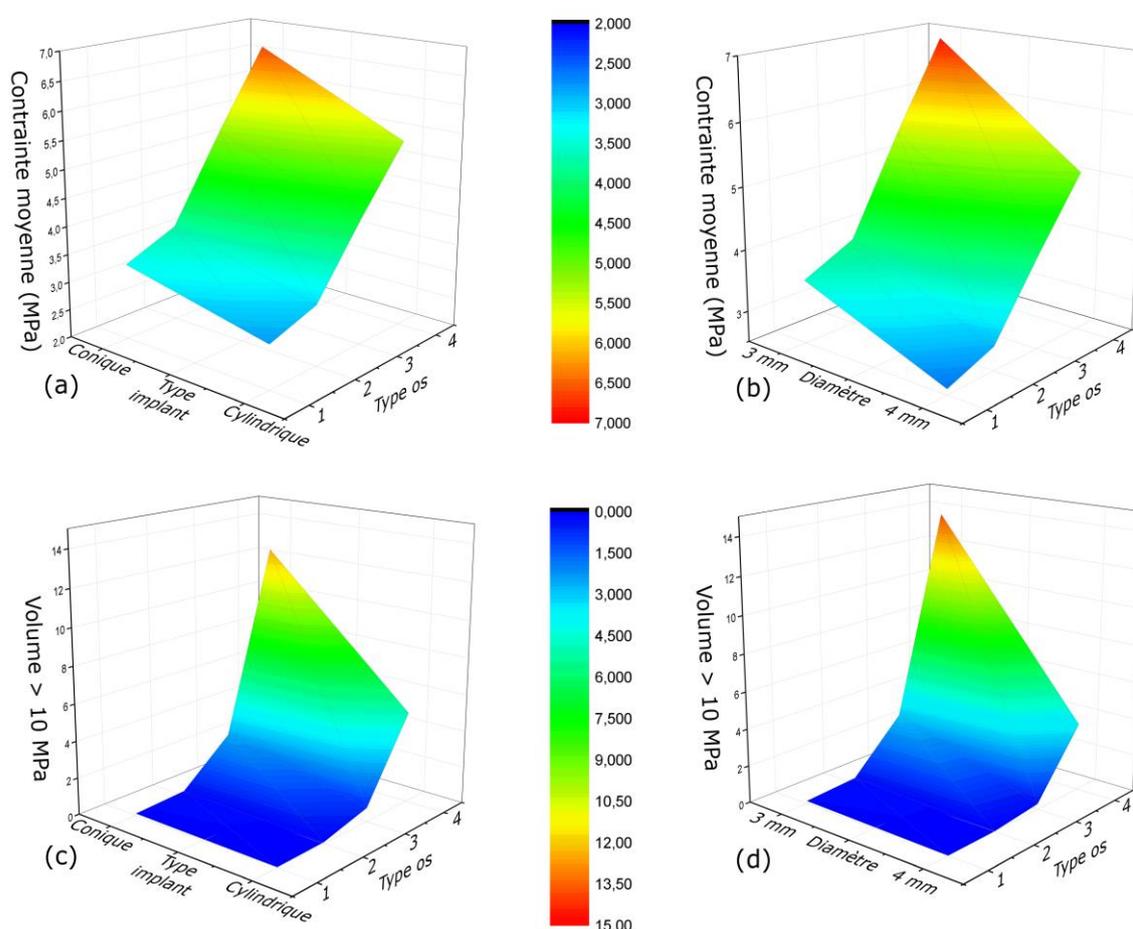


Figure 46 – Moyenne des contraintes dans l'os cortical péri-implanté en fonction (a) du type d'implant (cylindrique/conique) et du type d'os et (b) du diamètre de l'implant et du type d'os. Volume d'os dépassant 10 MPa en fonction (c) du type d'implant (cylindrique/conique) et du type d'os et (d) du diamètre de l'implant et du type d'os.

La variation du niveau de contraintes dans l'os cortical en fonction de la longueur de l'implant et du type d'os suit la même tendance que les autres paramètres géométriques définissant l'implant (diamètre et type), voir Figure 47(a) et (c). Pour la qualité d'os la plus détériorée, la différence entre un implant de 10 mm ou 15 mm est du même ordre que la différence entre l'implant conique et cylindrique. Ces observations sont en accord avec celles faites lors de la première partie de l'étude, qui concluait sur des influences équivalentes pour ces deux paramètres. Pour finir, l'angle d'inclinaison de l'implant est évalué conjointement au type d'os. Pour les types d'os 1 et 2, l'influence de l'angle est peu marquée. L'évolution des contraintes en fonction du type d'os est identique pour ces deux angles. De manière générale, on retrouve le déchargement pour les angles de 10° et de 15° dû au double appui cortical. Cette diminution des contraintes gagne en importance pour les types d'os 3 et 4, comme le montrent les Figure 47(b) et (d).

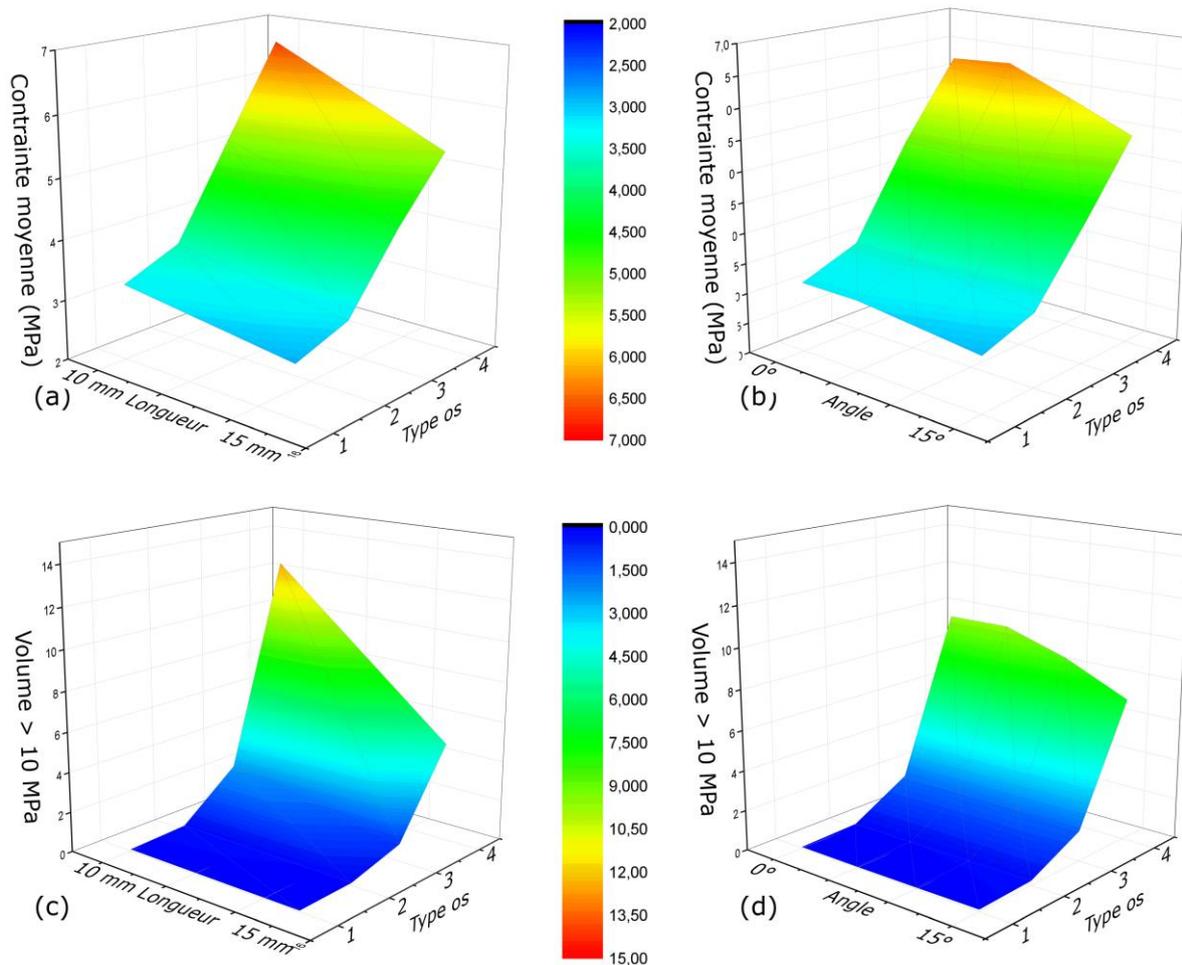


Figure 47 - Moyenne des contraintes dans l'os cortical péri-implanté en fonction (a) de la longueur de l'implant et du type d'os et (b) du diamètre de l'implant et du type d'os. Volume d'os dépassant 10 MPa en fonction (c) de la longueur de l'implant et du type d'os et (d) du diamètre de l'implant et du type d'os.

Cette seconde partie de l'étude permet la mise en évidence de l'impact combiné des variables géométriques couplées au type d'os. Quelle que soit la variable géométrique, son choix sera d'autant plus impactant sur les niveaux de contraintes que la qualité de l'os est dégradée. C'est particulièrement le cas pour les trois variables de la géométrie intrinsèque de l'implant (type, diamètre et longueur). Ces tendances sont d'autant plus prononcées pour la réponse du volume d'os dépassant les 10 MPa, par rapport à la réponse de la contrainte moyenne. Les os aux qualités plus détériorées auront davantage tendance à être chargés avec des contraintes plus élevées (supérieures à 10 MPa) pour une mauvaise configuration géométrique. Tous ces résultats sont relatifs au cadre comparatif mis en place dans le modèle. Par la suite, l'objectif

est d'optimiser la configuration de pose d'un implant selon un critère mécanique, à partir des résultats précédemment obtenus, permettant de quantifier les effets des paramètres retenus et leurs éventuelles interactions sur la distribution des contraintes dans l'os.

3.3 Optimisation dans la configuration de la pose d'implants dentaires

Dans cette dernière partie de l'étude, on cherche à améliorer la configuration implantaire dans un cas donné, où le type d'os du patient est fixé. L'optimisation du set de paramètres géométriques nous force à sortir du cadre purement comparatif de l'étude où l'on cherchait simplement à quantifier l'influence des différents paramètres les uns par rapport aux autres. Une référence d'ordre physiologique doit donc être fixée. Le transfert de charge entre l'os et l'implant est également étudié de manière plus approfondie avec la prise en compte d'un autre type de réponse : le saut de contraintes entre l'os et l'implant à l'origine de micromouvements préjudiciables. Le but est également d'évaluer les avantages d'une solution matériau à bas module de Young pour l'implant.

3.3.1 Simplification du plan factoriel complet et détermination des fonctions réponses

Pour simplifier l'optimisation, une configuration osseuse est fixée avec une épaisseur fine d'os cortical de 0,5 mm et un module de Young d'os spongieux détérioré (0,75 GPa), équivalent à un os de type 4. Pour s'affranchir de l'effet du double appui cortical pour les grands angles d'inclinaison, on ne considérera que les angles 0° et 5°. Le plan factoriel complet est simplifié et cinq paramètres à deux entrées sont considérés pour la suite de l'étude : le type d'implant (conique ou cylindrique), le diamètre (3 mm ou 4 mm), la longueur (10 mm ou 15 mm), l'angle d'inclinaison (0° ou 5°) et le module de Young de l'implant (110 GPa ou 60 GPa). La réponse du saut de contraintes moyen entre os et implant est introduite dans la suite de l'étude. Cette réponse est calculée à partir de la moyenne des contraintes dans la ZCP et dans l'implant. Elle permet de quantifier la bonne continuité du transfert de charge entre os et implant [162]. Deux types de réponse sont donc prises en compte avec le saut de contraintes moyen et la moyenne des contraintes dans la ZCP.

Le plan factoriel complet permet de prendre en considération les configurations de toutes les combinaisons de paramètres possibles, soit 32 cas de figure après simplification. Le calcul des effets principaux et des interactions du premier ordre permet de définir 22 coefficients pour caractériser chacune des deux réponses à partir des résultats des calculs numériques. Chaque réponse peut être décrite par un modèle mathématique de type développement limité de la série de Taylor-Mac Laurin :

$$Y = b_0 + \sum_i b_i X_i + \sum_{i,j} b_{i-j} X_i X_j \quad (9)$$

L'espace de chaque variable X_i est redéfini et borné entre -1 et 1 (variables centrées réduites), où les bornes correspondent aux deux entrées extrémales du facteur. Les coefficients b_i correspondent aux effets principaux et les coefficients b_{i-j} aux effets d'interactions. Les différentes valeurs de coefficients associées à chaque réponse sont résumées dans le Tableau 5. La description de ces deux réponses constituera les fonctions objectif de l'optimisation.

Effets	Niveaux des variables (X _i)	Coefficients	Réponse 1 : Saut de contraintes (MPa)	Réponse 2 : Moyenne des contraintes (MPa)
		b ₀	10,1026	10,0039
Type	Niveau -1 : conique Niveau 1 : cylindrique	b ₁	0,5733	-4,0929
Diamètre	Niveau -1 : 3 mm Niveau 1 : 4 mm	b ₂	0,1673	-5,9623
Longueur	Niveau -1 : 10 mm Niveau 1 : 15 mm	b ₃	-1,7959	-3,8384
Angle	Niveau -1 : 0° Niveau 1 : 5°	b ₄	-0,0582	0,0195
E _{implant}	Niveau -1 : 60 GPa Niveau 1 : 110 GPa	b ₅	1,9303	-0,4384
Type - Diamètre		b ₁₋₂	0,0339	1,1905
Type - Longueur		b ₁₋₃	0,0226	0,7497
Diamètre - Longueur		b ₂₋₃	0,1778	1,7043
Type - Angle		b ₁₋₄	-0,1925	0,0802
Diamètre - Angle		b ₂₋₄	-0,2201	0,0026
Longueur - Angle		b ₃₋₄	0,0336	-0,0342
Type - E _{implant}		b ₁₋₅	-0,07	0,0949
Diamètre - E _{implant}		b ₂₋₅	-0,0672	0,3083
Longueur - E _{implant}		b ₃₋₅	-0,388	-0,14
Angle - E _{implant}		b ₄₋₅	-0,0135	-0,0089

Tableau 5 - Effets des facteurs principaux et des interactions du premier ordre du plan factoriel complet pour l'étude du système osseux de type 4.

3.3.2 Référence biologique : cas d'une dent et de son ligament parodontal

Afin de définir un objectif à la tâche d'optimisation, un modèle numérique avec une dent et son ligament parodontal (PDL) est mis en place comme cas de référence physiologique. Géométriquement, le modèle est identique au modèle multiparamétrique, exceptées les sous-parties prothétiques qui sont remplacées par une dent et son ligament PDL.

De la même manière que pour l'obtention des géométries de l'os cortical et l'os spongieux, une première prémolaire mandibulaire est obtenue par segmentation d'un scanner de patient sain. L'imagerie n'a pas une résolution assez fine pour permettre l'extraction du ligament PDL dont l'épaisseur avoisine la centaine de micromètres. Un facteur d'échelle est donc appliqué à la partie inférieure de la dent permettant d'obtenir un ligament PDL avec une épaisseur constante de 200 μm , en accord avec la littérature [168]. L'aspect géométrique du modèle est présenté en Figure 48(a). Au niveau du maillage, la taille des éléments tétraédriques est similaire aux modèles précédents, à savoir des éléments d'environ 0,3 mm sauf pour le maillage du ligament PDL qui est affiné (moins de 0,1 mm). Au niveau des conditions aux limites et du chargement, on adopte également les mêmes conditions que pour les autres cas du modèle multiparamétrique. Enfin, les matériaux sont supposés à comportement élastique et isotrope avec les modules de Young et coefficients de Poisson suivants : Dentine ($E = 20 \text{ GPa}$, $\nu = 0,3$), ligament PDL ($E = 0,17 \text{ GPa}$, $\nu = 0,45$), os spongieux ($E = 1,5 \text{ GPa}$, $\nu = 0,3$) et os cortical ($E = 15 \text{ GPa}$, $\nu = 0,3$).

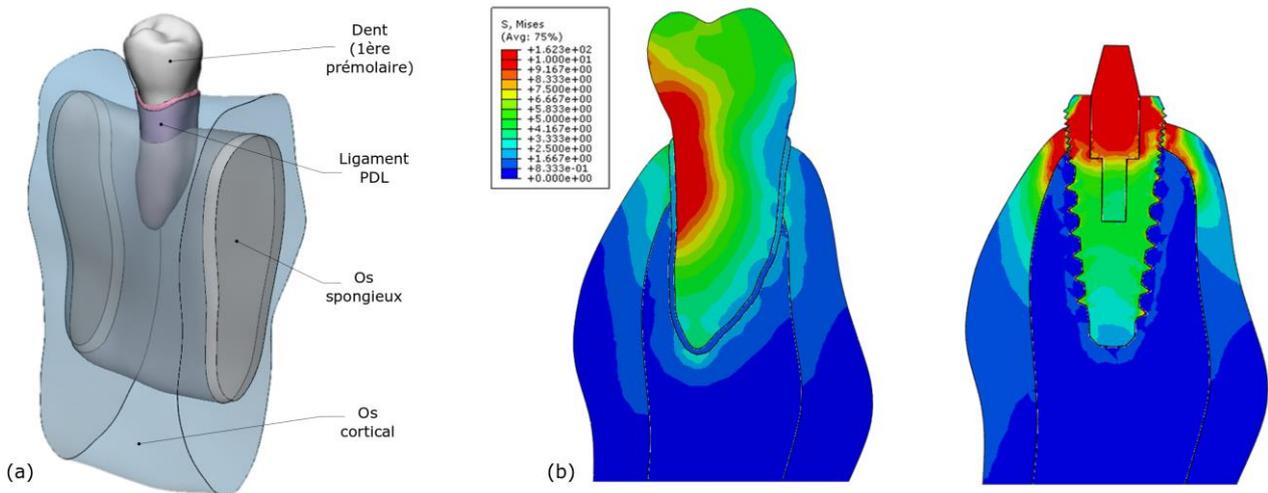


Figure 48 - (a) Géométrie du modèle de référence avec une première prémolaire et un ligament PDL, (b) Comparaison des champs de contraintes généraux du modèle de référence et d'une configuration avec un implant conique de diamètre 3 mm dans un os de type 4.

L'aspect global du champ de contraintes de Von Mises est présenté en Figure 48(b). À titre de comparaison, une configuration avec un os de type 4 et un implant conique est également présentée. La comparaison nous indique que les contraintes sont bien supérieures dans l'os cortical de l'os implanté que pour un os sain. Ces observations sont confirmées par la moyenne des contraintes dans l'os cortical sain de 2,86 MPa, contre 6,50 MPa pour la moyenne globale des simulations du plan factoriel. Le saut de contraintes moyen entre la dent et l'os cortical est de 3,48 MPa et le volume d'os cortical dépassant 10 MPa ne vaut que 0,001 % du volume d'os péri-implanté. Ces résultats nous serviront d'objectifs pour l'optimisation de la configuration géométrique de pose.

3.3.3 Optimisation multi-objectif

Le problème comporte deux fonctions objectif, précédemment définies grâce au plan factoriel complet. La configuration implantaire peut varier au travers de cinq paramètres qui sont : sa géométrie (conicité), son diamètre, sa longueur, son angle d'inclinaison et son module de Young. Le problème est donc multi-objectif et multi-variable. Les valeurs de référence des deux réponses sont de 2,86 MPa pour la moyenne et 3,48 MPa pour le saut de contraintes. Or les minimums de chaque fonction objectif restent supérieurs à ces références. Il convient donc

de minimiser chacune des fonctions objectif. Ces minimums, respectivement de 4,17 MPa pour la contrainte moyenne et 5,65 MPa pour le saut de contraintes, sont atteints pour des jeux de paramètres différents. On choisit d'utiliser un algorithme génétique pour minimiser ces deux fonctions, en trouvant le meilleur compromis. Le logiciel Matlab offre la possibilité d'utiliser un algorithme génétique de type NSGA-II qui permet d'obtenir plusieurs solutions optimales au problème multi-objectif [169]. L'espace de recherche pour la résolution du problème correspond à l'intervalle de variation initiale des variables. Ces solutions sont représentées sous la forme d'un front de Pareto, en Figure 49.

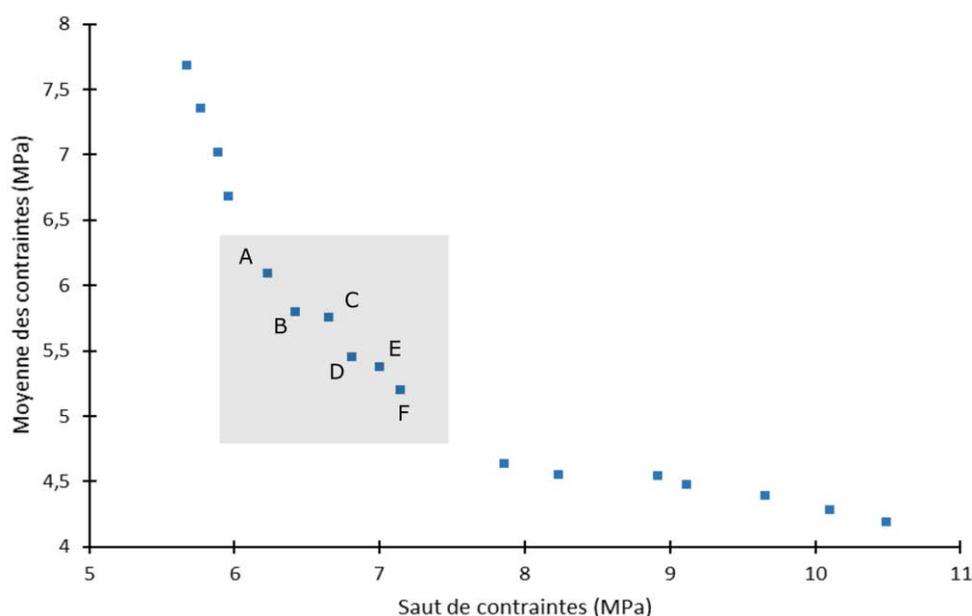


Figure 49 - Front de Pareto : résultats optimaux de l'algorithme génétique d'optimisation du saut de contraintes à l'interface os-implant et de la moyenne des contraintes dans l'os cortical péri-implanté.

Pour un os de type 4, les résultats du front de Pareto montrent qu'il est possible de considérablement améliorer la stabilité mécanique d'un implant en minimisant à la fois le saut de contraintes à l'interface os-implant mais aussi les contraintes dans l'os cortical. De plus, ces résultats ont pu être obtenus avec des intervalles de variation très limités des paramètres. Les solutions qui permettent de répondre au mieux au problème (A, B, C, D, E et F) sont détaillées dans le Tableau 6. Les jeux de paramètres correspondants sont donc compris dans les bornes de l'étude initiale. Il est important de noter que la variable du type de l'implant correspond à un gradient de conicité, où la conicité maximale correspond au cas conique étudié précédemment et la conicité minimale correspond au cas cylindrique.

Solution	Saut de contraintes (MPa)	Moyenne des contraintes (MPa)	Type implant (% conicité)	Diamètre (mm)	Longueur (mm)	Angle (°)	Module de Young implant (GPa)
A	6,23	6,09	7	3,79	14,99	0,07	60,34
B	6,42	5,80	15	3,90	14,98	0,41	60,50
C	6,65	5,75	24	3,86	14,98	0,94	62,22
D	6,81	5,45	34	3,95	14,97	1,14	61,68
E	7,00	5,38	49	3,89	14,98	0,64	60,85
F	7,14	5,20	51	3,97	14,96	1,25	62,57

Tableau 6 - Résultats optimaux front de Pareto optimisation multi-objectif.

Les cinq solutions optimales retenues convergent vers le choix de certains paramètres. Le module de Young est minimisé quelle que soit la configuration, montrant ainsi l'avantage de l'utilisation d'un alliage à bas module d'élasticité en comparaison à l'alliage TA6V. Le paramètre longueur tend également vers un de ses extremums. Une longueur maximale de 15 mm permet en effet de minimiser les deux types de réponse. La variation du diamètre est peu importante, et les solutions optimales sont obtenues pour des diamètres proches de la borne supérieure de 4 mm. Ces résultats sont en accord avec les résultats préliminaires de l'étude multiparamétrique qui préconisait un plus grand diamètre pour minimiser le champ de contraintes dans l'os cortical. Les écarts restants entre les solutions semblent donc se jouer sur la variable de la conicité et, dans de moindres mesures, sur l'angle d'inclinaison de l'implant. Le paramètre de la conicité varie d'un implant quasi-cylindrique (solution A) à un implant semi-conique (solutions E et F). La conicité peut donc permettre de réduire le saut de contraintes mais une concession est faite en contrepartie sur le chargement global de l'os cortical. Ces résultats restent valables dans le cadre de l'étude multiparamétrique initiale et pourraient donc être considérablement améliorés en élargissant les intervalles de variation.

3.4 Conclusions

Ce chapitre a permis la mise en évidence de l'influence de plusieurs paramètres à prendre en considération lors de la pose d'un implant dentaire. L'identification du rôle d'autant de variables n'avaient, à notre connaissance, jamais été réalisée dans un même cadre numérique, malgré le nombre important d'études réalisées. Ainsi, les effets des paramètres et de leurs interactions dites du premier ordre (entre deux paramètres) ont pu être quantifiés, mettant en évidence l'impact primordial de la qualité d'os implanté, mais aussi du diamètre de l'implant par rapport aux autres paramètres géométriques. Ces résultats constituent également de véritables lignes directrices de pose d'implants dentaires basées sur des critères mécaniques, aspect aujourd'hui encore très peu pris en compte par les chirurgiens-dentistes.

Les résultats de la première partie de l'étude multiparamétrique ont également pu servir de fonctions objectif pour l'optimisation mécanique de la configuration de pose d'un implant. L'optimisation du transfert de charge à l'interface os-implant a permis la mise en évidence de l'importance du choix d'un alliage à bas module d'élasticité pour réduire le saut de contraintes à l'interface os-implant.

Enfin, cette étude numérique est susceptible d'être généralisée à tous types de vis d'ostéosynthèse, également utilisées lors de la fixation d'un implant supra-osseux sur-mesure, dont l'étude fait objet des chapitres suivants.

Chapitre 4 - Optimisation topologique en implantologie supra-osseuse : contrôle du transfert de charge à l'interface os-implant

La suite des travaux traite du cas de l'implant supra-osseux individualisé et s'inscrit directement dans la démarche globale de fabrication d'un DMI sur-mesure par fabrication additive. Ce quatrième chapitre aborde le développement d'une démarche d'optimisation topologique pour améliorer le transfert de charge entre l'os et l'implant. Le principe de l'optimisation topologique, décrit en section 2.1.4, permet de déterminer la répartition de matière optimale dans un volume donné en répondant à un objectif défini. La technologie SLM est particulièrement adaptée à la fabrication de pièces optimisées topologiquement et à leur géométrie complexe. La plupart du temps, l'objectif de l'optimisation topologique est de maximiser la rigidité d'une pièce tout en réduisant sa masse ou son volume. Dans cette étude, l'originalité tient du critère d'optimisation qui ne considère non pas uniquement les caractéristiques mécaniques de la pièce optimisée et sa rigidité, mais les caractéristiques mécaniques d'une autre pièce du système étudié. L'évolution topologique de la pièce optimisée a ainsi des conséquences mécaniques sur la pièce environnante sur laquelle sont imposés les critères. Dans ce cas, il s'agit de prendre en compte spécifiquement le comportement mécanique de l'os environnant pour optimiser topologiquement la géométrie de la plaque et ainsi améliorer le transfert de charge entre l'os et le DMI.

Le concept avancé est tout d'abord développé et explicité au travers d'un modèle à géométrie simplifiée. Cette première approche permet de justifier le choix des variables prises en compte dans la démarche d'optimisation topologique. Elle permet aussi d'entrevoir les possibilités

offertes par l'optimisation topologique pour tenter de contrôler le transfert de charge entre os et implant, mais aussi ses limites. Les résultats d'un calcul d'optimisation topologique sont fortement dépendants des chargements, des conditions limites appliquées au système considéré et du maillage. Les forces occlusales jouent donc un rôle prépondérant et conditionnent les calculs d'optimisation. La nature de ces efforts (amplitude et direction), transmis à l'os maxillaire par l'intermédiaire des plaques, n'a aujourd'hui à notre connaissance jamais été déterminée pour ce type de réhabilitation dentaire. Par ailleurs la géométrie unique de chacun des dispositifs amène une incertitude supplémentaire quant à la nature des forces. Un second modèle numérique, basé sur une modélisation vectorielle des muscles masticatoires, est ainsi considéré afin de déterminer ces efforts masticatoires. Pour finir, la démarche d'optimisation topologique développée est appliquée au cas d'étude de l'implant supra-osseux avec la prise en compte des forces occlusales préalablement déterminées.

4.1 L'optimisation topologique pour le contrôle du transfert de charge entre l'os et l'implant

Les fonctions objectif et contrainte qui définissent une tâche d'optimisation peuvent tenir compte de différentes variables, voir section 2.1.4. La plupart des optimisations cherchent à minimiser l'énergie de déformation d'une pièce tout en réduisant son volume et sa masse. Il est question d'économie du matériau et d'allègement de structure tout en conservant une tenue en service et une rigidité satisfaisante [170]. Ainsi le calcul numérique ne fait intervenir que la pièce considérée et les liaisons mécaniques avec de potentielles autres pièces sont modélisées par des conditions aux limites. Ce type d'approche a déjà été appliqué dans plusieurs cas d'étude de DMI tels que l'implant dentaire ou la prothèse de reconstruction maxillo-facial DMI [171], [172]. Ces études numériques n'intègrent pas directement l'état mécanique de l'os dans leur démarche. Elles peuvent toutefois prendre en considération l'aspect biomécanique sous la forme de contraintes géométriques, comme A. Sutradhar et al. [173] qui prend en compte des zones anatomiques à éviter dans le domaine de *design*. Certaines études s'en approchent, par exemple H. Kang [174], qui considère la déformation à l'interface os-implant pour concevoir des implants dentaires.

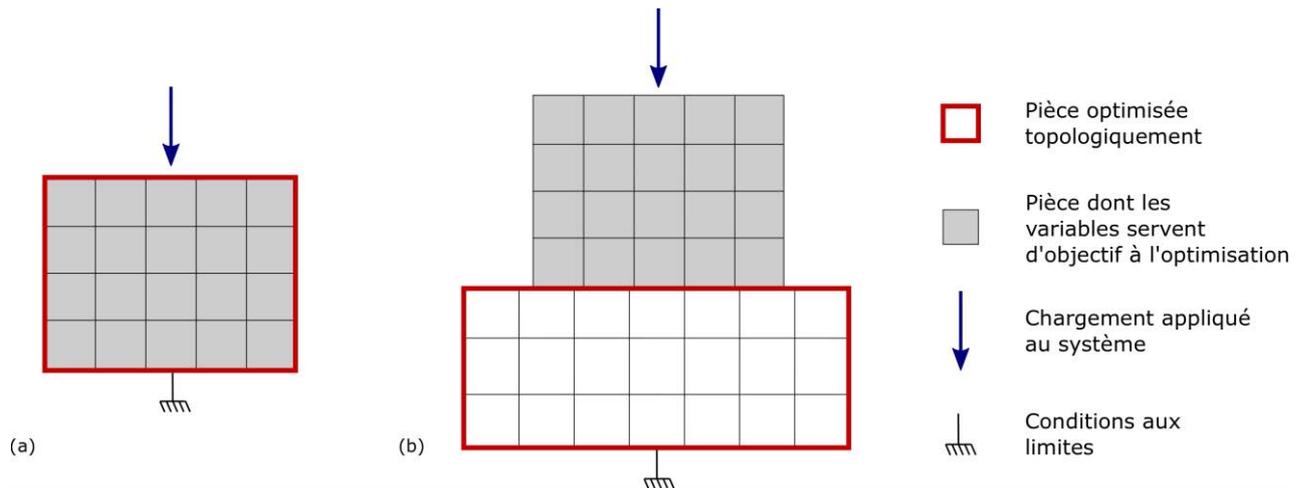


Figure 50 - (a) Schéma d'une optimisation topologique classique, (b) Schéma du concept d'optimisation topologique développé.

La considération de l'os et du phénomène de *stress-shielding* amène à reconsidérer l'utilisation de la méthode d'optimisation topologique. L'idée étant de dissocier le domaine de *design* (maillage gris) et le domaine où sont considérées les variables mécaniques qui permettront de construire la fonction objectif (maillage blanc), voir Figure 50. Dans ce cas précis, il s'agit d'optimiser la topologie de la plaque (domaine de *design*) en considérant une ou plusieurs variables associées à l'os. L'objectif est donc de contrôler le transfert de charge à l'interface os-implant et le chargement appliqué à l'os en modifiant la topologie de la plaque.

4.1.1 Les forces internes nodales : variables de contrôle du transfert de charge entre l'os et l'implant

La variable prise en compte dans la fonction objectif doit nécessairement être locale. L'énergie de déformation classiquement utilisée est une variable globale qui ne permet pas d'accéder à l'état mécanique dans une zone particulière du modèle. La variable de la contrainte dans un élément a déjà été envisagée [175]. Cependant, cette variable est plutôt utilisée dans une démarche d'optimisation de forme où les frontières du domaine de *design* sont modifiées pour éviter les concentrations de contraintes. Dans une démarche d'optimisation topologique, cette variable est trop sensible au maillage et des aberrations numériques peuvent amener à des problèmes de convergence des calculs.

Dans cette étude, il est choisi d'utiliser la variable locale des forces nodales internes. Cette variable correspond à la force de réaction d'un (ou plusieurs) élément(s) sur un nœud du maillage. Cette variable est donc identifiée à partir de nœuds et d'éléments du maillage, voir Figure 51. C'est l'équivalent d'une force de réaction.

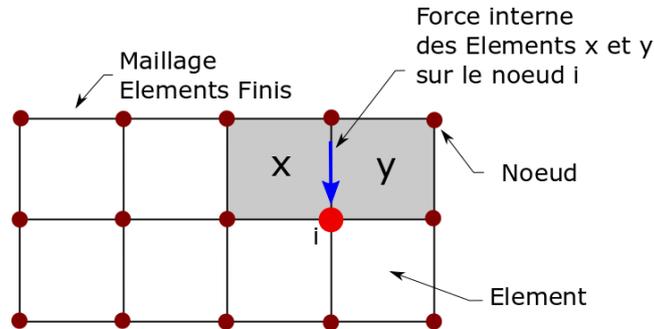


Figure 51 - Force interne au nœud i calculée à partir des éléments x et y .

Elle présente trois composantes correspondantes aux trois directions de l'espace qui sont calculées de la manière suivante :

$$F_x = \sum K_e u_{xi} \quad (10)$$

$$F_y = \sum K_e u_{yi} \quad (11)$$

$$F_z = \sum K_e u_{zi} \quad (12)$$

K_e correspond à la rigidité des éléments e attachés au nœud i et u_x , u_y et u_z aux déplacements du nœud i dans les trois directions.

L'objectif est de contrôler l'état mécanique (champ de contraintes ou de déformations) de l'os environnant péri-implanté à travers les forces nodales internes. Dans un premier temps, on se contente de la zone de l'os au niveau de l'interface avec le DMI. Dans cette optique, un modèle à géométrie simplifiée est tout d'abord envisagé pour vérifier la robustesse de la démarche d'optimisation topologique développée.

4.1.2 Preuve du concept : modèle à géométrie simplifiée

Afin de montrer l'intérêt de la démarche utilisée, un premier modèle préliminaire est considéré. Ce modèle comporte une plaque sur de l'os cortical, tous deux modélisés par un parallélépipède rectangle. La géométrie de l'ensemble est présentée en Figure 52(a).

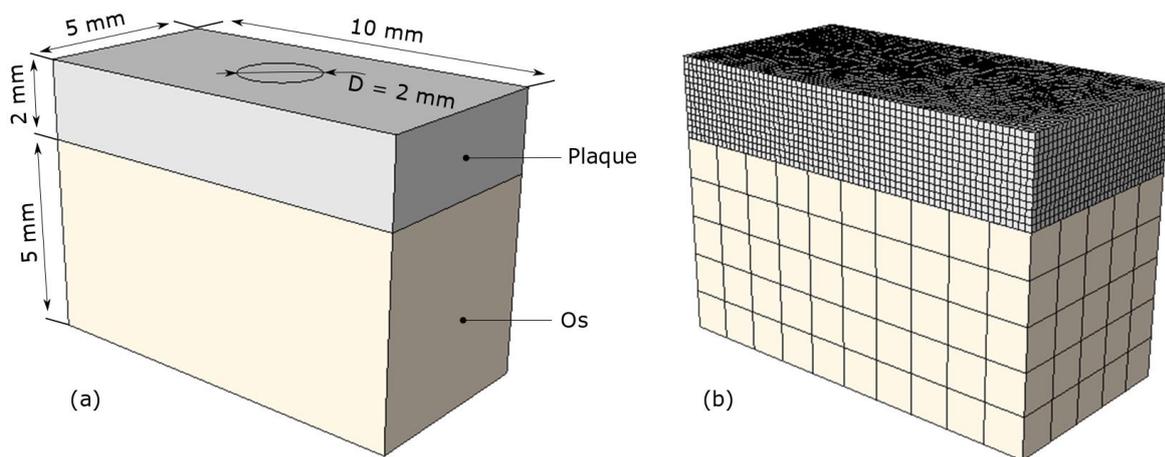


Figure 52 - (a) Géométrie du modèle, (b) Maillage du modèle.

Sur la plaque est appliqué un chargement localisé en son centre. Le chargement (voir Figure 54), réparti sur la surface d'un disque de diamètre 2 mm, vaut 1000 N au total. L'effort est à l'origine d'un champ de contraintes localisé et hétérogène dans l'os, voir Figure 53. La plaque est topologiquement optimisée pour homogénéiser le transfert de charge dans l'os et obtenir un champ de contraintes homogène sur toute la surface de l'os cortical. Pour cela, les variables des forces internes aux nœuds à l'interface os-implant sont considérées.

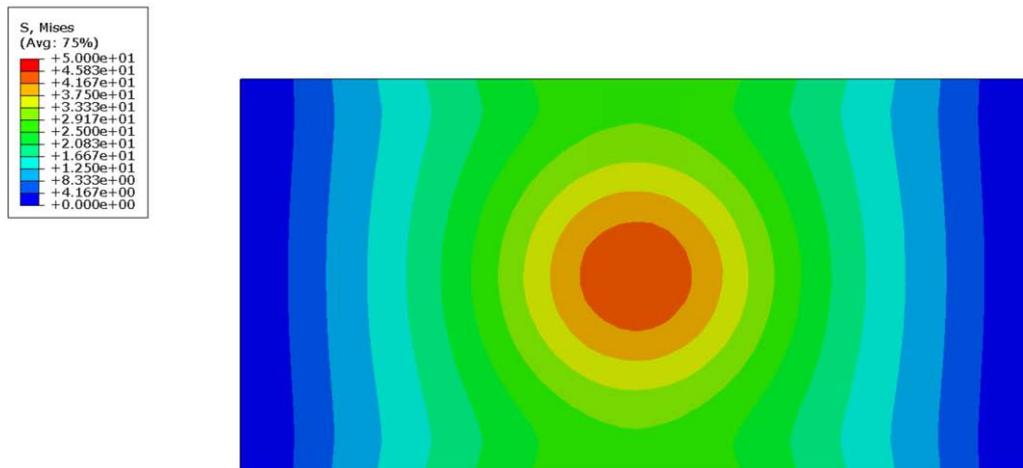


Figure 53 - Champ de contraintes (Von Mises) au niveau de la surface supérieure de l'os.

Tous les nœuds de l'os à l'interface avec l'implant doivent être pris en compte dans la fonction objectif. En effet, l'oubli d'un ou plusieurs nœuds dans la fonction fausse l'optimisation du fait des espaces libres laissés. Par conséquent, plus le maillage est fin et plus le nombre de variables est important. Un compromis au niveau du maillage doit par conséquent être réalisé pour éviter des problèmes de convergence, mais aussi pour optimiser le temps de calcul. Une taille de maille de 1 mm permet de définir le maillage hexaédrique de la partie osseuse. La plaque est maillée avec des éléments hexaédriques de 0,2 mm, définis par un test de convergence du maillage. Il doit être assez fin pour permettre l'optimisation de la géométrie. L'aspect du maillage est présenté en Figure 52(b).

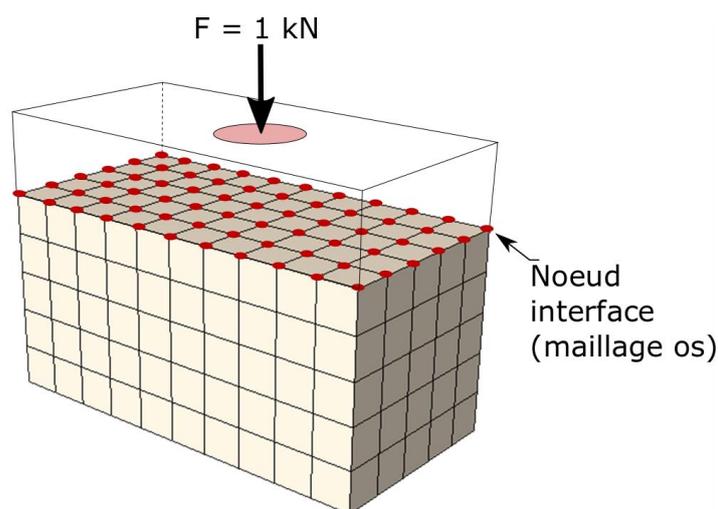


Figure 54 - Nœuds du maillage de l'os (66 nœuds) pris en compte dans la fonction objectif.

Le maillage de 1 mm de l'os cortical permet de définir 66 variables de forces internes sur la surface supérieure de l'os en contact avec la plaque, voir Figure 54. Chaque force interne nodale est déterminée dans la direction z avec tous les éléments en contact le nœud correspondant. La somme de ces 66 forces internes correspond au chargement de 1000 N appliqué sur la plaque. L'objectif étant d'homogénéiser le transfert de charge, la consigne appliquée à chacun des nœuds est de 15,15 N. La fonction objectif est donc définie sous la forme :

$$\varphi = \min\left(\sum_{i=1}^N F i_z^i - F i_z^{ref}\right) \quad (13)$$

Le calcul d'optimisation consiste à minimiser la fonction objectif φ , composée de la somme des différences entre la force interne (dans la direction z) du $i^{\text{ème}}$ nœud et la force interne à atteindre (consigne). Dans le cas présent, i est compris entre 1 et 66 et la force interne de référence vaut 15,15 N.

Une fonction contrainte est également définie pour borner le problème d'optimisation. Cette contrainte est établie sur l'Energie de Déformation (ED) totale du modèle. Elle permet de contraindre la tenue mécanique et la rigidité de la plaque. Le problème d'optimisation pourrait aboutir à une géométrie de plaque complètement disjointe et mécaniquement non viable. Quatre contraintes différentes sont testées au niveau de cette énergie de déformation, et l'évolution des fonctions objectif est appréciée au regard de ces contraintes. Pour chaque calcul, l'optimisation topologique comporte 100 cycles.

4.1.3 Convergence du problème d'optimisation

La Figure 56 présente l'évolution de la fonction objectif pour quatre types de contrainte sur l'énergie de déformation. Cette contrainte est une borne supérieure sur l'énergie de déformation (10 J, 20 J, 30 J et 40 J). Les quatre calculs d'optimisation convergent au bout d'une cinquantaine de cycles. Le détail de la fonction objectif (pour l'exemple d'une contrainte de 30 J) avec l'évolution des 66 variables aux nœuds de l'interface peut être observé en Figure 55, où la force interne en chaque nœud atteint bien la consigne de 15,15 N.

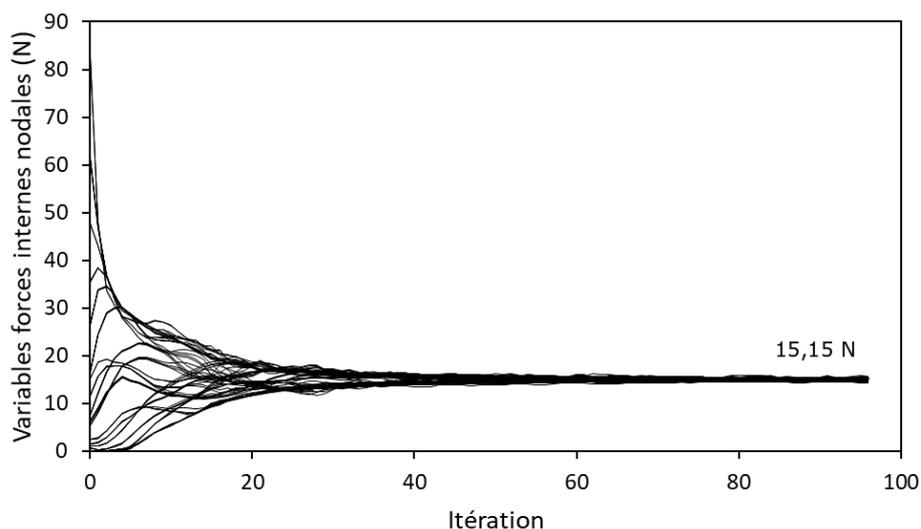


Figure 55 - Évolution des 66 variables de force interne nodale de la surface supérieure de l'os (pour une contrainte de 30 J sur l'énergie de déformation).

Quel que soit le calcul, la contrainte sur l'énergie de déformation est atteinte, voir Figure 56(b). Cependant, la fonction objectif ne tend pas toujours vers zéro (Figure 56(a)). Ce n'est qu'à partir d'une certaine énergie de déformation permise au système (30 J) que la fonction principale remplit pleinement son objectif. Pour une contrainte sur l'énergie de déformation inférieure, la marge de manœuvre laissée au système pour résoudre le problème d'optimisation n'est pas assez importante pour atteindre l'objectif. C'est le cas pour une contrainte de 10 J et 20 J, où les forces internes nodales n'atteignent que partiellement la consigne de 15,15 N.

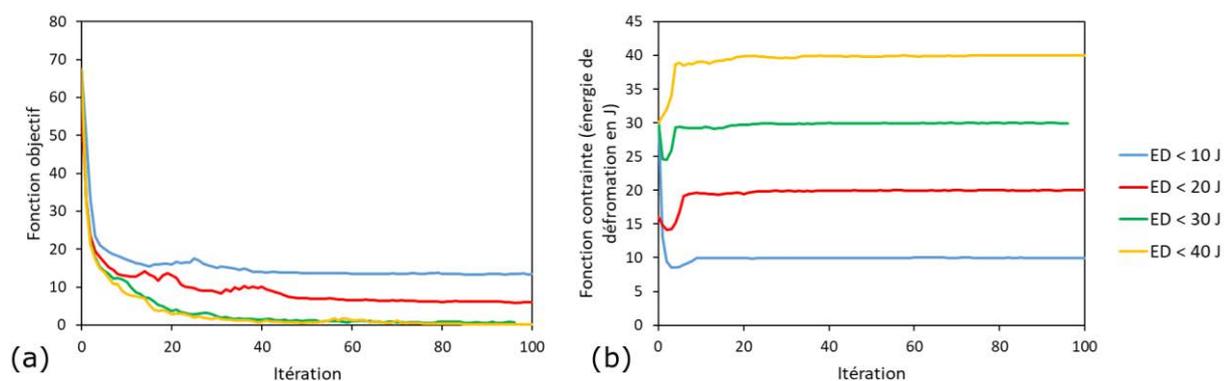


Figure 56 - Évolution de (a) la fonction objectif pour les quatre contraintes (b) l'énergie de déformation.

Cependant, dans les cas où la fonction objectif arrive à tendre vers zéro, une concession est réalisée sur l'énergie de déformation du système, et donc sur la rigidité globale de la plaque. Cette chute de rigidité de la plaque peut entraîner une solution topologique non réaliste et cet aspect doit être vérifié. Une visualisation des plaques (seuillées à partir d'une valeur de pseudo-densité fixée à 0,3) pour les différents niveaux de contrainte sur l'énergie de déformation est présentée en Figure 57. Cette première représentation laisse apparaître une plaque de plus en plus poreuse et fragile avec l'augmentation de l'ED permise au système.

Plus généralement, l'évolution des forces internes n'est valable que dans le calcul d'optimisation, où toutes les valeurs intermédiaires de pseudo-densité du matériau sont considérées (voir 2.1.4.). Au final, l'export d'une géométrie réelle (en densité 0 et 1) doit être vérifié dans un calcul numérique associé.

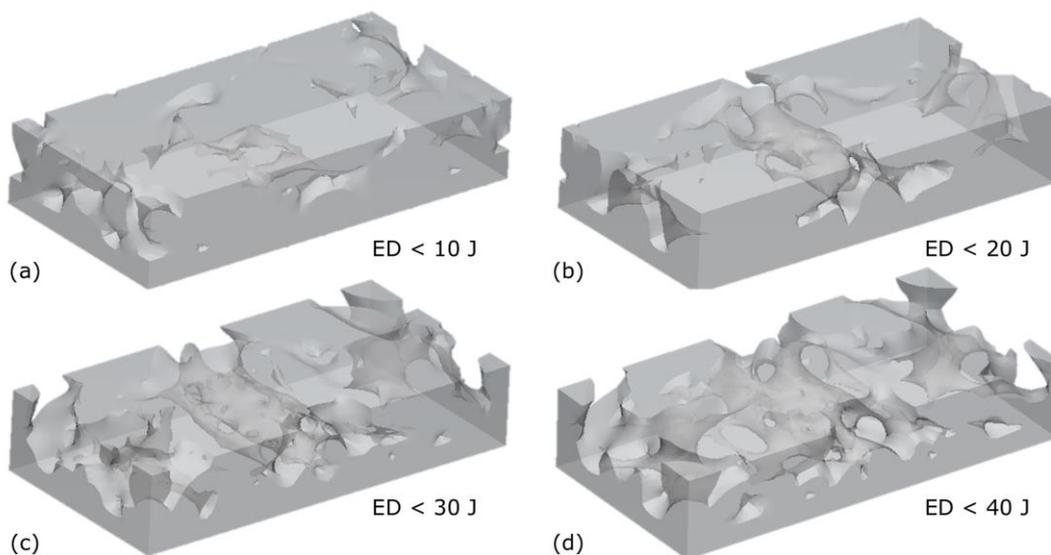


Figure 57 - Représentation des plaques en fin de cycle d'optimisation, dont le seuillage est réalisé à partir d'une pseudo-densité d'élément de 0,3.

4.1.4 Seuillage des pseudo-densités et vérification des géométries réelles

Pour obtenir les géométries de plaques réelles, une densité de seuillage est déterminée pour faire correspondre le volume de la pièce exportée avec le volume final du calcul

d'optimisation. Un calcul statique avec un maillage de l'os plus fin (0,2 mm de taille de maille) permet ensuite de vérifier la géométrie optimisée de la plaque. La Figure 58 présente une comparaison des champs de contraintes dans l'os à l'interface pour les quatre plaques exportées, avec une référence correspondante à la plaque initiale pleine.

Pour les deux premières contraintes (10 J et 20 J), le transfert de charge est modifié et la zone localisée chargée est étendue et commence à être homogénéisée. Les valeurs de contraintes sont même diminuées pour le deuxième cas (voir Figure 58(c)). Un phénomène non anticipé est observé pour les autres plaques aux contraintes sur l'énergie de déformation de 30 J et 40 J (Figure 58 (d) et (e)), où les niveaux de contraintes sont encore plus intenses dans l'os que dans le cas de référence. L'aspect mécaniquement détérioré des plaques, confirmé par la Figure 59, peut être à l'origine de leur déformation trop importante par rapport au calcul d'optimisation, où toutes les pseudo-densités étaient considérées. Dans les plaques, les niveaux de contraintes atteints dans certaines zones sont de plus en plus importants avec l'énergie de déformation permise et dépassent largement la limite élastique pour les plaques à 30 J et 40 J.

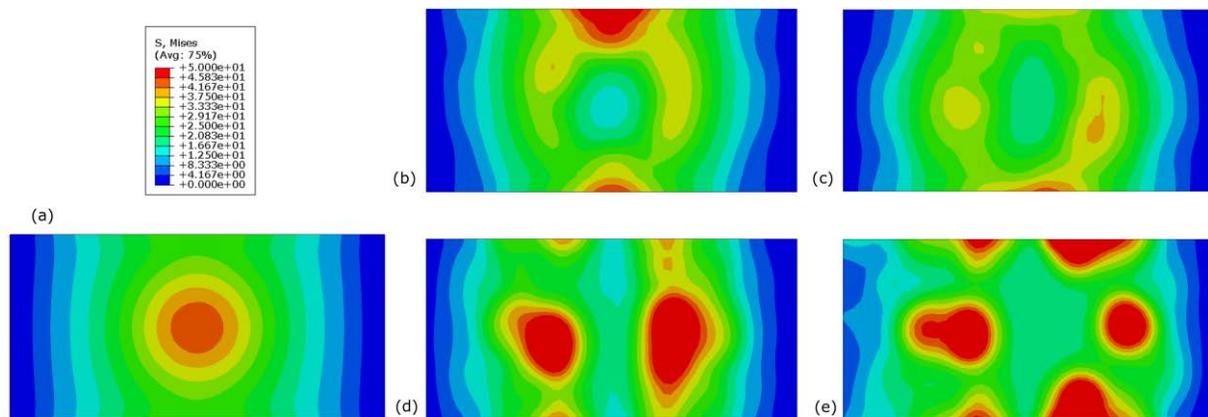


Figure 58 - Champ de contraintes (Von Mises) dans l'os à l'interface : (a) Référence (plaque à l'état initial), (b) contrainte de 10 J, (c) contrainte de 20 J, (d) contrainte de 30 J et (e) contrainte de 40 J.

La liberté plus importante laissée sur l'énergie de déformation a donc fini par pénaliser l'os, du fait de la nature supposée trop flexible et dégradée de la plaque. Ainsi, dans ces deux cas, la géométrie de plaque exportée après seuillage est trop éloignée de celle du calcul d'optimisation. Dans ce cas d'étude particulier, un compromis est donc nécessaire entre l'énergie de déformation permise au système et la réussite de la fonction objectif. En effet, le

volume de la pièce optimisable reste faible compte tenu de l'objectif, ne permettant pas de pousser l'optimisation et laissant envisager que cette démarche serait plus adaptée au cas d'un DMI plus massif, avec un volume plus important. Cet écart entre la géométrie seuillée finale et la solution de l'optimisation topologique avec toutes les pseudo-densités est une problématique récurrente du domaine (pour l'optimisation basée sur la méthode SIMP), abordée plus en détails dans la section 4.3 de ce chapitre.

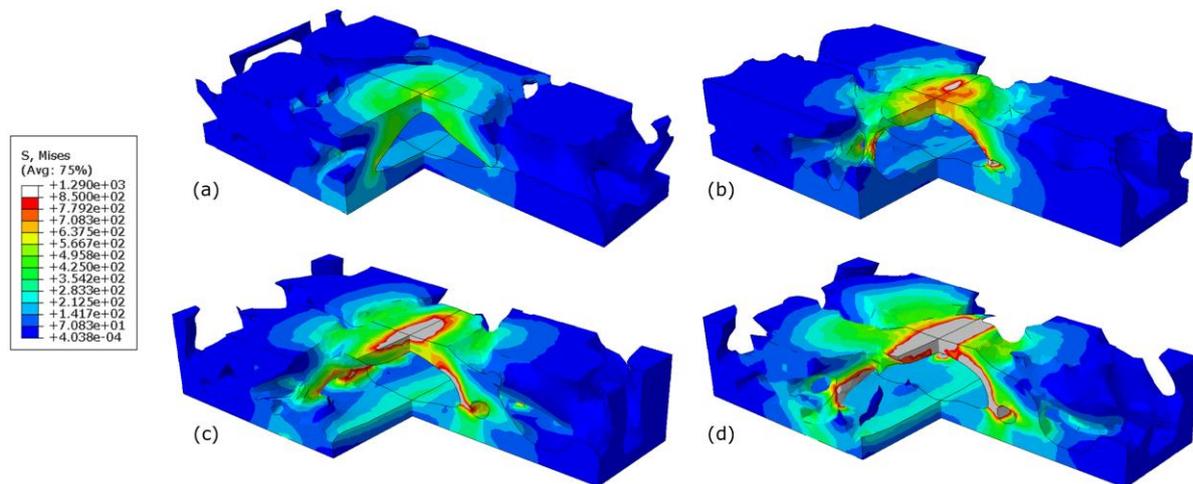


Figure 59 - Champ de contrainte de Von Mises dans la plaque : (a) contrainte de 10 J, (c) contrainte de 20 J, (c) contrainte de 30 J et (d) contrainte de 40 J (coupe $\frac{3}{4}$).

Le deuxième cas de figure (20 J) laisse toutefois entrevoir d'intéressantes perspectives puisque l'homogénéisation du champ de contraintes dans l'os est partiellement réalisée, permettant la validation de l'utilisation des forces internes nodales comme variables d'optimisation.

Ce type de démarche, comme une optimisation topologique plus classique, est fortement dépendant du chargement appliqué au système. C'est la raison pour laquelle les efforts mis en jeu pendant la mastication, pour ce type d'implants supra-osseux, doivent être déterminés.

4.2 Modélisation numérique des forces occlusales : modèle vectoriel musculaire

L'optimisation topologique est fortement dépendante des conditions aux limites et des chargements appliqués au système. Lors de la mastication, plusieurs phases font intervenir

différents muscles. Il en résulte des efforts appliqués à l'arcade maxillaire et mandibulaire complètement différents selon la phase de mastication. De manière générale, les muscles masticateurs mettent en mouvement la mandibule qui au contact de l'os maxillaire va générer des efforts, dits les forces occlusales. De nombreuses études se sont penchées sur la détermination de ces efforts. Plusieurs solutions ont pu se distinguer numériquement ou expérimentalement. D'un point de vue expérimental, plusieurs moyens de mesure ont été utilisés, tels que des capteurs piézoélectriques [176] ou des jauges de déformation [177]. La simulation numérique a également permis de déterminer ces efforts occlusaux, où les muscles masticatoires reliés à la mandibule sont modélisés par des vecteurs [178].

De nombreux paramètres influent sur ces efforts masticatoires. Elles sont tout d'abord patient-dépendantes et diffèrent selon les individus (âge, sexe, pathologie, etc). Les efforts mis en jeu lors de la mastication d'un patient édenté réhabilité avec un montage prothétique sont systématiquement moins importants qu'un patient sain. De plus, selon le système de réhabilitation (implant simple, bridge dentaire, all-on-four), la direction d'application et l'amplitude des efforts transmis à l'os est nécessairement différente. Pour finir, les forces sont dépendantes des moyens de mesure utilisés. À ce jour, aucune méthode expérimentale ou numérique n'a permis d'estimer les forces occlusales mises en jeu pour un patient réhabilité avec des implants supra-osseux à plaque d'ostéosynthèse. Il est choisi de s'appuyer sur la modélisation numérique pour déduire les forces masticatoires développées dans le cas d'étude de ces travaux de thèse.

La simulation numérique basée sur les Éléments Finis prenant en considération les muscles masticatoires est introduite par T. Koriath et al. en 1994 [178]. Elle permet aux auteurs de comprendre la déformation d'une mandibule saine durant le serrage des dents. Cette démarche a plus récemment été utilisée pour simuler tout le cycle masticatoire en prenant en compte plus spécifiquement la modélisation de l'articulation temporo-mandibulaire [179]. Ce type de modèle a aussi été réutilisé dans plusieurs études avec des pathologies spécifiques, dont les travaux de M. Favot et al. [147], appliqués au cas de la prothèse mandibulaire All-on-four. Cette approche permet de considérer l'anatomie spécifique d'un patient et la particularité géométrique du montage prothétique étudié.

4.2.1 Présentation du modèle avec mandibule

Dans le cas d'étude développé dans ces travaux de thèse, c'est l'os maxillaire qui est réhabilité à l'aide de quatre plaques basales d'ostéosynthèse (voir section 2.1.3). Pour déterminer les forces occlusales, il est donc également nécessaire de prendre en compte la mandibule, sur laquelle sont insérés les muscles masticatoires. L'objectif est de développer un modèle numérique qui permet d'identifier les efforts spécifiquement mis en jeu avec ce type de prothèse. De plus, chaque plaque présente une configuration géométrique différente, d'où la nécessité de prendre en compte l'application individuelle de chaque force. Enfin, la modélisation vectorielle des muscles permet de considérer différents types de chargements correspondants à différentes étapes de mastication, qui constitueront les chargements de l'optimisation topologique.

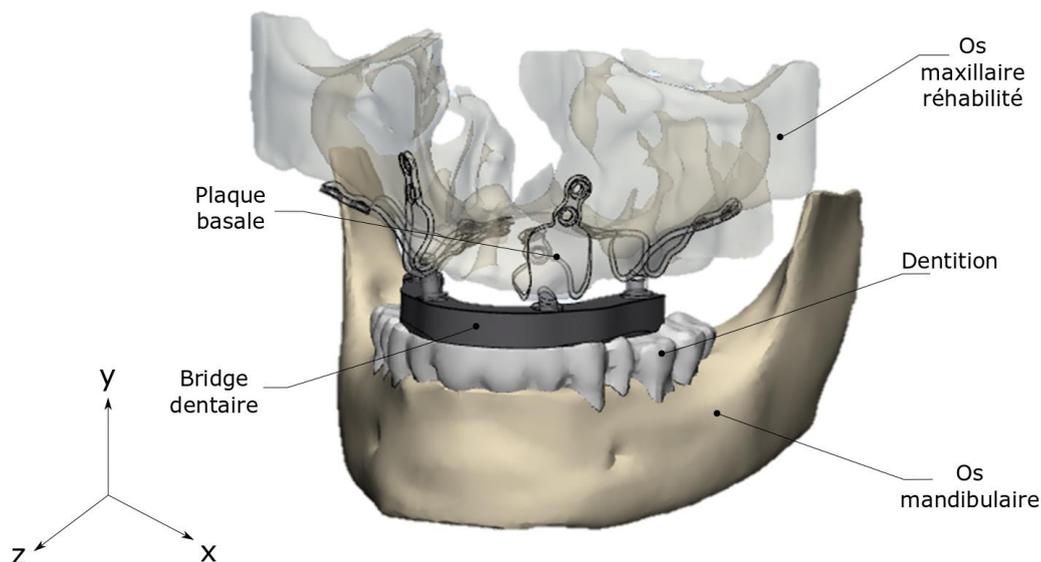


Figure 60 - Modèle de détermination des efforts occlusales appliqués à l'os maxillaire réhabilité.

La géométrie d'une mandibule est obtenue par segmentation (voir section 2.1.2) d'un scanner de patient sain. L'anatomie est simplifiée au niveau des deux branches. Le modèle est présentée en Figure 60. Le contact entre la mandibule et le maxillaire est déterminant dans la transmission des efforts. Elle est différente si la mandibule possède une denture parfaite ou si elle comporte également une prothèse. On considérera dans ce cas une denture saine. Le contact entre la denture et le bridge dentaire maxillaire est simplifié par un contact parfait.

Pour simplifier le calcul, seuls le bridge et les piliers implantaires des plaques de la partie supérieure de l'arcade seront modélisés. Les efforts appliqués sur les extrémités des piliers seront ainsi déterminés et pourront être appliqués ultérieurement sur chaque plaque dans le cadre de l'optimisation.

4.2.2 Modélisation des muscles masticatoires

La particularité de ce modèle préliminaire tient de la prise en compte des muscles masticatoires qui activent le mouvement de la mandibule. Ainsi, plusieurs groupes musculaires sont considérés dans cette étude : les masséters superficiels, les masséters profonds, les ptérygoïdiens médiaux, les ptérygoïdiens inférieurs latéraux et supérieurs latéraux, les temporaux antérieurs, moyens et postérieurs et enfin les digastriques [178].

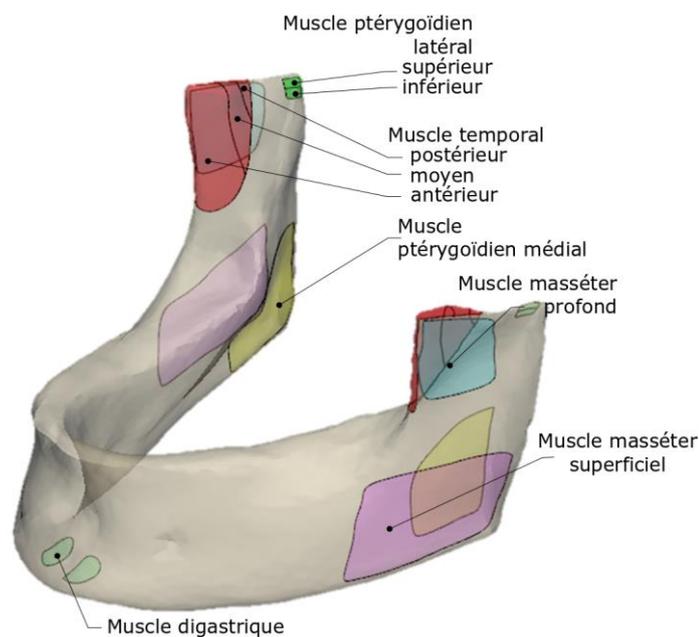


Figure 61 - Insertions musculaires des différents muscles masticatoires considérés.

Chaque muscle est modélisé par un groupe de vecteurs forces parallèles appliqués sur la zone anatomique correspondante à l'insertion de ce groupe musculaire. Ces insertions musculaires sont issues de planches d'atlas anatomique [180]. Les vecteurs sont appliqués en chaque nœud de la zone du maillage correspondante. La direction de chaque groupe de vecteurs (en cosinus directeur) est représentée par un vecteur unitaire dont les composantes proviennent de la

littérature [178]. Ces directions sont rappelées dans le Tableau 7, en rapport avec repère orthonormé de la Figure 62.

Groupe de muscles	Côté droit			Côté gauche		
	Cos x	Cos y	Cos z	Cos x	Cos y	Cos z
Masséter superficiel	-0,207	0,884	0,419	0,207	0,884	0,419
Masséter profond	-0,546	0,758	-0,358	0,546	0,758	-0,358
Ptérygoïdien médial	0,486	0,791	0,373	-0,486	0,791	0,373
Ptérygoïdien inférieur latéral	0,630	-0,174	0,757	-0,630	- 0,174	0,757
Ptérygoïdien supérieur latéral	0,761	0,074	0,645	-0,761	0,074	0,645
Temporal antérieur	-0,149	0,988	0,044	0,149	0,988	0,044
Temporal moyen	0,222	0,837	-0,500	-0,222	0,837	-0,500
Temporal postérieur	-0,208	0,474	-0,855	0,208	0,474	-0,855
Digastrique	-0,244	-0,237	-0,940	0,244	- 0,237	-0,940

Tableau 7 - Directions des vecteurs unitaires des différents groupes musculaires [178].

L'amplitude des vecteurs forces est également issue de la littérature [181], [182]. La force totale maximale développée par le muscle est connue et des coefficients pondérateurs, correspondants aux différentes tâches masticatoires, lui sont ensuite appliqués. Ces différentes valeurs de forces sont répertoriées dans le Tableau 8. Trois étapes du cycle masticatoire sont considérées. L'occlusion d'intercuspie maximale (ou Intercuspal Clenching Position ICP) correspond à la situation où le maximum de dents du maxillaire et de la mandibule sont alignées et sont en contact. Cette situation se produit notamment lors de la déglutition. Le serrage par les incisives (ou Incisive Clenching INC) est l'étape où la nourriture est coupée par les incisives. Enfin, une étape de serrage unilatéral est considérée (ou Right Unilateral Molar Clenching RMOL), lorsque la nourriture est broyée par les molaires du côté droit.

Groupe de muscles	Force (N)	ICP droite	ICP gauche	INC droite	INC gauche	RMOL droite	RMOL gauche
Masséter superficiel	190,4	1,00	1,00	0,40	0,40	0,72	0,60
Masséter profond	81,6	1,00	1,00	0,26	0,26	0,72	0,60
Ptérygoïdien médial	174,8	0,76	0,76	0,78	0,78	0,84	0,60
Ptérygoïdien inférieur latéral	66,9	0,27	0,27	0,71	0,71	0,30	0,65
Ptérygoïdien supérieur latéral	28,7	0,59	0,59	0,50	0,50	/	/
Temporal antérieur	158,0	0,98	0,98	0,08	0,08	0,73	0,58
Temporal moyen	95,6	0,96	0,96	0,06	0,06	0,66	0,67
Temporal postérieur	75,5	0,94	0,94	0,04	0,04	0,59	0,39
Digastrique	40,0	0,28	0,28	0,50	0,50	/	/

Tableau 8 - Force générée par les différents groupes musculaires pour les différentes phases de mastication (INC, ICP et RMOL) [178].

4.2.3 Hypothèses de modélisation

Comme précisé précédemment, seuls les piliers des plaques et le bridge dentaire de l'arcade supérieure sont considérés. Les piliers sont encastrés à leur surface supérieure (Figure 62), où seront ensuite relevés les efforts. Les conditions aux limites appliquées à la mandibule sont également issues de l'étude de M. Favot et al. [147]. Elles se résument aux conditions appliquées aux condyles, où la rotation selon l'axe x et les déplacements selon les axes y et z sont bloqués. De plus, pour prendre en compte toutes les structures anatomiques entre les deux condyles, une liaison ressort de 50 N/m est appliquée entre chaque condyle et un point de référence fixe placé entre les deux condyles.

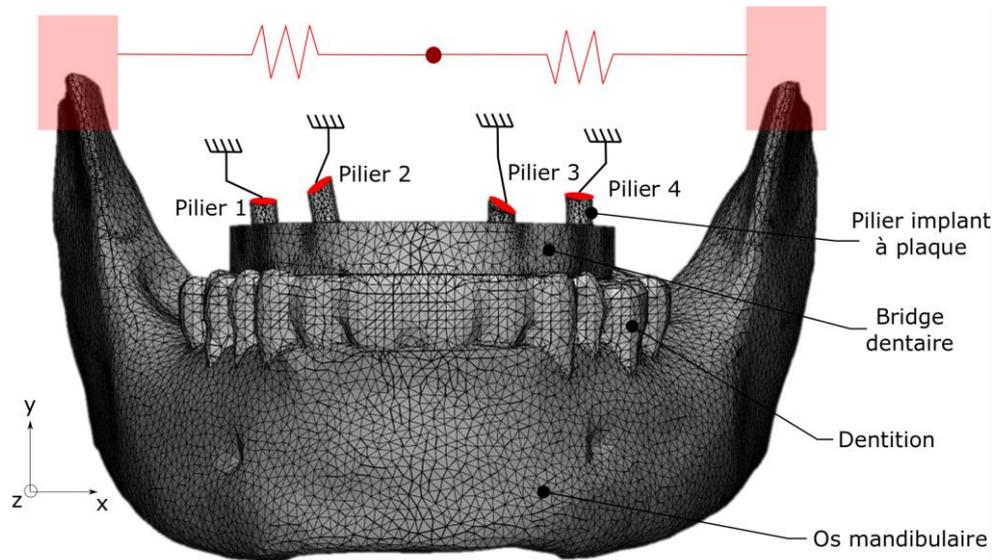


Figure 62 - Modèle Élément Finis de détermination des efforts occlusaux appliqués à la base des piliers implantaires : aspect du maillage et conditions aux limites.

Les interactions entre tous les différents composants du modèle, à savoir les piliers implantaires, le bridge, la denture et l'os mandibulaire, sont simplifiées et considérées comme parfaite avec un contact « collant ».

Les matériaux sont tous considérés avec une loi de comportement élastique et isotrope. Il s'agit d'os cortical pour la mandibule, de dentine pour la denture, d'un alliage de chrome-cobalt pour le bridge dentaire et de TA6V pour les piliers implantaires des plaques. Les modules de Young et les coefficients de Poisson sont récapitulés dans le Tableau 9.

Pour le maillage du modèle, des éléments tétraédriques à interpolation quadratique C3D10 sont utilisés. La taille moyenne des éléments est de 1 mm pour la mandibule, la denture et le bridge dentaire et de 0,3 mm pour les quatre piliers implantaires. Le nombre d'éléments est de 149 478 pour la mandibule, 43 296 pour la denture, 63 747 pour le bridge et en moyenne de 5500 pour chaque pilier.

Matériaux	Éléments	Module de Young	Coefficient de Poisson
Os cortical	Mandibule	15 GPa	0,3
Os spongieux	Mandibule	1,5 GPa	0,3
Dentine	Denture	18 GPa	0,3
Chrome-Cobalt	Bridge dentaire	200 GPa	0,3
TA6V	Pilier implantaire	110 GPa	0,3

Tableau 9 - Propriétés élastiques des matériaux du modèle.

4.2.4 Détermination des forces occlusales

Le Tableau 10 fait état des réactions des forces obtenues au niveau des différents piliers pour les trois cas de chargement. Les efforts appliqués sur les plaques sont différents selon les piliers avants ou arrières. Une asymétrie est observée entre les côtés droit et gauche. D'une manière générale, les efforts se concentrent surtout dans la direction y, colinéaire à la longueur des piliers. Certains chargements incluent cependant des efforts de cisaillement non négligeables. La direction et la valeur des efforts est en accord avec la littérature correspondante.

La force appliquée sur les plaques pour le chargement RMOL présente une direction similaire à celle appliquée pour le chargement ICP. Le chargement RMOL aboutit à une asymétrie entre côté droit et gauche, mais la direction des efforts est peu différente et les efforts tangentiels sont peu présents contrairement au cas de INC. Ce type de chargement peut donc être inclus dans le cas du chargement ICP, dont les amplitudes sont plus importantes.

L'intérêt sera porté pour la suite au pilier le plus chargé (pilier 1) avec un chargement dans la direction normale à la plaque (ICP), qui comprend le RMOL et un second qui présente une composante tangentielle non négligeable (INC).

	Pilier 1			Pilier 2		
	ICP	INC	RMOL	ICP	INC	RMOL
Fx (N)	-14,0	95,1	12,5	-65,4	-48,1	-57,2
Fy (N)	-425,7	-213,4	-308,1	-86,9	-66,3	-43,1
Fz (N)	4,9	7,0	-15,0	-55,1	5,5	-38,4

	Pilier 3			Pilier 4		
	ICP	INC	RMOL	ICP	INC	RMOL
Fx (N)	105,6	44,0	84,9	-26,3	-90,9	-40,2
Fy (N)	-21,5	-36,0	-93,2	-296,5	-182,9	-211,9
Fz (N)	-86,9	20,4	-65,3	24,7	22,8	8,0

Tableau 10 - Forces de réaction au niveau des différents piliers pour les trois types de chargements.

Les plaques sont donc sollicitées de manières différentes selon le positionnement et selon les types de chargements. Il conviendra de les prendre en considération dans l'optimisation. Cette modélisation a permis la détermination des forces appliquées à ce montage prothétique composé de quatre plaques, et dans le cas d'une réhabilitation maxillaire. La répartition des efforts serait différente dans le cas d'un montage prothétique avec un nombre plus important de plaques.

Des hypothèses fortes ont cependant dû être réalisées, tels que le contact entre le bridge maxillaire et la denture mandibulaire ou les matériaux. La géométrie de la mandibule est également simplifiée, à l'origine d'une cinématique de mouvement de la mâchoire pouvant être améliorée.

4.3 Application à l'implantologie supra-osseuse à plaque d'ostéosynthèse

4.3.1 Définition du modèle pour l'optimisation topologique

La démarche d'optimisation topologique développée en section 4.1 est appliquée au cas de l'implant supra-osseux à plaque d'ostéosynthèse (section 2.1.3). Pour cette application, la stratégie d'optimisation comporte plusieurs difficultés supplémentaires dues à la géométrie

complexe de la plaque qui s'étend dans les trois dimensions de l'espace et l'anatomie de l'os à épaisseur variable.

Une des quatre plaques du montage prothétique global (arrière gauche) est isolée avec une partie de l'os maxillaire pour constituer le modèle. Ce dernier comporte sept sous-parties : quatre vis de maintien, la plaque, l'os cortical et l'os spongieux, voir Figure 63.

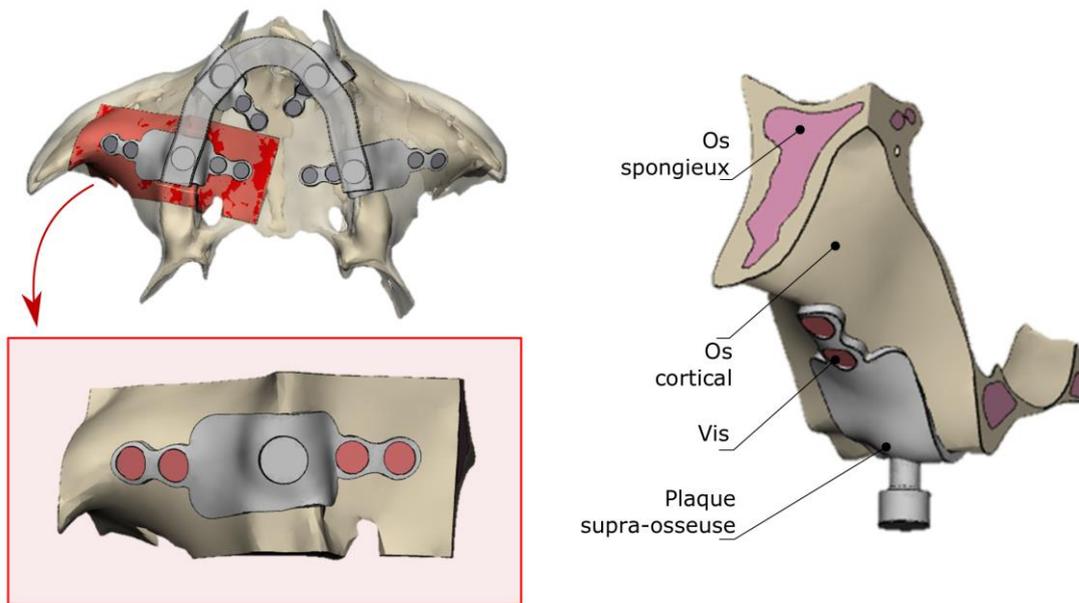


Figure 63 - Modèle Éléments Finis de la plaque supra-osseuse (arrière gauche) vissée à l'os maxillaire pour l'application de la démarche d'optimisation topologique.

En clinique, ce type de montage n'est pas mis en charge instantanément. Une période de 2 à 3 est laissée au patient pour assurer le processus d'ostéo-intégration de la plaque et des vis à l'os maxillaire. Pour le modèle Éléments Finis, un contact « collant » est donc considéré pour définir les interactions entre l'implant, les vis et l'os.

Concernant les conditions aux limites du modèle, les surfaces de découpe du sous-modèle par rapport au modèle global sont encastrées. Trois matériaux sont considérés avec la prise en compte de propriétés mécaniques élastiques isotropes : l'os cortical ($E = 15 \text{ GPa}$, $\nu = 0,3$), l'os spongieux ($E = 1,5 \text{ GPa}$, $\nu = 0,3$) et l'alliage de TA6V ($E = 110 \text{ GPa}$, $\nu = 0,3$) pour la plaque et les vis.

Le maillage est composé d'éléments tétraédriques (C3D10) au nombre de 3 800 éléments par vis, 309 800 éléments pour la plaque (voir Figure 64(a)) et 7 900 éléments pour l'os

spongieux. L'os cortical est maillé différemment pour le calcul d'optimisation et pour les calculs statiques de vérification des structures optimisées. La démarche d'optimisation développée en section 4.1 impose la prise en compte de tous les nœuds de la surface considérée dans la fonction objectif pour la résolution du problème. Le nombre de nœuds à l'interface ne doit pas être trop important pour permettre la convergence du problème d'optimisation, mais le maillage de l'os ne doit pas être trop grossier pour ne pas fausser les calculs par Éléments Finis. Dans ce problème, la taille de maille de la surface du contact est ajustée à 1 mm (voir Figure 64(b)), pour un total de 110 nœuds considérés dans la fonction objectif. L'aspect des différents maillages (implant supra-osseux à plaque et os) est présenté en Figure 64.

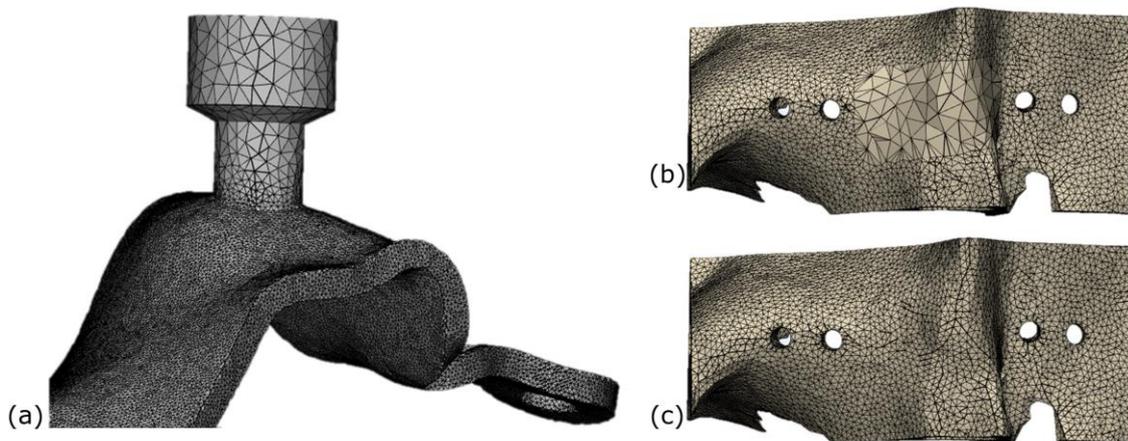


Figure 64 - (a) Maillage de la plaque, (b) Maillage de l'os cortical pour le calcul d'optimisation avec un ajustement du maillage au niveau de l'interface plaque-os (110 nœuds), (c) Maillage de l'os cortical pour les calculs statiques de vérification.

La tâche d'homogénéisation du transfert de charge est également proposée dans cet exemple. En effet, l'effort étant appliqué sur le pilier de l'implant, il en résulte une zone osseuse sur-contrainte localisée sous ce pilier implantaire. Contrairement au cas simplifié présenté en section 4.1, où l'épaisseur de l'os était constante, l'épaisseur d'os cortical est ici variable dans l'espace. L'épaisseur locale d'os cortical de la zone en contact avec la plaque est représentée en Figure 65. Elle varie entre 0,5 mm et 2 mm. Cette plage de variation importante doit être prise en compte dans la fonction objectif en adaptant la consigne imposée sur les forces internes en chaque nœud du maillage de l'interface.

La force appliquée à chaque nœud est calibrée de la manière suivante : l'épaisseur moyenne est indexée à une force qui correspond à une répartition homogène de la charge totale sur tous les nœuds. À partir de cette référence, un facteur pondérateur est appliqué à chaque nœud en fonction de son épaisseur locale. La somme des consignes d'effort appliquées sur les différents nœuds doit correspondre au chargement total appliqué initialement sur le pilier.

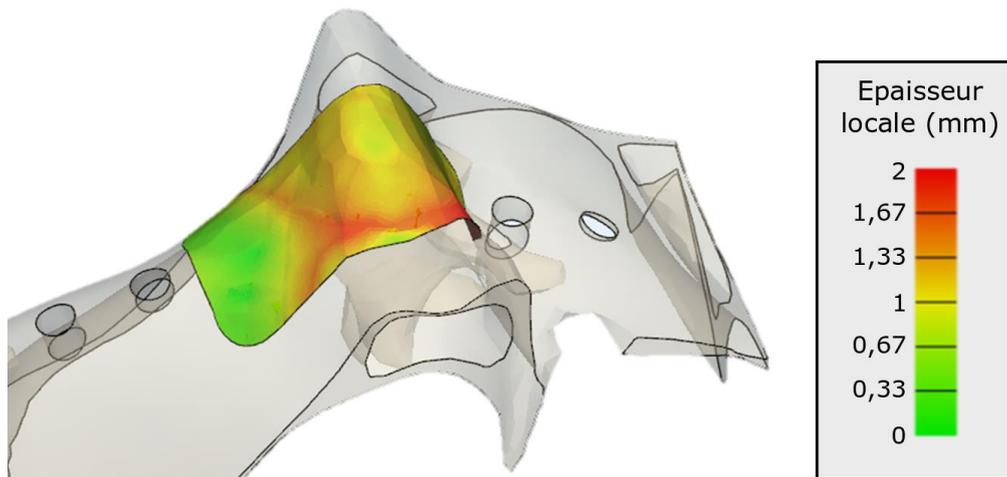


Figure 65 - Épaisseur locale de l'os cortical à l'interface os-implant.

Deux types de chargements sont considérés, ICP et INP. Ils correspondent à une force appliquée dans la direction du pilier, et une force comprenant une composante tangentielle supplémentaire. Le chargement de type RMOL ayant une direction d'effort similaire au chargement ICP, il n'est pas considéré.

Le calcul est effectué sur 50 cycles. La fonction objectif, comprenant 110 termes qui correspondent aux 110 nœuds, est minimisée. Le volume de la plaque et l'énergie de déformation du système sont laissés libres, du fait de la faible épaisseur de la plaque et du faible volume optimisable laissant de base une marge de manœuvre réduite.

4.3.2 Résolution et convergence du problème d'optimisation

L'évolution de la fonction objectif pour chacun de deux chargements est représentée en Figure 66(a) et celle du volume de la plaque en Figure 66(b). Pour le chargement ICP ou INC, le point de départ de la fonction objectif est différent puisqu'elle vaut initialement 93,1 pour

le cas ICP et 53,2 pour le cas INC. Cette différence est due à l'état initial de l'os soumis au chargement, qui dans le cas INC est plus proche de la consigne.

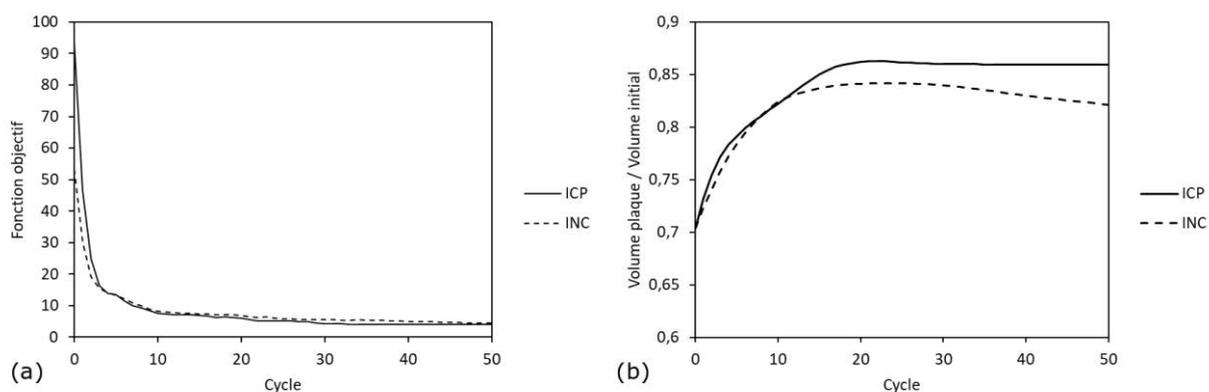


Figure 66 - (a) Évolution de la fonction objectif, (b) Évolution du volume de chaque plaque au volume initial.

Malgré cette différence initiale, les deux fonctions objectif finissent par tendre vers une valeur relativement proche : 3,97 pour le cas ICP et 4,45 pour le cas INC, voir Figure 66(a). Le problème d'optimisation converge mais la consigne n'est que partiellement respectée puisque la valeur nulle n'est pas atteinte. Pour chacun des cas, les volumes de convergence sont également différents mais restent proches, avec un volume final équivalent à 86 % du volume initial pour le cas ICP et 82 % pour le cas INC (Figure 66(b)). La géométrie des plaques au cycle 50 est représentée en Figure 67. Ces géométries bien distinctes appuient l'importance de la prise en compte de la nature de chargement dans l'optimisation topologique.

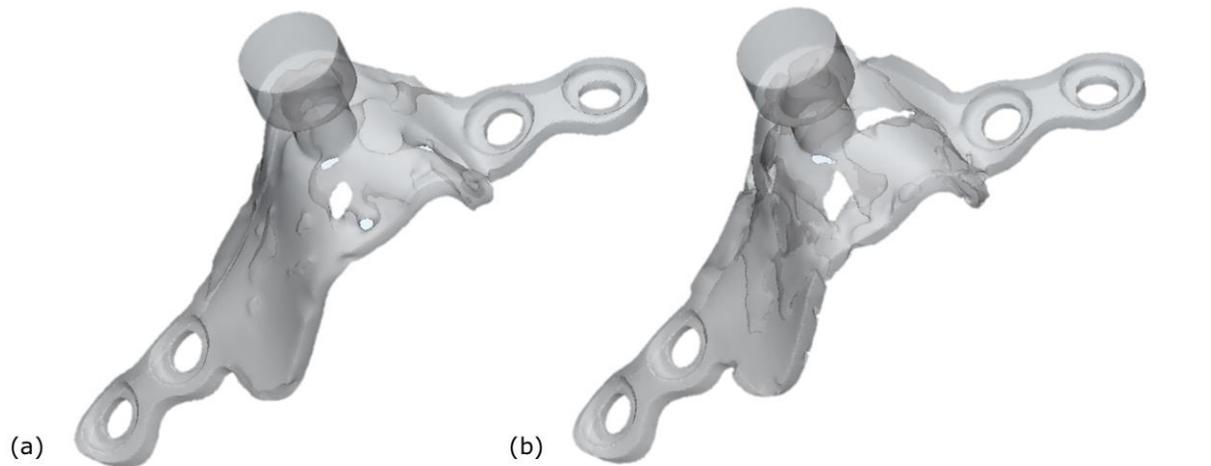


Figure 67 - Géométrie de la plaque au cycle 50 exportée pour correspondre au volume final de l'optimisation dans le (a) ICP, (b) INC.

La représentation du champ de contraintes au dernier cycle du calcul d'optimisation peut être corrélée aux suivis des fonctions objectif, voir Figure 68. Tout d'abord, la différence initiale entre les deux types de chargements peut être appréciée en Figure 68(a) pour le cas de chargement ICP et en Figure 68(b) pour le cas de chargement INC. Une concentration de contraintes est observée dans l'os au niveau de la zone se situant sous le pilier. Ces contraintes peuvent atteindre 20 MPa pour le cas ICP, où les efforts sont plus importants. Pour le chargement INC, l'os se retrouve légèrement plus chargé sur sa partie gauche, dû à la composante tangentielle de la force correspondante.

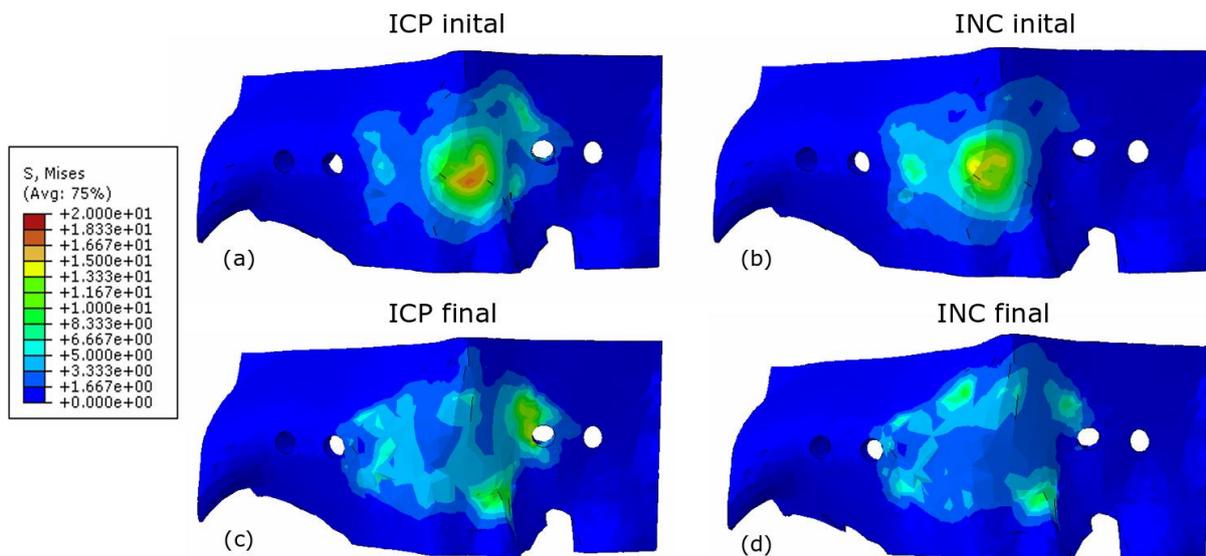


Figure 68 - Représentation des contraintes de Von Mises à la surface de l'os cortical à l'état initial pour (a) le cas ICP, (b) pour le cas INC, et à l'état final (cycle 50) pour (c) le cas ICP, (d) le cas INC.

Les résultats finaux de l'optimisation (cycle 50) sont ensuite présentés en Figure 68(c) et (d). Ils correspondent aux résultats du calcul d'optimisation avec le maillage associé. Ces résultats sont en accord avec ce que présageait l'évolution des fonctions objectif, à savoir une homogénéisation et une répartition partielle de la charge sur la surface de l'os cortical. Dans les deux cas, la concentration de contraintes plutôt localisée sous le pilier de la plaque, est finalement répartie sur toute la surface de l'os en contact avec la plaque. D'autre part, d'un point de vue plus quantitatif, les contraintes sont également diminuées pour finalement n'être comprises qu'entre 2 MPa et 12 MPa.

Ces résultats valident la stratégie d'optimisation topologique développée pour ce type de cas, avec l'utilisation de la variable des forces internes, même avec une géométrie de plaque mince. Ils laissent donc présager un potentiel encore plus étendu pour d'autres géométries de DMI plus importantes où le volume optimisable de pièce est conséquent. Cependant, la pièce réelle exportée doit encore être validée.

4.3.3 Problématique de l'export de structures fabricables

4.3.3.1 Export de structures par seuillage des pseudo-densités

Les résultats issus de l'optimisation topologiques offrent des solutions avec un gradient de pseudo-densités, variant de 0 à 1. L'export nécessite cependant de choisir une valeur fixe de densité pour l'ensemble de la pièce. Pour obtenir des géométries de pièces exploitables à partir des résultats de l'optimisation, deux valeurs de seuillage de densité sont définies pour l'export. Un premier type d'export est basé sur un seuillage à une pseudo-densité fixe de 0,3 et un second sur une pseudo-densité permettant de correspondre à un volume final de plaque en accord avec le volume final du calcul d'optimisation.

La Figure 69 présente la comparaison des champs de contraintes dans l'os cortical des cas initiaux (Figure 69(a) et (b)) avec les pièces seuillées pour une densité de 0,3 (Figure 69 (c) et (d)) et pour une densité où le volume final cohérent avec l'optimisation (Figure 69 (e) et (f)).

Tous les résultats présentant des plaques optimisées filtrées ne correspondent plus aux solutions de l'optimisation où tous les niveaux de pseudo-densité intermédiaires étaient considérés. Les résultats seuillés à partir d'une densité de 0,3 sont proches des calculs initiaux pour les deux types de chargement (Figure 69 (c) et (d)). Par ailleurs, les volumes finaux sont également similaires aux volumes initiaux des plaques. Les résultats exportés à partir d'une densité qui fait correspondre les volumes présentent des résultats différents du calcul d'optimisation (Figure 69 (e) et (f)). L'accroissement de la zone d'os chargée peut être observée dans les deux cas, mais les contraintes dans la zone située sous le pilier sont exacerbées au lieu d'être diminuées. L'homogénéisation globale du champ de contraintes n'est donc pas observée contrairement aux résultats du calcul d'optimisation.

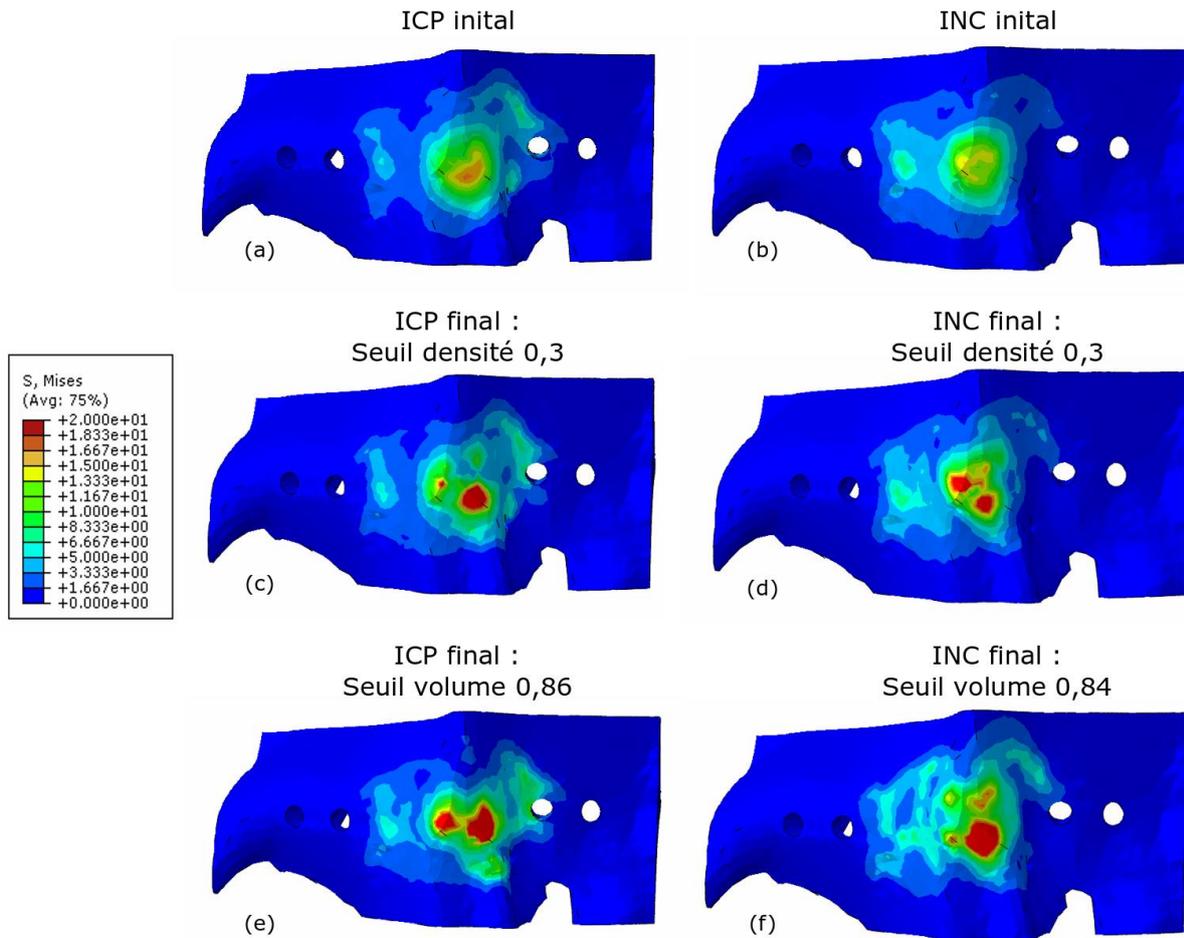


Figure 69 - Comparaison du champ de contraintes dans l'os cortical pour (a) et (c) les cas initiaux, (c) et (d) les cas exportés à partir d'une densité de 0,3, (e) et (f) les cas exportés à partir d'une densité permettant d'obtenir un volume final de plaque équivalent au volume final du calcul d'optimisation.

Par ailleurs, cette différence entre résultat exporté et résultat issu du problème d'optimisation est également perceptible au niveau des énergies de déformation totales, voir Tableau 11. Quelle que soit la méthode de seuillage pour l'export des pièces (densité ou volume), les niveaux d'énergie de déformation sont différents de ceux correspondant aux calculs d'optimisation. Pour l'export à partir d'une densité de 0,3, des valeurs proches des calculs initiaux sont bien retrouvées.

Énergie de déformation (J)	ICP	INC
Témoin initial	1,47	1,55
Optimisation final	3,64	4,86
Seuil sur la densité 0,3	1,76	2,21
Seuil sur le volume	2,23	3,80

Tableau 11 - Comparaison des énergies de déformation totales (tout le modèle) pour les cas initiaux, les cas finaux issus du calcul d'optimisation et les différents cas exportés.

Plusieurs raisons combinées peuvent expliquer cet écart entre ces résultats. Tout d'abord, la taille du maillage de l'os au niveau de l'interface lors du calcul d'optimisation topologique est nécessairement agrandie, pour que le nombre de forces internes comprises dans la fonction objectif ne soit pas trop importants (voir Figure 64). La facettisation de la surface peut donc être à l'origine d'une légère modification du transfert de charge. Cependant, cette concession au niveau du maillage est inévitable pour la convergence de la fonction objectif, qui doit considérer tous les termes indépendamment.

Par ailleurs, du fait du seuillage de la pseudo-densité, la rigidité globale de la plaque est nécessairement différente après export. La plaque peut donc se déformer davantage, à l'origine de potentielles nouvelles zones sur-contraintes dans l'os. L'interface peut donc être négativement modifiée lors du seuillage. Cette problématique, bien connu du domaine, découle du principe de la méthode SIMP (voir section 2.1.4) qui fait appel à l'utilisation d'une échelle continue de pseudo-densités. En effet, la recherche d'une frontière de seuillage induit nécessairement une différence avec le gradient de pseudo-densités qui est réellement compris dans l'intervalle $[0 ; 1]$ dans le calcul. Ce problème provient donc des valeurs de densités intermédiaires, dites valeurs « grises », illustrées dans la Figure 70. Cette problématique de la recherche d'une frontière cohérente est également maillage-dépendante, et se recoupe donc avec la première hypothèse avancée dans le paragraphe précédent.

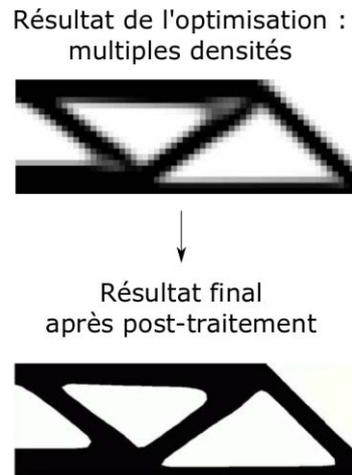


Figure 70 - Principe d'export d'une géométrie en « vide-plein » à partir du résultat d'un calcul d'optimisation topologique avec un gradient continu de pseudo-densités [183].

La démarche d'optimisation développée est fonctionnelle et l'objectif initial du chapitre est atteint. Cependant, l'export et le post-traitement pour l'obtention d'une pièce fonctionnelle pose problème. Cette problématique, liée aux pseudo-densités, est récurrente dans le domaine de l'optimisation topologique de structures. Quelques pistes d'amélioration sont donc proposées dans la section suivante pour répondre à ce problème, mais aussi pour améliorer la démarche de manière générale, avec par exemple la prise en compte de contraintes liées au procédé de fabrication.

4.3.3.2 Pistes d'amélioration : problématique des pseudo-densités et prise en compte de contraintes liées aux procédés de fabrication additive

Cette problématique liée aux pseudo-densités est d'actualité, puisque la méthode SIMP est utilisée dans plusieurs codes industriels [184]. Plusieurs types de solutions se développent, en lien avec des méthodes de seuillage des niveaux de densité et la méthode d'optimisation elle-même [185]. Pour s'affranchir à la fois des problèmes liés au maillage et la recherche de frontière pour l'export, des stratégies sont également développées sur la génération de surfaces NURBS ou sur les courbes B-spline [186], [187]. D'autres approches combinent les différents niveaux de pseudo-densités à des densités correspondantes de structures lattices [188], voir Figure 71.

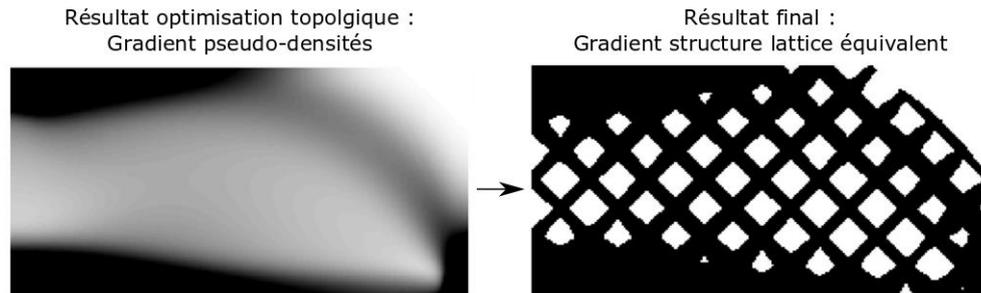


Figure 71 - Considération de structures lattices à gradient de densité relative pour correspondre aux pseudo-densités du calcul d'optimisation.

Un autre point concerne la fabricabilité des structures obtenues après optimisation d'un point de vue géométrique. Dans cette étude, aucune contrainte n'a été considérée à cet égard. Et, pour ce type de pièces minces, les géométries finales obtenues sont nécessairement de dimensions très faibles, et s'approchent des limites de résolution de la machine de fabrication additive. Ce point appuie d'autant plus le fait que la méthode d'optimisation serait plus adaptée à des pièces massives telle qu'une prothèse de hanche. De nombreuses études s'intéressent à l'implémentation de contraintes liées aux procédés de fabrication des pièces, et plus particulièrement à la fabrication additive. Une grande partie des travaux dans la littérature s'intéressent à la prise en compte de la direction de fabrication et à la minimisation des surfaces supportées et des surfaces en surplomb [189], [190].

4.4 Conclusions

Ce quatrième chapitre a permis le développement d'une nouvelle démarche d'optimisation topologique pour des applications biomédicales et implantaires. L'objectif initial était de contrôler le transfert de charge entre l'os et l'implant en optimisant la géométrie de la plaque. Pour ce faire, la variable de la force interne appliquée sur les nœuds du maillage à l'interface a été utilisée.

Un premier exemple, en guise de preuve du concept, a présenté une problématique d'homogénéisation de la charge appliquée sur un os, charge initialement localisée, à l'origine de sur-contraintes. Ces premiers résultats ont montré la possibilité de modifier les paramètres géométriques de la plaque pour contrôler le transfert de charge.

Par ailleurs, l'optimisation topologique est fortement conditionnée par le chargement appliqué au système. Or, pour le cas d'applications dentaires, ces chargements sont multiples et diffèrent selon les patients et surtout selon le montage prothétique de réhabilitation. Les efforts appliqués sur ce type d'implants supra-osseux n'ont jamais été déterminés pour un os maxillaire. Une modélisation, vectorielle des muscles mandibulaires a donc été développée dans la deuxième partie de ce chapitre. Le modèle a permis de déterminer les forces appliquées sur chaque plaque pour différentes phases de mastication. Cette étude intermédiaire a d'autant plus appuyé le niveau de personnalisation de la géométrie des dispositifs déjà sur-mesure par rapport à l'anatomie du patient.

Pour finir, la démarche d'optimisation développée est appliquée au cas d'une plaque supra-osseuse. La résolution du calcul d'optimisation fournit des solutions permettant une meilleure homogénéisation et repartition du transfert de charge. Cependant, le faible volume de matière optimisable ne permet pas au problème d'atteindre pleinement son objectif. De plus, la phase d'export et de post-traitement des pièces à partir des pseudo-densités afin d'obtenir un fichier CAD d'une pièce fabricable ne permet pas, aujourd'hui, de fabriquer des solutions issues de l'optimisation. Des pistes de progression peuvent néanmoins être envisagées pour améliorer le seuillage et l'extraction des résultats. Pour finir, la prise en compte de contraintes lors de l'optimisation peuvent également être considérées, liées au procédé de fabrication additive, ou encore à l'aspect clinique et médicale, telle qu'une taille de porosité optimale pour favoriser l'ostéo-intégration.

Chapitre 5 - Considération des supports de fabrication pour le parachèvement par usinage et stratégie de simulation numérique associée

Les étapes liées à la conception et l'optimisation du design des DMI sur-mesure ont été abordées dans le chapitre précédent. Si la maîtrise de la fabrication additive SLM ne cesse d'être améliorée (voir section 2.2.2) ; en revanche, les traitements de parachèvement de ce type de pièce sont un verrou technologique et différentes sous-parties des pièces nécessitent des traitements de surface adaptés. Dans le cas d'étude développé de l'implant supra-osseux, les œillets et le pilier, étant des éléments de connexion du montage prothétique global, nécessitent des tolérances fines et donc des opérations de reprise par usinage (section 2.3.1). En vue de ces opérations de parachèvement par usinage, il est possible de considérer les supports de fabrication non plus comme une contrainte mais comme une opportunité, en jouant le rôle de montage d'usinage. Les supports de fabrication sont conservés en vue de réaliser des reprises par usinage sur des surfaces spécifiques. Cette démarche permet un gain d'opérations pour la réalisation des surfaces fonctionnelles puisqu'elle permet d'éviter de créer des montages d'usinage spécifiques à chaque pièce sur-mesure.

Le premier défi technique qui en découle porte sur le positionnement et l'orientation de la pièce fabriquée dont les surfaces reprises doivent être rendues accessibles à l'outil de coupe. Une méthode est ainsi présentée en section 2.3.1.1, proposant une compatibilité entre le plateau SLM et le centre d'usinage par des pions amovibles. Le second défi porte sur la géométrie et la faible rigidité des structures fabriquées, incluant pièce et supports. Ces

conditions sont défavorables pour l'usinage et peuvent engendrer une déflexion de la paroi et des vibrations peuvent apparaître entre l'outil et la pièce [191]. Ce phénomène génère des déviations dimensionnelles et géométriques et un état de surface de mauvaise qualité [192]. Il est alors nécessaire de comprendre le phénomène vibratoire pour le contrôler et le limiter. Traditionnellement, un des moyens consiste à jouer sur les vitesses de coupe et les engagements d'outils dans la matière [193]–[195]. Si la pièce fabriquée n'est que peu modifiable de par la fonction pour laquelle elle a été conçue, les supports sont modulables et peuvent être utilisés pour modifier les propriétés de l'ensemble {pièce + support}, dont la rigidité, au même titre que les surfaces sacrificielles [196] ou les masselottes [197]. Cependant, aujourd'hui lors de l'étape de mise en plateau dans la chaîne numérique du procédé SLM, le choix des supports ne permet pas un contrôle de ses propriétés mécaniques équivalentes. Les structures lattices, basées sur la répétition spatiale d'un motif élémentaire, ont une architecture contrôlée, voir section 2.2.1.3. Leurs propriétés mécaniques équivalentes peuvent être choisies, faisant de ce type de structures d'excellents candidats pour jouer le rôle de supports de fabrication contrôlés, dont le dimensionnement peut également prendre en compte les sollicitations liées à l'opération de parachèvement par usinage.

L'objet de ce chapitre est d'inclure dans la démarche globale de réalisation de DMI sur-mesure la problématique de reprise des surfaces fabriquées par procédé d'usinage. Dans un premier temps, une stratégie numérique est développée afin d'anticiper le comportement dynamique d'une structure, composée d'une pièce et de ses supports de fabrication, soumise à des sollicitations d'usinage. En effet, des supports flexibles contribuent à des instabilités vibratoires lors de l'usinage. *A contrario*, des supports trop rigides complexifient le parachèvement des pièces. Ils doivent être en effet retirés après fabrication, nécessitant du temps, des opérations manuelles et générant des défauts topologiques majeurs. Il est donc question de compromis. Pour cela, un outil d'aide au choix des supports est développé à travers une stratégie de simulation numérique. Le modèle est basé sur le couplage analytique-numérique de la modélisation des efforts de coupe. Il permet d'anticiper et de contrôler le comportement dynamique de la pièce pendant l'usinage via la maîtrise de la rigidité des supports et de l'application des efforts de coupe (qui dépend des conditions d'usinage). Dans un second temps, l'outil numérique est validé par des essais expérimentaux de fraisage périphérique. Ces essais sont réalisés sur des échantillons de géométrie simple, permettant aussi la mise en évidence de problématiques vibratoires lors de l'usinage. Pour finir, un cas

d'application est traité au travers du parachèvement du pilier émergent de l'implant supra-osseux à plaque.

5.1 Stratégie numérique de prédiction du comportement dynamique d'une pièce pendant l'opération d'usinage

La simulation numérique est un outil incontournable pour améliorer la chaîne de valeurs liée à la fabrication additive, en particulier pour des étapes de conception ou de dimensionnement mécanique. On assiste aujourd'hui à un transfert des méthodes numériques classiques vers la fabrication additive, avec la prise en compte de certaines contraintes spécifiques à ce procédé. C'est par exemple le cas de simulations thermomécaniques pour prédire les forts gradients thermiques générés pendant la fusion laser de la poudre, à l'origine de contraintes résiduelles et de distorsions des pièces [77], [198]. La simulation numérique thermomécanique permet également la prédiction de la conduction thermique des supports de fabrication [199]. Ces structures de supports sont souvent étudiées et sont à l'origine du développement d'algorithmes de choix selon des critères liés au procédé de fabrication [200]. Cependant, la tenue mécanique des supports, et plus généralement leurs propriétés mécaniques équivalentes, ne sont que très rarement prises en compte. Pourtant, les supports de fabrication SLM peuvent conditionner la réussite de l'opération de parachèvement par usinage de par le contrôle de leur rigidité. Une stratégie de simulation numérique adaptée pour assister le choix des supports de fabrication et des conditions de coupe semble judicieuse et est ici développée (Figure 72).

5.1 Stratégie numérique de prédiction du comportement dynamique d'une pièce pendant l'opération d'usinage

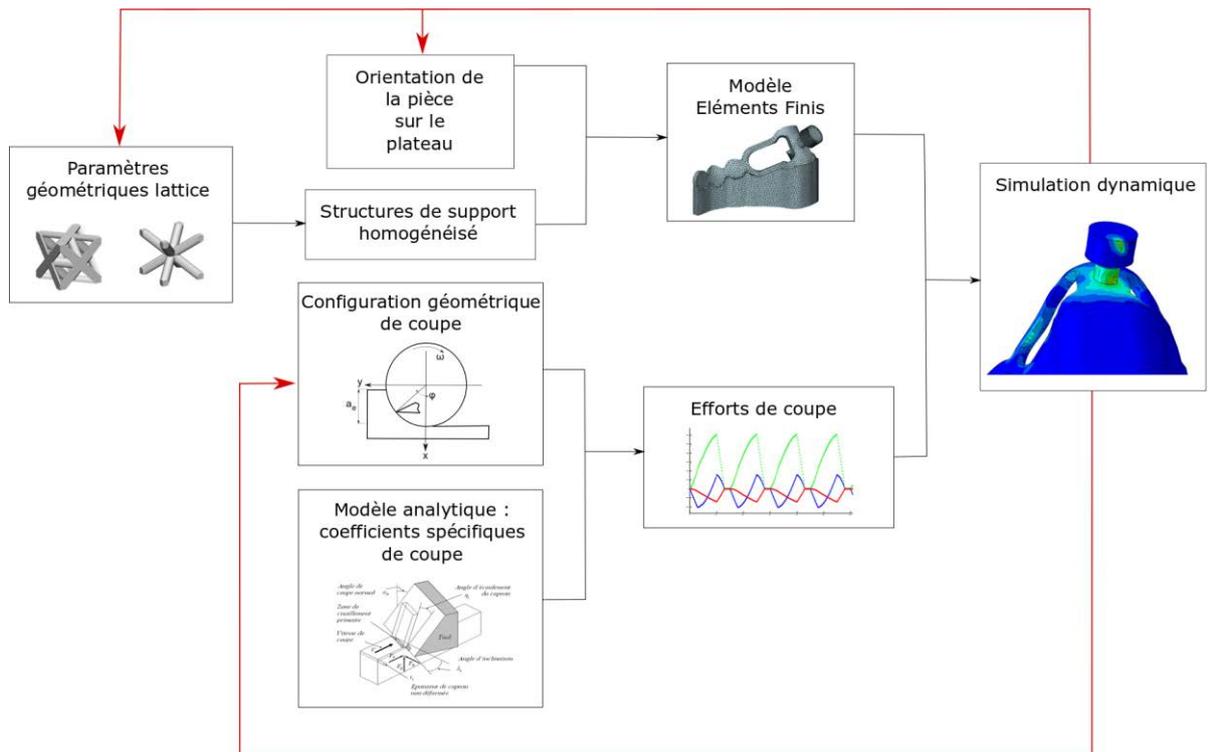


Figure 72 – Outil numérique de prédiction du comportement dynamique de pièces issues de la fabrication additive SLM.

La stratégie de simulation permet de jouer sur plusieurs leviers pour améliorer la stabilité en usinage de pièces sur leurs supports, et ce pour des temps de calcul optimisés. La modélisation des efforts d'usinage permet d'optimiser les conditions d'usinage pour limiter les efforts dans certaines directions et *in fine* la stabilité de l'opération d'usinage. Les propriétés mécaniques des supports sont modulables à travers le contrôle de la géométrie des structures lattices (section 2.2.1.3). L'orientation de la pièce sur le plateau de fabrication, dont le choix a été justifié en section 2.2.1, est également un paramètre important. Cette orientation va directement conditionner la hauteur et la quantité de supports de fabrication nécessaires pour soutenir la pièce. Ce choix est réalisé en rendant accessible les surfaces à usiner à l'outil de coupe et sera fixe pour la suite de l'étude. La suite de l'étude portera donc sur la modélisation et l'application des efforts de coupe, ainsi que la prise en compte des supports de fabrication.

5.1.1 Modélisation analytique des efforts de coupe

5.1.1.1 Géométrie du problème

Plusieurs modélisations analytiques permettent de décrire les phénomènes qui interviennent pendant l'action de la coupe [201]–[203]. Les modèles font appel à des grandeurs appelées coefficients spécifiques de coupe. Ces coefficients sont des composantes d'effort élémentaire qui, intégrés à l'ensemble de la géométrie de l'outil, correspondent aux pressions exercées sur la pièce.

La suite de l'étude se base sur une approche analytique thermomécanique de la coupe oblique développée par A. Moufki et al. [204], puis adaptée au cas particulier de l'opération de fraisage périphérique [205]. Cette modélisation permet de déterminer la répartition des efforts de coupe le long de l'arête de l'outil pour des fraises hélicoïdales.

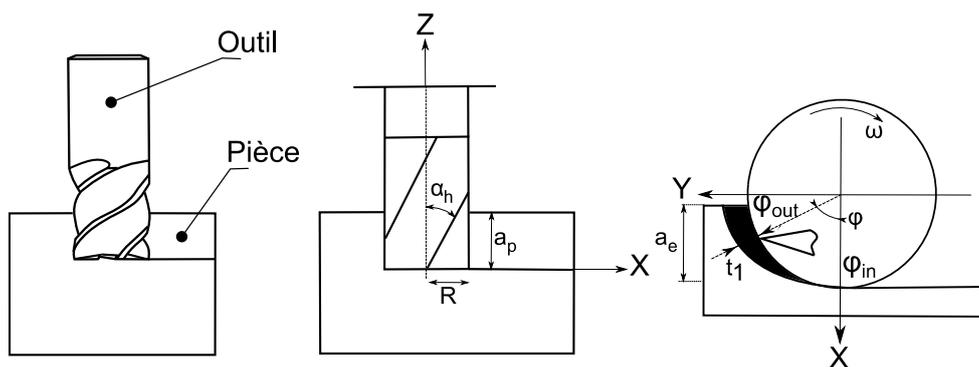


Figure 73 – Géométrie du problème de fraisage périphérique.

L'opération de fraisage est ici analysée dans le repère global (X, Y, Z) , schématisée en Figure 73, où l'outil de coupe est représenté par un cylindre de rayon R , d'angle d'hélice α_h et dont le nombre d'arêtes est compris entre i et Nt . Seule une partie de la fraise étant en contact avec la matière, la hauteur engagée de l'outil est notée a_p . L'épaisseur du copeau non déformé est noté t_1 . Au cours de l'usinage, l'arête de coupe tourne autour de l'axe central de l'outil avec une vitesse de rotation ω . L'angle de positionnement en rotation de la portion d'arête en train d'usiner est noté ϕ et correspond à l'équation paramétrique de l'hélice. Cet angle dépend de l'angle de rotation θ dans le plan (XY) et de la position axiale Z . L'angle de positionnement ϕ pour une arête donnée i au temps t , est alors donné par l'équation :

$$\varphi_i(z) = \omega t - \frac{z}{R} \tan(\alpha_h) + (i - 1) \frac{2\pi}{N_t} \quad (14)$$

En fonction de l'engagement radial a_e et du sens d'usinage en avalant ou en opposition, les angles d'entrée φ_{in} et de sortie φ_{out} de l'élément d'arête i dans la matière sont donnés par :

$$\left\{ \begin{array}{l} \varphi_{in} = 0 \\ \varphi_{out} = \cos^{-1}\left(\frac{1-a_e}{R}\right) \end{array} \right. \text{ et } \left\{ \begin{array}{l} \varphi_{in} = \frac{\pi}{2} + \sin^{-1}\left(\frac{1-a_e}{R}\right) \\ \varphi_{out} = \pi \end{array} \right. \quad 15) \text{ et } (16)$$

5.1.1.2 Calcul des efforts de coupe

L'arête de coupe est ensuite décomposée en arêtes de coupe élémentaires de hauteur infinitésimale dz , supposée rectiligne et travaillant en coupe oblique, voir Figure 74(a). Le modèle thermomécanique de la coupe oblique est appliqué [204]. Cette approche modélise le cisaillement du matériau dans la zone primaire de cisaillement ainsi que l'écoulement du copeau dans la zone secondaire (Figure 74(b)). Le cisaillement du matériau est décrit par une loi de comportement thermomécanique de type Johnson-Cook. La loi de comportement permet de considérer la sensibilité à la déformation, l'écroutissage et l'adoucissement thermique du matériau usiné. L'écoulement du copeau est décrit par une loi de friction à l'interface outil-copeau.

Ce modèle analytique permet de calculer les pressions spécifiques exercées par l'outil par unité de quantité de matière. Ces composantes d'efforts élémentaires, les coefficients spécifiques de coupe, sont donc valables pour une vitesse de coupe, une géométrie d'outil et des frottements donnés. Pour une arête élémentaire d'une des dents de l'outil, les coefficients spécifiques de coupe K_t , K_r et K_a correspondent respectivement aux directions tangentielle, radiale et axiale, dans le repère local du modèle analytique. Les efforts de coupe exercés sur chaque entité d'arête sont supposés proportionnels à l'épaisseur de copeau non déformé t_1 , permettant de calculer les efforts élémentaires tangential dF_t , radial dF_r et axial dF_a exercés sur chaque élément de hauteur dz selon l'équation :

$$\left\{ \begin{array}{l} dF_t = (K_t t_1) dz \\ dF_r = (K_r t_1) dz \\ dF_a = (K_a t_1) dz \end{array} \right. \quad (17)$$

Enfin, par intégration de l'ensemble des composantes d'efforts élémentaires le long d'une arête Nt en contact avec la matière, selon la direction Z , les efforts totaux appliqués par l'outil sur la pièce sont déterminés dans le repère global (X, Y, Z) .

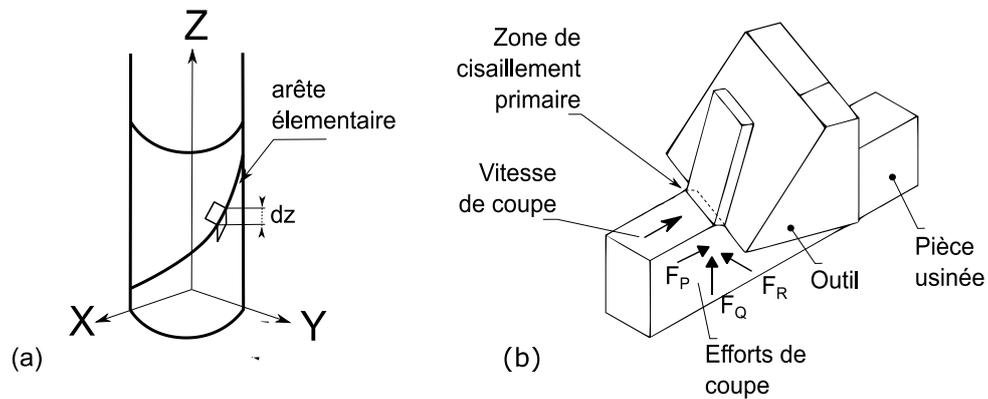


Figure 74 - (a) Discretisation de l'arête de coupe en arêtes élémentaires de hauteur dz , (b) Modèle thermomécanique de coupe oblique [204].

Afin de valider le modèle, une première campagne expérimentale est menée. La loi de comportement de Johnson-Cook utilisé dans le modèle analytique a été préalablement calibrée sur un alliage de TA6V conventionnel et utilisée dans les travaux de A. Moufki et al. [206]. Il convient de vérifier que le modèle est transposable à un alliage de TA6V obtenu par fabrication additive SLM. Pour cela, des essais de fraisage périphérique sont réalisés dans un bloc rigide de TA6V SLM. Les efforts sont relevés par une platine dynamométrique, selon le protocole présenté dans la section 2.3.1.4. Ces efforts expérimentaux sont confrontés aux efforts obtenus par le modèle analytique pour plusieurs paramètres d'usage.

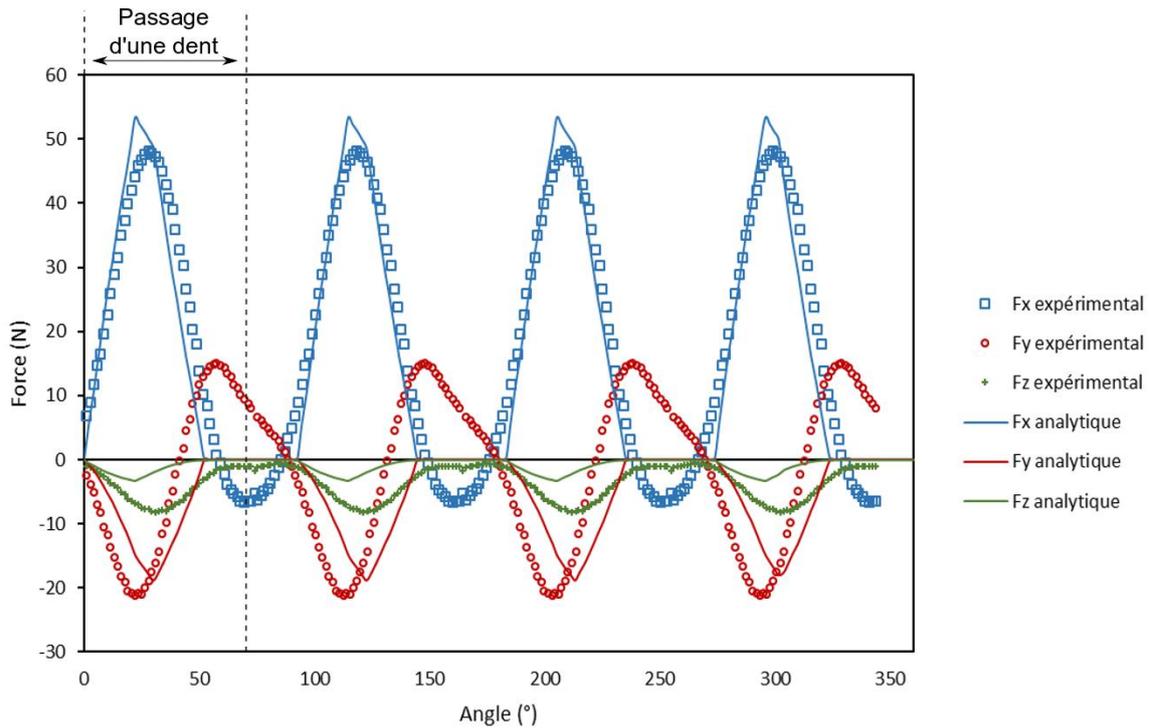


Figure 75 - Comparaison expérimental-analytique des signaux d'efforts de coupe pour l'alliage de TA6V, à l'échelle d'un tour de fraise.

La Figure 75 propose une superposition des signaux d'effort dans les trois directions de l'espace pour les conditions de fraisage suivantes : une vitesse de coupe de 50 m/min, une avance par dent de 0,014 mm, un engagement axial de 1 mm et un engagement radial de 0,2 mm. Un tour de l'outil est observé avec le passage des quatre dents de l'outils. L'effort F_x analytique, dans la direction normale à la surface usinée, décrit efficacement le passage des dents, tant sur la forme du signal qu'au niveau de la valeur des efforts mis en jeu. L'effort tangentiel F_y du modèle est lui aussi fidèle à l'expérimental, excepté la période entre le passage de chaque dent. L'effort F_z expérimental est légèrement plus important que celui obtenu avec le modèle. Globalement, les efforts analytiques et expérimentaux correspondent et permettent de valider le modèle analytique notamment en terme de niveau d'effort (F_x étant prédominant pour la suite de l'étude), pour un alliage de TA6V obtenu par le procédé SLM.

5.1.2 Couplage analytique-numérique : application des efforts sur un maillage par Élément Finis

5.1.2.1 Subroutine d'application des efforts

L'application du modèle analytique de coupe oblique permet d'obtenir les efforts globaux appliqués à une pièce infiniment rigide. L'objectif de l'étude est de prédire le comportement dynamique d'une structure potentiellement flexible. Ainsi, un couplage analytique-numérique est réalisé afin d'appliquer les efforts de coupe sur un modèle numérique par Éléments Finis. Ce couplage est effectué au travers d'une subroutine Abaqus (DLOAD) qui permet l'application numérique d'une pression sur la paroi usinée. Cette pression est définie par les efforts de coupe préalablement obtenus grâce au modèle analytique. Le fraisage étant réalisé sur une faible épaisseur a_e (0,1-0,2 mm) en comparaison du rayon d'outil (3 mm) et du volume de la pièce (plusieurs cm^3), il est fait l'hypothèse que l'enlèvement de matière a une incidence négligeable sur le comportement dynamique de la paroi usinée. Le modèle numérique ne prend ainsi pas en compte la modification du volume de la pièce sous l'action de coupe.

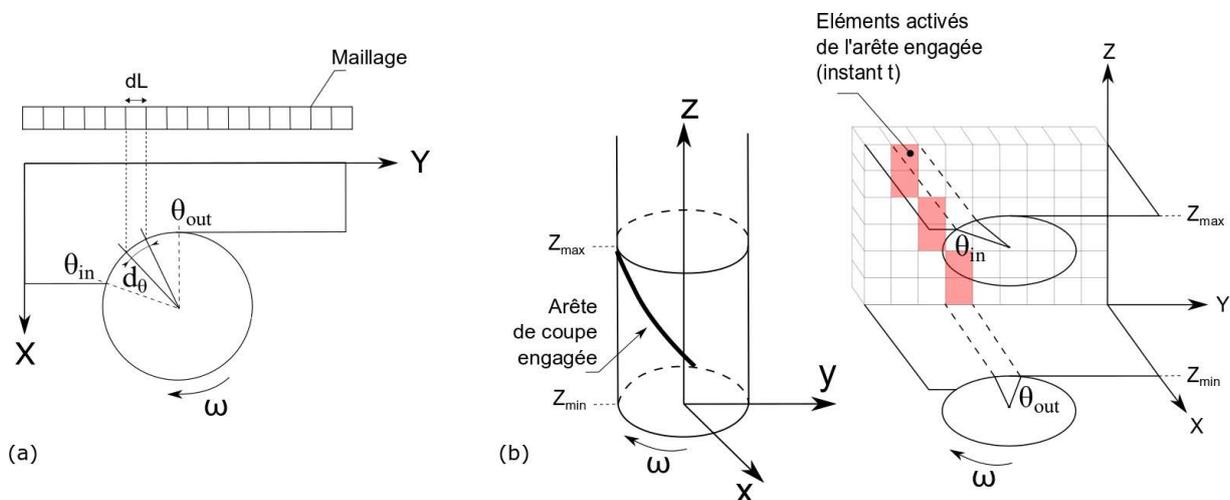


Figure 76 – (a) Schématisation du couplage dans le plan (XY), (b) Représentation 3D du couplage et l'activation des éléments concernés par une arête engagée à un instant t .

La première étape consiste à discrétiser la rotation de l'outil en incréments d'angle notés $d\theta$, qui correspondent à la projection de l'angle de positionnement φ dans le plan XY, voir Figure 76(a). Le nombre d'incrément par tour de fraise fixé doit être suffisamment important pour

décrire la coupe du matériau et le passage des dents lors de la formation d'un copeau. L'incrément d'angle $d\theta$ permet de définir l'incrément de temps dt par rapport à la vitesse de rotation de l'outil ω :

$$dt = \frac{d\theta}{\omega} \quad (18)$$

Il permet aussi de définir l'incrément dL de longueur qui correspond à la taille de maille maximale du maillage sur lequel sera appliquée la pression, Figure 76(a).

L'algorithme de couplage effectue un balayage selon $d\theta$. Pour chaque incrément d'angle, un test d'engagement de l'outil dans la matière est tout d'abord effectué à partir des angles d'entrée θ_{in} et de sortie θ_{out} , définis par la géométrie du problème et la géométrie de l'outil, voir équations (15) et (16). θ_{in} et θ_{out} correspondent à φ_{in} et φ_{out} dans le plan XY. Ce test d'engagement permet de déterminer la/les arête(s) de coupe engagée(s) dans la matière. En fonction de l'engagement axial a_p , les hauteurs minimum Z_{min} et maximum Z_{max} de l'arête engagée peuvent être obtenues en chaque instant t , Figure 76(b). Si l'arête de coupe n'est pas engagée, le test d'engagement est déclaré nul. Ainsi, en fonction de la position de l'arête de coupe lors de la formation du copeau, un certain nombre d'éléments du maillage sont activés en lien avec la cinématique de la coupe. En fonction des conditions opératoires, il peut même apparaître la prise en compte de l'engagement de plusieurs arêtes.

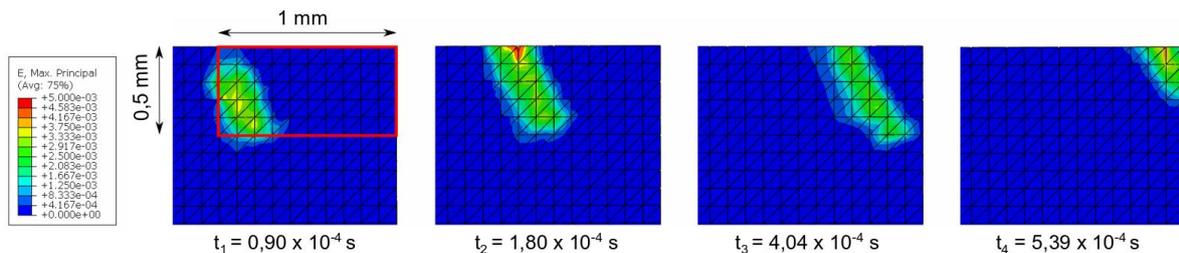


Figure 77 - Application d'une subroutine DLOAD (Abaqus) sur un maillage éléments finis : Champ de déformation locale induite par le passage d'une dent de l'outil.

Les efforts de coupe F_x , F_y , F_z en chaque instant t sont transcrits du modèle analytique sous la forme d'une pression normale et tangentielle dans le repère (X, Y, Z). Cette pression est variable en fonction du temps et du nombre d'éléments du maillage activés au temps t . La surface d'application et les efforts appliqués varient ainsi continuellement. Il est à noter que

pour un temps t , la répartition de la pression sur les éléments de surface correspondants à une arête engagée est homogène et ne prend pas en considération la variation de l'épaisseur de copeau lié à l'angle d'hélice et sa position en z . La Figure 77 présente le champ de déformation local induit par la pression appliquée sur le maillage Éléments Finis lors du passage d'une des quatre dents de l'outil. L'outil de diamètre 3 mm usine avec un engagement radial de 0,4 mm et un engagement axial de 0,5 mm. La taille de maille est de 0,1 mm et l'incrément de temps de $4,5 \times 10^{-5}$ s. L'angle d'hélice de l'outil (30° dans ce cas) est bien retrouvé sur la surface. L'algorithme de couplage est résumé dans le schéma en Figure 78.

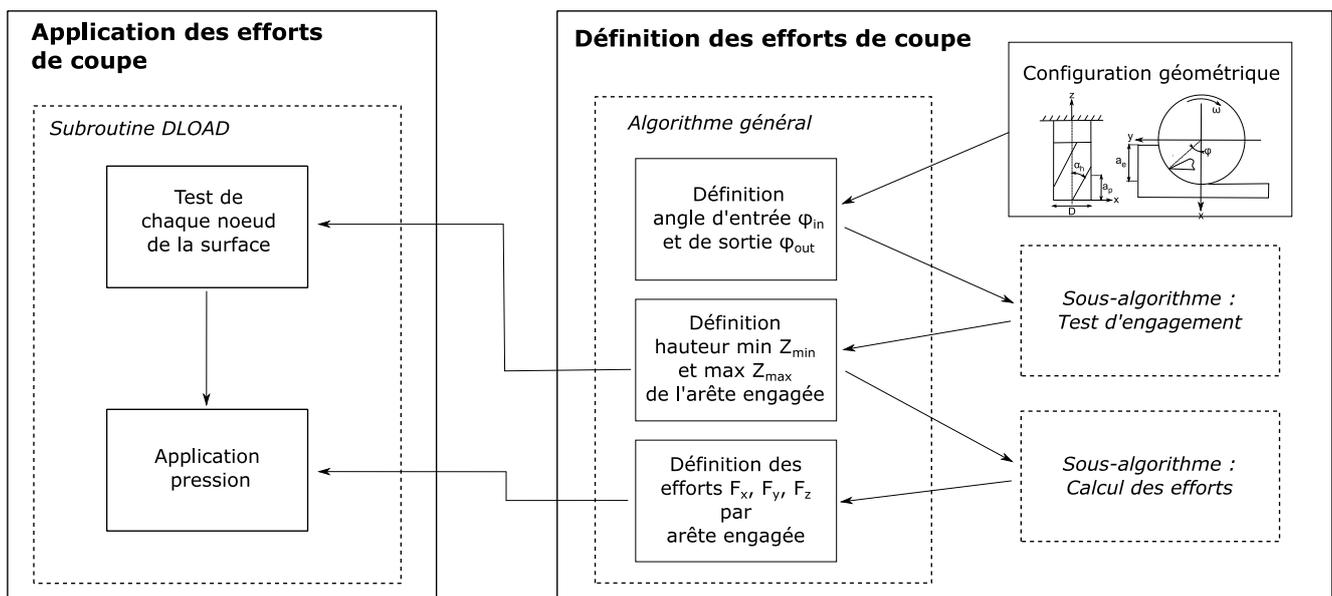


Figure 78 - Schéma récapitulatif de l'algorithme de couplage analytique-numérique : calcul et application des efforts de coupe.

5.1.2.2 Prise en compte de l'oscillation de la pièce et de l'interaction outil-matière pendant la procédure de couplage

Numériquement, l'outil est considéré parfaitement rigide. Au contraire, la pièce usinée potentiellement flexible se déforme sous l'action des sollicitations mises en jeu pendant l'usinage. La subroutine DLOAD utilisée permet d'accéder au déplacement instantané de la pièce à chaque itération du calcul. La modification spatiale de sa position influe sur l'épaisseur de copeau non déformée de l'arête en contact (t_1 dans les équation (17)), et donc sur les efforts. À travers l'algorithme développé, l'engagement axial peut être actualisé en

temps réel, permettant un ajustement du calcul des efforts de coupe, Figure 79. La subroutine prend en compte à chaque itération cette modification lors de l'intégration des coefficients spécifiques de coupe pour le calcul des efforts de coupe. Cet ajustement en temps réel permet la prise en compte de l'interaction outil-matière en considérant l'oscillation de la pièce sollicitée.

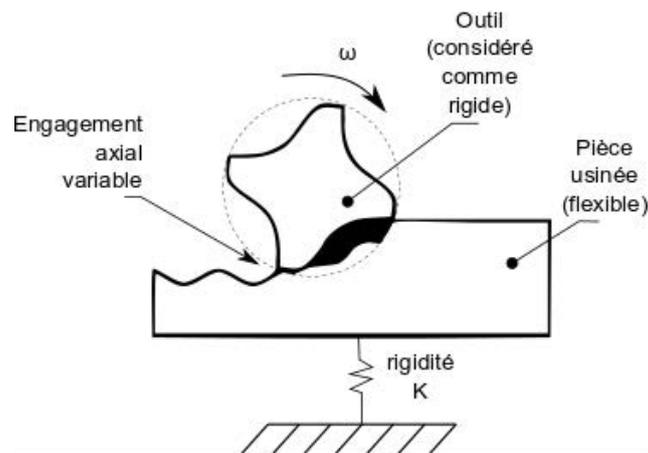


Figure 79 - Schéma de la considération de l'interaction outil-matière par la prise en compte de la variation de l'engagement axial.

Cette méthode d'application des efforts ne nécessite pas de recalculer les coefficients spécifiques de coupe à chaque itération du calcul numérique. Tous les effets locaux de la coupe sont compris dans ces coefficients issus du modèle analytique appliqué. Ils ne sont valables que pour un matériau, une géométrie d'outil et une vitesse de coupe donnés. Tous les autres paramètres de coupe tels que les engagements peuvent donc être modulés pour améliorer le comportement dynamique du système usiné.

5.1.3 Considération des supports : homogénéisation des structures lattices de support

Les structures lattices, basées sur la répétition spatiale d'un motif élémentaire (voir section 2.2.1.3), peuvent permettre le contrôle de la rigidité et la densité équivalente de la structure. C'est la principale raison qui justifie le choix de l'utilisation de ces structures comme supports de fabrication dans cette étude. Ces données sont essentielles à la caractérisation des phénomènes dynamiques en usinage. En effet, par le contrôle du rayon des poutres et de la

taille de maille, donc de la densité relative de la structure, il est possible d'en contrôler son module de Young équivalent [117]. La structure *Octet-truss* et la structure *Diagonale*, présentées en section 2.2.1.3, bien connues de la littérature, ont été retenues dans cette étude [207]. Deux diamètres de poutre (0,300 mm et 0,375 mm) sont pris en compte pour chacun des deux motifs de base, avec une cellule unitaire de $1,5 \times 1,5 \times 1,5 \text{ mm}^3$.

Cependant, d'un point de vue numérique, ce type de structure nécessite d'importants moyens de calculs. En effet, le nombre très important de poutres de faibles dimensions (diamètre de 0,300 - 0,375 mm) entraîne nécessairement un maillage très conséquent. Le million d'éléments est ainsi atteint pour seulement une trentaine de répétitions de la cellule unitaire, à l'origine d'un temps de calcul considérable. C'est dans cette optique de gain de temps et d'optimisation de la simulation qu'une démarche d'homogénéisation des structures lattices est envisagée.

Pour ce faire, une procédure simple d'homogénéisation numérique par Éléments Finis est appliquée. Cette méthode proposée par G. Steven [208] a été adaptée aux structures lattices [209]. On cherche dans le domaine élastique à obtenir la matrice de rigidité C_{ijkl} , matrice de quatrième ordre reliant le tenseur de contrainte macroscopique ε_{kl} au tenseur de contrainte macroscopique σ_{ij} dans la loi de Hooke ($\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}$). En raison de la symétrie orthogonale, intrinsèque au groupe des structures cubiques, la matrice de rigidité C peut être réduite de 81 à 9 constantes. Six conditions aux limites différentes sont nécessaires pour l'identification des constantes. Pour chaque condition, une composante du tenseur de déformation est égale à 1, tandis que les cinq autres sont nulles. Pour chaque condition de déformation, il en résulte un tenseur de contrainte qui est obtenu à partir des forces de réaction sur les faces appropriées. Ce tenseur de contraintes fournit directement la quantification d'une ligne de la matrice de C_{ijkl} . À partir des données du tenseur de contraintes, les constantes de l'ingénieur sont déduites. Pour chaque type de structure (*Diagonale* et *Octet-truss*), deux densités relatives sont considérées (correspondantes aux deux diamètres), pour un total de quatre matériaux homogénéisés différents dont les propriétés orthotropes sont résumées dans le Tableau 12.

Structure	Diamètre poutre (μm)	Densité relative	$E_1/E_2/E_3$ (MPa)	$G_{12}/G_{23}/G_{13}$ (MPa)	$\nu_{12}/\nu_{13}/\nu_{23}$
Diagonale 1	300	0,173	1150	7087	0,294
Diagonale 2	375	0,257	3096	12876	0,274
Octet-truss 1	300	0,370	12243	7087	0,294
Octet-truss 2	375	0,520	24546	12876	0,274

Tableau 12 - Propriétés élastiques des structures lattices homogénéisées.

Cette procédure d'homogénéisation est appliquée à des structures lattices à géométrie parfaite. Il est évident que les structures fabriquées présenteront des différences dues à certains défauts topologiques de fabrication. Ces propriétés mécaniques équivalentes calculées nécessiteront donc d'être corrigées par une procédure de calibration sur la base de données expérimentales. La démarche de recalage numérique sera explicitée en section 5.2.2.2.

5.2 Validation expérimentale : essais de fraisage périphérique

La stratégie numérique développée est validée par des essais expérimentaux de fraisage périphérique sur des géométries simplifiées d'échantillons. Les résultats expérimentaux sont comparés aux résultats numériques. Parallèlement, cette étude permet de mettre en évidence l'importance de la rigidité contrôlée des supports de fabrication sur la stabilité en usinage, et donc sur la qualité de surface finale des pièces parachevées.

5.2.1 Définition géométrique et fabrication additive SLM des échantillons

Différents régimes de stabilité en usinage sont ici recherchés expérimentalement dans la première partie de cette étude. Thévenot et al. [154] et Seguy et al. [155] ont ainsi proposé une situation simple de fraisage périphérique d'une paroi mince. Dans ces études, les

instabilités vibratoires en usinage sont directement liées à la faible épaisseur des plaques minces. Dans notre travail, la faible rigidité en flexion des échantillons provient de la géométrie évidée des supports de fabrication additive. Plusieurs types de structures de support sont pris en compte avec différents niveaux de rigidité.

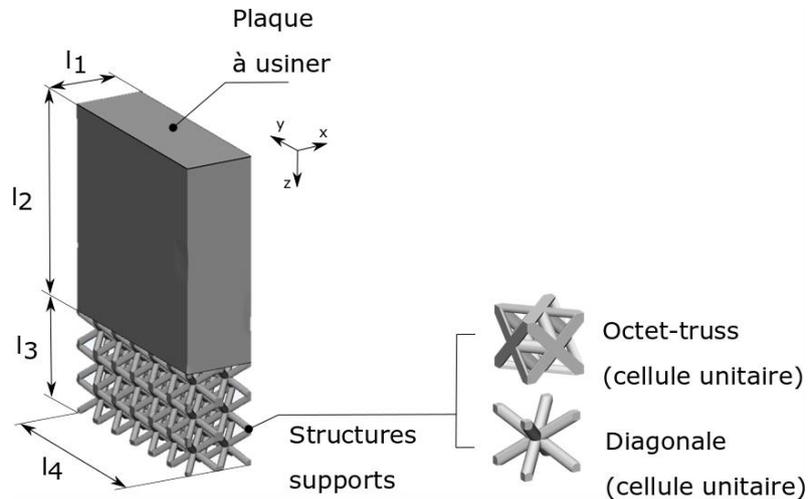


Figure 80 - Définition des échantillons pour le parachèvement en usinage, composés de deux sous-parties : la plaque destinée à l'usinage et les structures lattices de support.

Des échantillons présentant deux sous-parties ont été définis. Ils sont composés d'une plaque supérieure qui constitue la pièce à usiner. La géométrie fixe de la plaque est caractérisée par une épaisseur de 3 mm (l_1), une hauteur de 9 mm (l_2) et une largeur de 9 mm (l_4). Cette plaque est fabriquée sur une seconde sous-partie qui correspond aux supports de fabrication, d'une hauteur de 4,5 mm (l_3). Ces deux éléments solidaires sont fabriqués sur un troisième bloc (non représenté) qui permet le bridage de l'échantillon dans le centre d'usinage. Le maintien des échantillons par ce plot permet donc d'assurer une liaison encastrement à la base de l'ensemble plaque-supports. La configuration géométrique de l'échantillon est présentée en Figure 80. La géométrie de la plaque étant fixe, la rigidité de l'échantillon est donc contrôlée par la géométrie et l'architecture des supports. Les structures *Diagonale* et *Octet-truss* définies en section 5.1.3 sont considérées. Avec une taille de cellule unitaire de 1,5 x 1,5 x 1,5 mm³, elles sont répétées dans les trois directions de l'espace (6 x 2 x 3), et permettent de définir des échantillons de dimensions globales fixes. Pour chaque structure, quatre échantillons sont réalisés en alliage de TA6V avec les paramètres de fabrication définis en section 2.2.2.

5.2.2 Définition de la rigidité des supports et recalage numérique : première fréquence propre des échantillons

Encastrés à leur base, la déformation naturelle principale des échantillons correspond à la flexion simple autour de l'axe y . Puisque tous les échantillons ont les mêmes dimensions géométriques globales, ils ont tous le même premier mode de vibration qui correspond à la flexion autour de l'axe y . Ce mode de vibration est proportionnel à la rigidité de la structure. Par conséquent, il est possible d'évaluer la rigidité de chaque échantillon par sa première fréquence propre. De plus, pour anticiper la compréhension des phénomènes dynamiques vibratoires lors de l'usinage, il est important de connaître les modes vibratoires des différents échantillons.

Le modèle numérique permet d'estimer dans un premier temps la rigidité des échantillons homogénéisés, dont la procédure d'homogénéisation (détaillée en 5.1.3) permet un gain de temps de calcul considérable avec l'utilisation de structures lattices. La rigidité réelle des plaques fabriquées est ensuite caractérisée par des essais de vibration libre qui permettent d'obtenir la première fréquence propre de chaque échantillon. Ces données seront ensuite utilisées pour calibrer les matériaux homogénéisés du modèle numérique.

5.2.2.1 Détermination des premières fréquences propres : essais de vibration libre

Un marteau d'impact ainsi qu'un vibromètre laser nous permettent de mesurer expérimentalement les fréquences propres de chaque échantillon. Pour cela, le déplacement normal à la plaque de l'extrémité libre est mesuré. Une transformée de Fourier (FFT) est appliquée pour obtenir le signal en fréquence, en ainsi déterminer le pic correspondant la première fréquence modale. Le graphe en Figure 81 correspond à l'essai d'impact réalisé sur un échantillon *Diagonale 2*. Cette étape où la première fréquence propre est évaluée permet également de confirmer la répétabilité de fabrication des différents échantillons obtenus par le procédé SLM puisque quatre échantillons sont testés par types de structure.

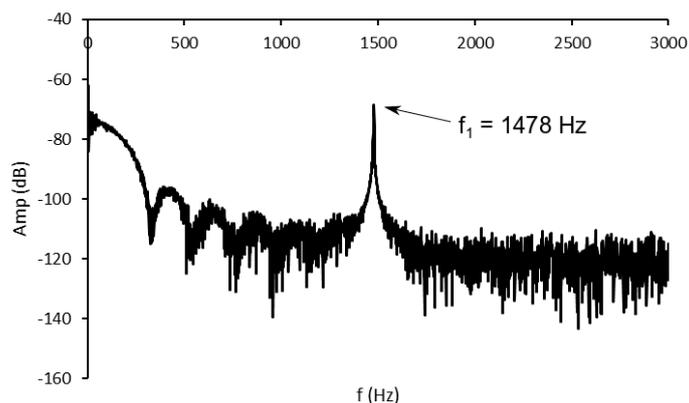


Figure 81 - Transformée de Fourier FFT signal temporel essai de vibration libre : détermination de la première fréquence propre d'un échantillon Diagonale 2.

Les premières fréquences propres des différentes structures mesurées expérimentalement sont présentées dans le Tableau 13. La première fréquence propre la plus basse est de 743 Hz pour la structure lattice *Diagonale 1* (diamètre poutres 0,3 mm) et la plus haute de 4601 Hz pour la structure *Octet-truss 2* (diamètre 0,375 mm). La répétabilité de fabrication du procédé est également confirmée par la faible dispersion des résultats. Cette dispersion est légèrement plus importante pour les structures avec des poutres de 0,3 mm que pour celles avec des poutres de 0,375 mm. En effet à ce niveau de précision de fabrication, plus les diamètres de poutres sont fins et plus les irrégularités géométriques impactent le comportement mécanique de la structure [210]. Cet aspect est plus spécifiquement développé par la suite avec des analyses par tomographie des structures fabriquées (Figure 84).

Structure	f_1 (Hz)	Déviatiion (%)
Diagonale 1 (0,3 mm)	743	8,21
Diagonale 2 (0,375 mm)	1459	4,59
Octet-truss 1 (0,3 mm)	2780	5,52
Octet-truss 2 (0,375 mm)	4601	2,04

Tableau 13 - Détermination expérimentale de la première fréquence propre de chaque structure.

5.2.2.2 Recalage numérique des propriétés mécaniques équivalentes homogénéisées

La détermination des fréquences propres réelles des échantillons nous permet également d'ajuster les propriétés matériaux homogénéisées à partir de structures « parfaites » (section 5.1.3). La procédure d'homogénéisation est tout d'abord vérifiée d'un point de vue numérique sur les modèles correspondants aux échantillons (Figure 82). Ainsi, les structures à champ complet sont comparées aux structures avec des supports homogénéisés. La comparaison entre les modèles à champ complet et homogénéisés est effectuée avec des sollicitations simples en calcul statique (compression et flexion), mais aussi en calcul fréquentiel pour déterminer les modes propres de chaque structure. Quelle que soit la sollicitation, les différences entre modèle complet et modèle homogénéisé ne dépassent pas 5 %, permettant de valider la procédure d'homogénéisation d'un point de vue numérique.

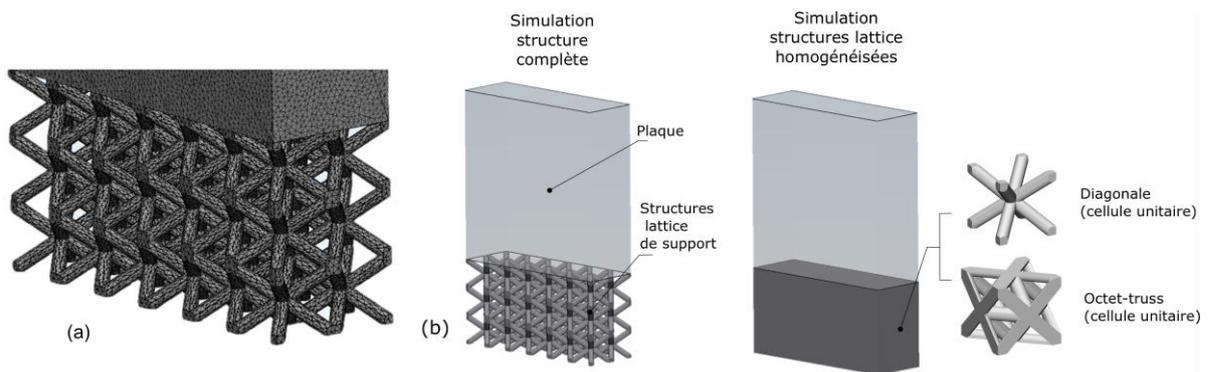


Figure 82 – (a) Aspect du maillage pour une structure à champ complet (*Diagonale 1*), (b) Vérification de la procédure d'homogénéisation numérique : comparaison des modèles complets et homogénéisés des échantillons.

Puis, une comparaison avec les données expérimentales est effectuée au niveau de la fréquence propre des échantillons. Les résultats comparés sont représentés en Figure 83. Il apparaît que les structures fabriquées ont une fréquence propre beaucoup plus faible que les structures étudiées numériquement. La différence de la première fréquence propre varie entre 32 % pour la structure la plus rigide (*Octet-truss 2*) jusqu'à 55 % pour la structure la plus flexible (*Diagonale 1*). La rigidité des supports fabriqués est nettement inférieure à celle des supports « parfaits ».

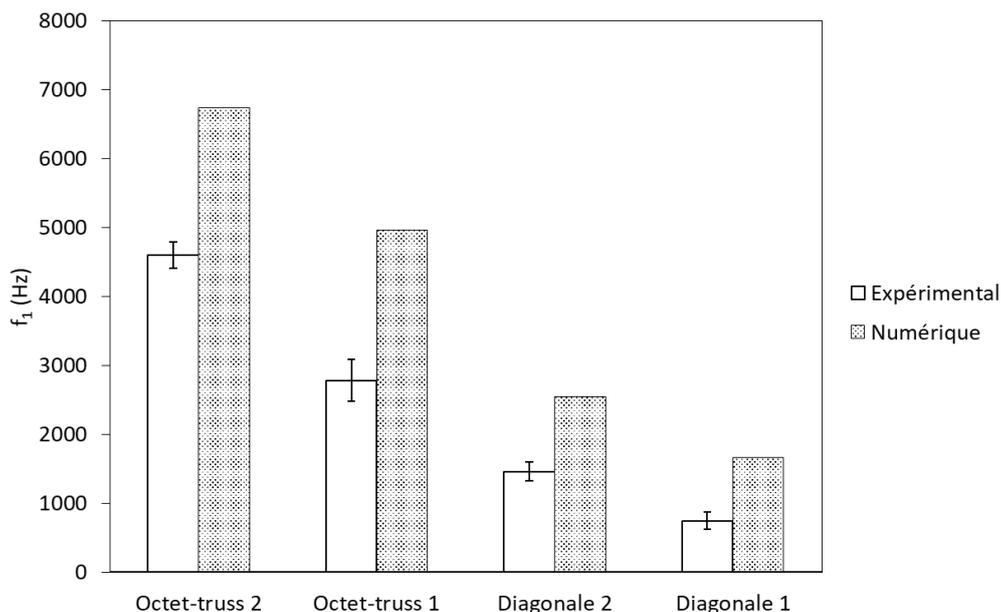


Figure 83 - Comparaison entre expérimental et numérique de la première fréquence propre de chaque structure.

Les différences entre les géométries réelles et les géométries fabriquées sont considérables. Elles peuvent être en partie expliquées par des observations en tomographie par rayon X. La Figure 84 présente un des échantillons du type *Diagonale 1*. Le taux de porosité très faible de 0,003 % ne permet pas d'expliquer une baisse de rigidité si importante. Une attention toute particulière est donc faite sur les sections réelles des poutres. Les diamètres réels des poutres fabriquées sont nettement inférieurs aux diamètres parfaits. Pour cet échantillon, le diamètre moyen des poutres est de 287 μm (au lieu de 300 μm), avec des diamètres minimums pouvant aller jusqu'à 207 μm . Les différences géométriques entre les versions digitales et réelles des structures lattices dépendent de beaucoup de facteurs, la plupart étant des paramètres du procédé de fabrication. La prédiction du comportement mécanique des structures fabriquées n'est pas triviale et dépend notamment de la longueur, du rayon et de l'inclinaison des poutres, de la stratégie de lasage utilisée et du matériau [211]–[214].

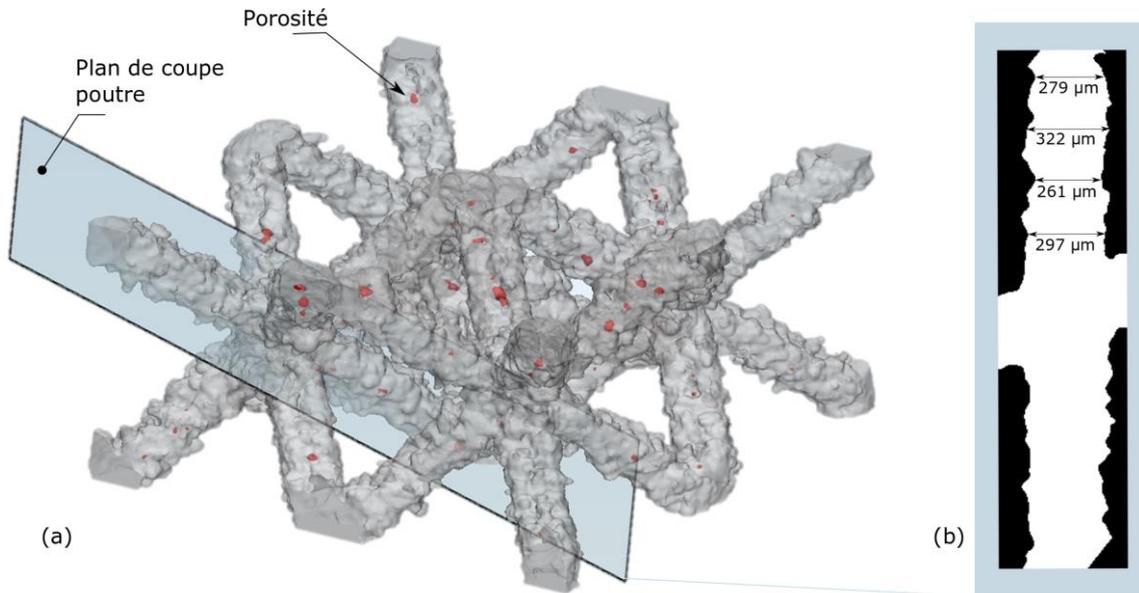


Figure 84 - Analyse en tomographie d'un échantillon de type Diagonale 1 : (a) Reconstruction 3D de quatre cellules unitaires, (b) Vue en coupe d'une poutre de la structure.

Pour corriger le modèle, les résultats expérimentaux des fréquences propres réelles des plaques sont utilisés. Pour chaque type de structure (*Diagonale* ou *Octet-truss*), l'évolution des propriétés élastiques du matériau (E_I , G_{I2} et ν_{I2}) est tout d'abord représentée en fonction de la première fréquence propre pour plusieurs densités de structure. La Figure 85 présente l'exemple de l'évolution de E_I en fonction de f_1 pour la structure *Octet-truss*. Les points de la courbe sont obtenus numériquement à partir de plusieurs densités relatives pour chaque type de lattices (cinq au total). Une loi puissance est empiriquement déterminée à partir de ces résultats (Figure 85) :

$$E_1 = 1,6 \times 10^{-4} f_1^{2,14} \quad (19)$$

Puis, par méthode inverse, les propriétés élastiques des matériaux recalés sont déduites à partir des fréquences propres réelles mesurées des échantillons. Les propriétés des matériaux homogénéisés corrigés sont présentées dans le Tableau 14.

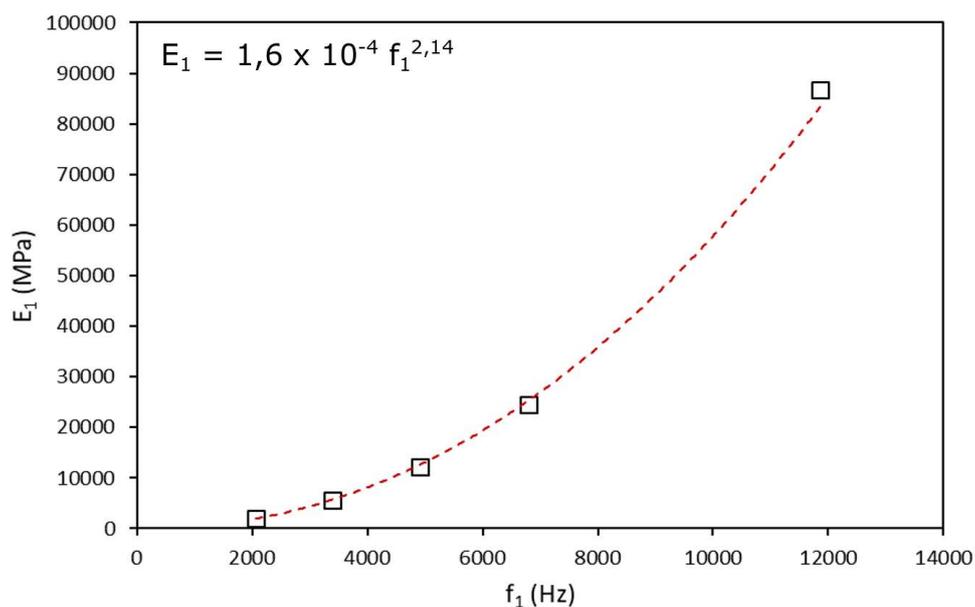


Figure 85 - Évolution de E_1 en fonction de la première fréquence propre f_1 pour les plaques avec des supports de type Octet-truss (cinq densités relatives).

Structure	Diamètre poutre (μm)	Densité relative	$E_1/E_2/E_3$ (MPa)	$G_{12}/G_{23}/G_{31}$ (MPa)	$\nu_{12}/\nu_{13}/\nu_{23}$	$E_1/E_2/E_3$ recalés (MPa)	$G_{12}/G_{23}/G_{31}$ recalés (MPa)	$\nu_{12}/\nu_{13}/\nu_{23}$ recalés
Diagonale 1	300	0,173	1150	7087	0,294	162	2573	0,320
Diagonale 2	375	0,257	3096	12876	0,274	697	5774	0,306
Octet-truss 1	300	0,370	12243	7087	0,294	4706	2377	0,317
Octet-truss 2	375	0,520	24546	12876	0,274	13836	6004	0,297

Tableau 14 - Propriétés des matériaux homogénéisés recalés comparées aux propriétés homogénéisées initiales.

5.2.3 Essais expérimentaux de fraisage périphérique : influence de la rigidité des supports sur la qualité des surfaces usinées

Après caractérisation de la rigidité des échantillons grâce aux essais de vibration libre, les essais de fraisage sont réalisés. Ces essais expérimentaux nous permettent dans un premier temps d'apprécier l'influence de la rigidité des supports sur la stabilité de l'opération d'usinage et sur la qualité de surface finale des pièces reprises.

Les essais de fraisage périphérique sont réalisés dans des conditions de finition adaptées à l'usinage du TA6V, voir section 2.3.1.2. L'essai de fraisage est réalisé avec un engagement axial et radial respectivement de 1 et 0,2 mm, sur toute la longueur de la plaque, voir Figure 86(b). Le montage expérimental présenté en section 2.3.1.4 permet d'acquérir à la fois le déplacement à l'extrémité supérieure de la plaque et les efforts de coupe transmis par l'outil à la pièce. Le dispositif d'acquisition des différents signaux est rappelé en Figure 86(a). Les surfaces résultantes de l'opération d'usinage sont caractérisées en microscopie confocale.

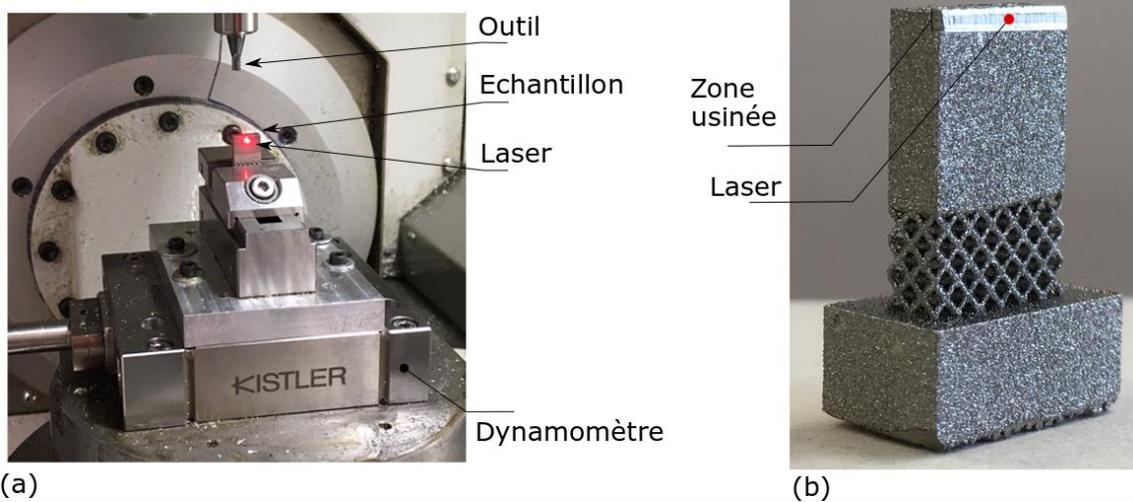


Figure 86 - (a) Montage expérimental de fraisage périphérique des échantillons, (b) Aspect d'un échantillon après l'opération d'usinage.

L'évolution temporelle des signaux d'efforts et de déplacement (dans la direction normale à plaque), mais aussi les données issues de la microscopie confocale, sont observées à deux échelles :

- Échelle globale (plusieurs mm) : sur toute la plaque, pour comprendre le comportement dynamique de la structure qui dépend de la position de la sollicitation ;
- Échelle locale (dizaines de μm) : pour comprendre de manière plus spécifique la sollicitation et son effet sur la plaque, et pour observer l'impact individuel de chaque dent de la fraise.

Deux structures de rigidités éloignées sont comparées afin d'identifier deux régimes d'usinage différents plus ou moins stables. On s'intéresse à la structure *Octet-truss 2* ($f_1 = 4601$ Hz) et la structure *Diagonale 2* ($f_1 = 1459$ Hz), qui présentent des rigidités assez éloignées pour permettre la comparaison. L'intérêt est tout d'abord porté au déplacement de l'extrémité libre de la plaque à l'échelle globale pendant toute la durée de l'opération d'usinage. Quelle que soit la rigidité de l'échantillon, le signal a le même aspect : une zone centrale stable qui compose la majorité du signal et des effets de bords où l'amplitude varie par rapport à la zone stable (Figure 87). En comparant les plaques entre elles, il est observé que plus la plaque est flexible, plus l'amplitude du signal augmente, tout comme celle des effets de bords.

Pour la structure *Octet-truss 2*, de même que pour les signaux du déplacement, la majeure partie des signaux d'efforts semble stable, comme le montre la Figure 87. Des effets de bords apparaissent en entrée et sortie d'usinage, marqués par des efforts plus faibles, en accord avec les déplacements correspondants. Ces effets de bord sont beaucoup plus prononcés pour la structure moins rigide. Cependant pour la structure *Diagonale 2*, des irrégularités et instabilités sont notables tout au long de la plaque, autres que les effets de bords. La plaque vibre pendant l'opération de fraisage et son instabilité se retrouve sur les signaux d'efforts.

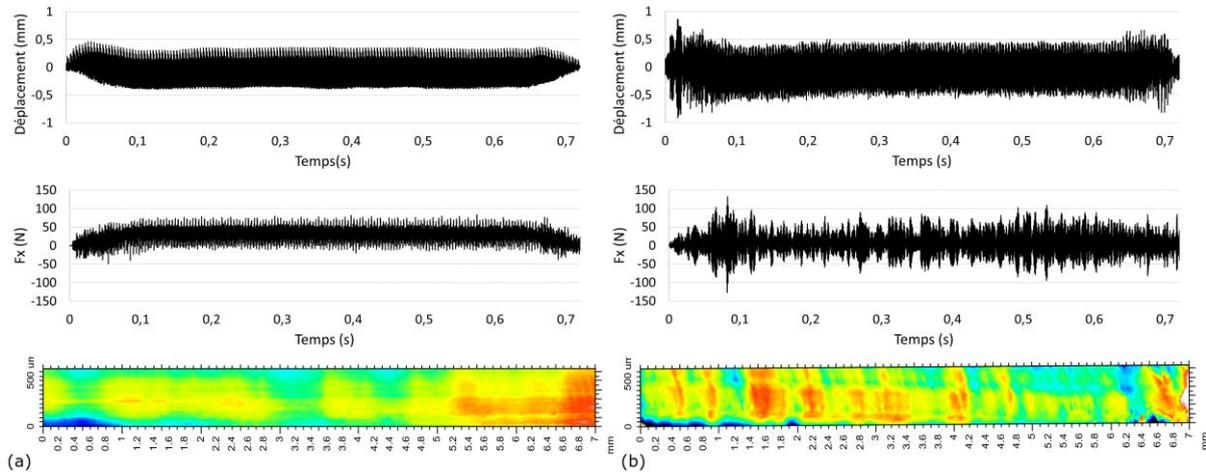


Figure 87 - Signaux du déplacement, des efforts et état de surface à l'échelle globale pour les échantillons (a) Octet-truss 2 et (b) Diagonale 2.

À l'échelle locale, le déplacement est évalué au milieu de la passe d'usinage au centre de la plaque sur une durée correspondante à trois tours d'outils (Figure 88). L'impact de chaque dent est clairement observé, avec une période de 1 ms qui correspond à la vitesse de rotation de l'outil (15 000 tour/min). Les signaux du déplacement ont également le même motif et le même aspect selon les plaques mais avec des amplitudes différentes. Plus la plaque est flexible et plus l'amplitude du déplacement est grande. Par ailleurs, le déplacement imposé par chaque dent n'est pas équivalent et est décroissant sur les quatre dents qui se succèdent, typique d'un *run-out* (défaut de concentricité de l'outil).

En termes d'efforts de coupe, l'impact de chaque dent de l'outil est distingué pour l'échantillon *Octet-truss 2*. Tout comme le signal en déplacement, une asymétrie est observée entre les différentes dents avec un effort qui décroît successivement sur les quatre dents. Cependant sur l'échantillon *Diagonale 2*, on ne parvient plus à discerner l'impact des dents sur la plaque mais seulement un signal bruité, voir Figure 88.

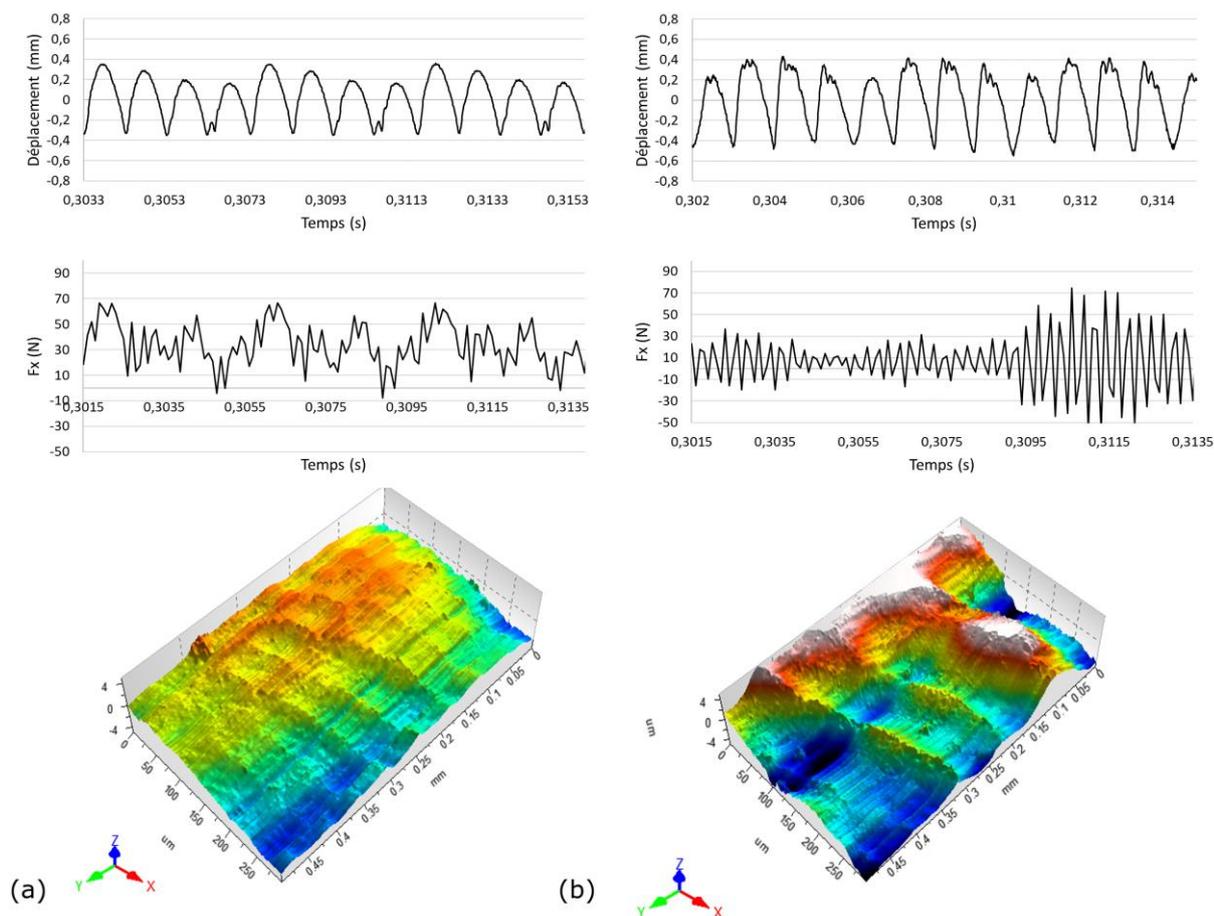


Figure 88 - Signaux du déplacement, des efforts et état de surface à l'échelle locale pour les échantillons (a) Octet-truss 2 (b) Diagonale 2.

Les états de surface finaux observés en microscopie confocale à l'échelle globale sont présentés en Figure 87. Ces états de surface apparaissent complètement différents pour les deux échantillons. Pour la structure *Octet-truss 2* plus rigide, les variations de hauteurs sur toute la surface sont plus faibles. La principale différence est due aux effets de bord, particulièrement à la sortie de l'outil. Malgré ces effets de bord, l'état de surface global de cet échantillon est régulier. Au contraire, l'usinage des structures plus flexibles *Diagonale 2* laisse apparaître des surfaces beaucoup moins régulières. L'effet des vibrations ponctuelles vues sur les signaux d'efforts se retrouve sur la surface. L'espacement entre chaque strie de l'ondulation, qui correspond au passage des dents de l'outil, est visible pour la structure *Octet-truss 2*. Il vaut 0,0556 mm ce qui correspond à l'avance par tour de l'outil. Pour

l'échantillon *Diagonale 2*, les raies d'usinage sont moins visibles et l'état de surface est beaucoup plus dégradé.

Une corrélation, certes attendue, peut être établie entre la rigidité de la plaque et son déplacement en flexion. Plus la structure est flexible et plus son déplacement est important. Contrairement au déplacement, l'amplitude des signaux d'efforts de coupe décroît avec la perte de rigidité des échantillons. Cette décroissance permet de mettre en évidence une coupe de la matière de moins en moins effective. Plus la structure est flexible et plus sa flèche en flexion est élevée. Par conséquent moins de matière est enlevée par l'outil. L'usinage est donc irrégulier, à l'origine de surfaces de mauvaise qualité. Des vibrations ont empêché la prise de mesure pour la structure la plus flexible (*Diagonale 1*). La faible rigidité de l'échantillon, ainsi que la proximité de sa fréquence propre (743 Hz) avec la fréquence d'excitation (1000 Hz) peuvent expliquer ces instabilités.

Ces résultats sont appuyés par les profils surfaciques présentés en Figure 89, qui comparent le décalage de hauteurs entre la surface brute et la surface parachevée pour les deux échantillons. Après deux passes de 200 μm , le décalage par rapport à la surface initiale devrait être théoriquement de 400 μm . Pour la structure *Octet-truss 2*, cette profondeur de passe réelle avoisine les 300 μm . Pour la structure *Diagonale 2*, ce décalage ne dépasse pas les 100 μm . La déflexion des parois plus flexibles a donc considérablement altérée profondeur de coupe au niveau des attendus.

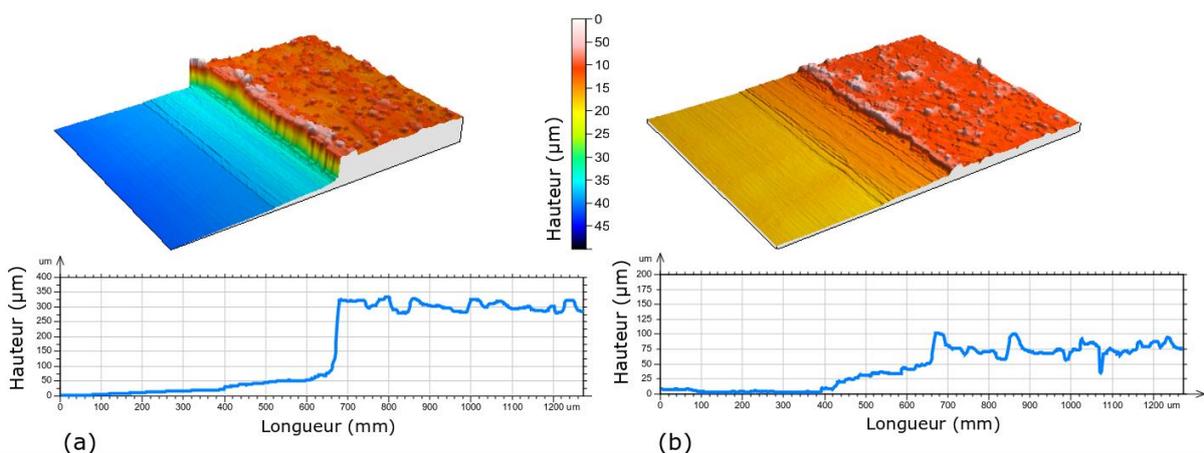


Figure 89 – Topographie de la surface à la frontière entre la zone usinée (surface inférieure) et le reste de la surface brute (surface supérieure) pour (a) la structure *Octet-truss 2*, (b) la structure *Diagonale 2*.

Les structures de supports en fabrication additive, si elles sont utilisées comme montage d'usinage, ont donc un rôle primordial sur la qualité de finition des pièces en fraisage périphérique. Leur rigidité permet à la fois d'avoir un rôle sur la rugosité et l'état de surface finale des pièces, mais aussi sur les dimensions globales attendues. Cette étude expérimentale appuie l'intérêt d'un outil numérique de prédiction de la stabilité de l'usinage prenant en compte les supports de fabrication.

5.2.4 Comparaison numérique-expérimentale des efforts de coupe

Afin de valider l'outil numérique, les résultats expérimentaux de fraisage périphérique sont comparés aux simulations numériques basées sur les mêmes géométries d'échantillons. Les simulations numériques correspondent au modèle présenté en Figure 82, où les structures lattices de supports sont représentées par un matériau plein homogénéisé, puis recalé. L'usinage des structures *Octet-truss 2* et *Diagonale 2* est simulé. Numériquement, les efforts sont acquis de manière similaire aux essais expérimentaux, c'est-à-dire à la base de l'échantillon. L'échantillon est encastré et la résultante des forces est ainsi déterminée. L'intérêt est porté à l'effort prédominant dans ce cas de figure, à savoir l'effort dans la direction normale à la surface usinée.

Les signaux numériques à l'échelle globale ont une amplitude (d'environ 60 N) et une forme générale similaire à l'expérimental (Figure 90(a) et (b)). Seule l'entrée de l'outil dans l'échantillon n'est pas prise en compte dans le modèle numérique, c'est-à-dire une augmentation et une diminution progressive. Dans la simulation, l'outil est entièrement dans la matière dès le début de la passe de fraisage, d'où des effets de bords inexistant en entrée. En revanche, les effets de bords en sortie sont considérés. À l'échelle locale, les amplitudes sont respectées, mais la forme du signal est différente, voir Figure 90(c) et (d). Le signal expérimental est fortement bruité et l'impact des dents est inégal à cause du *run-out* de l'outil. Ce phénomène n'est pas pris en compte dans la simulation. Finalement, pour cette structure *Octet-truss 2* rigide, la démarche de simulation numérique peut être considérée comme validée.

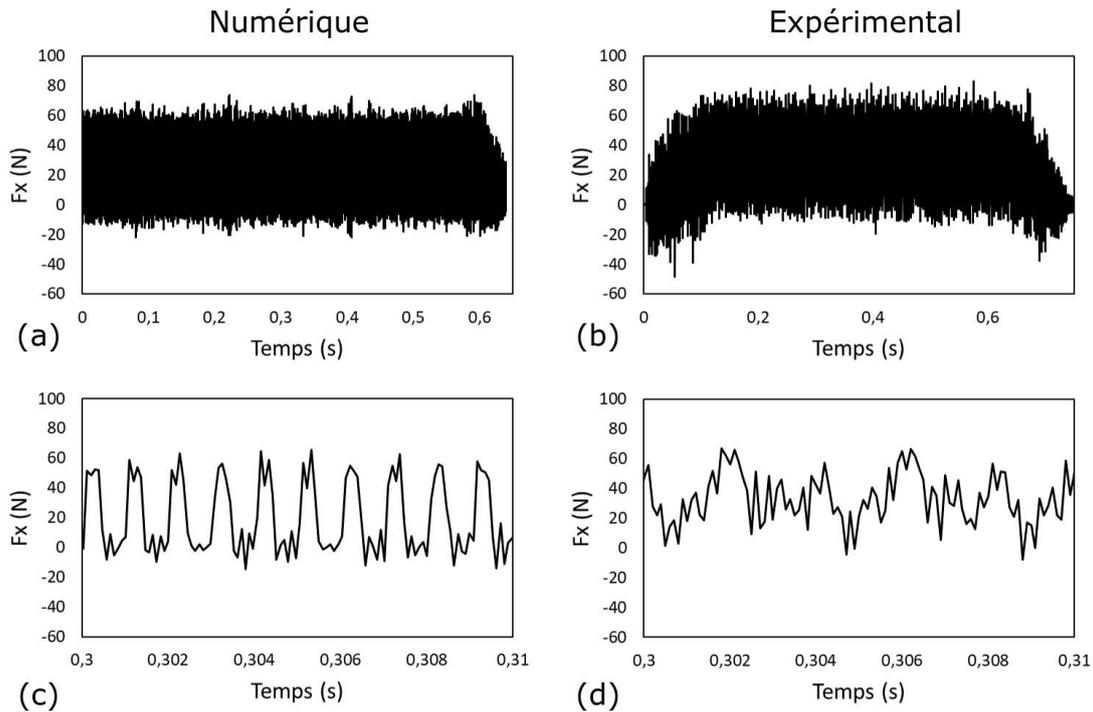


Figure 90 - Comparaison des signaux numériques et expérimentaux des efforts normaux à la surface usinée pour la structure Octet-truss 2, à l'échelle globale et locale.

Pour la structure *Diagonale 2*, des vibrations sont observées lors de l'usinage provoquant un signal d'efforts très irrégulier. Numériquement, le signal d'efforts global est proche de celui obtenu expérimentalement, voir Figure 91. Les variations des efforts pendant l'usinage de la plaque sont prises en compte. En terme d'amplitude, les deux signaux sont également très proches. Les phénomènes de non coupe de la matière sont également pris en compte dans le modèle numérique puisque l'engagement radial de l'outil est modifié en temps réel. Ce dernier est en effet dépendant du déplacement de la pièce. Il permet la prise en compte de l'interaction outil-matière et des irrégularités de la coupe.

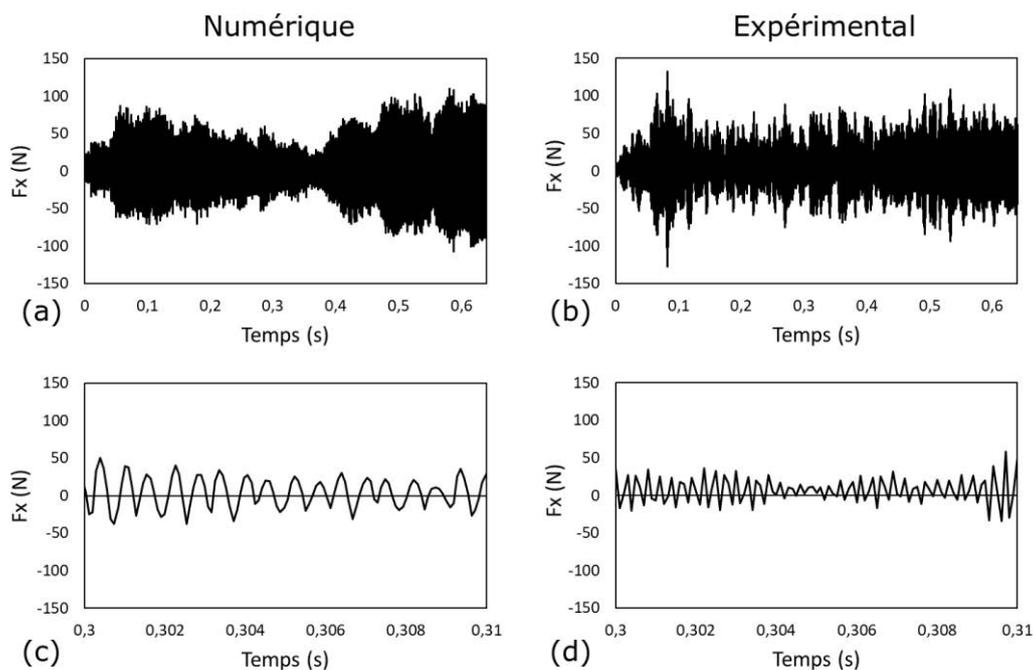


Figure 91 - Comparaison des signaux numériques et expérimentaux des efforts normaux à la surface usinée pour la structure Diagonale 2, à l'échelle globale et locale.

La comparaison des efforts numériques et expérimentaux permet de valider la démarche numérique et la méthode d'application des efforts. L'interaction outil-matière est particulièrement bien prise en compte dans le cas de structures flexibles avec des efforts appliqués cohérents avec les résultats expérimentaux.

Globalement, la stratégie de modélisation, basée sur l'homogénéisation des structures lattices et sur la modélisation des efforts de coupe, reproduit les tendances observées expérimentalement et peut être considérée comme validée. Elle peut ainsi être appliquée au cas d'étude de l'implant supra-osseux.

5.3 Application au cas de l'implant supra-osseux : parachèvement du pilier implantaire

5.3.1 Simulation du fraisage périphérique du pilier implantaire

L'outil numérique de simulation est confronté à un cas d'application du fraisage périphérique du pilier de l'implant. La configuration géométrique du problème de la pièce sur ces supports

de fabrication a été présentée en section 2.3.1. L'orientation choisie de la pièce sur le plateau de fabrication a permis de définir la hauteur et la disposition des supports de fabrication. L'objectif de l'étude numérique est de jouer à la fois sur les propriétés mécaniques équivalentes des supports et sur les conditions d'usinage pour favoriser cette opération de fraisage.

La géométrie du modèle est rappelée en Figure 92(b). Les supports de fabrication sont remplacés par un mur plein auquel est assigné le matériau homogénéisé. Le pion du plateau de fabrication n'est pas représenté dans le modèle et on considère un encastrement à la base des supports de fabrication. Le maillage du modèle est présenté en Figure 92(c). La taille moyenne des éléments tétraédriques est de 0,5 mm. Le maillage est toutefois affiné au niveau du cylindre du pilier. Dans cette sous-partie de la pièce, qui correspond à la zone d'application de la subroutine de couplage DLOAD (voir section 5.1.2), la taille de maille est d'environ 0,1 mm.

La vitesse de coupe et l'avance par dent de l'outil ne sont pas des paramètres variables conduisant à une avance de 1600 mm/min. Une passe d'usinage, c'est-à-dire un tour complet du cylindre, aura donc une durée de 1,06 s quels que soient les paramètres d'usinage choisis. 90 incréments d'angle θ suffisent à décrire le signal d'effort pour un tour d'outil. Par conséquent, chaque calcul numérique comprend 22 718 incréments de temps de 4,5 μ s.

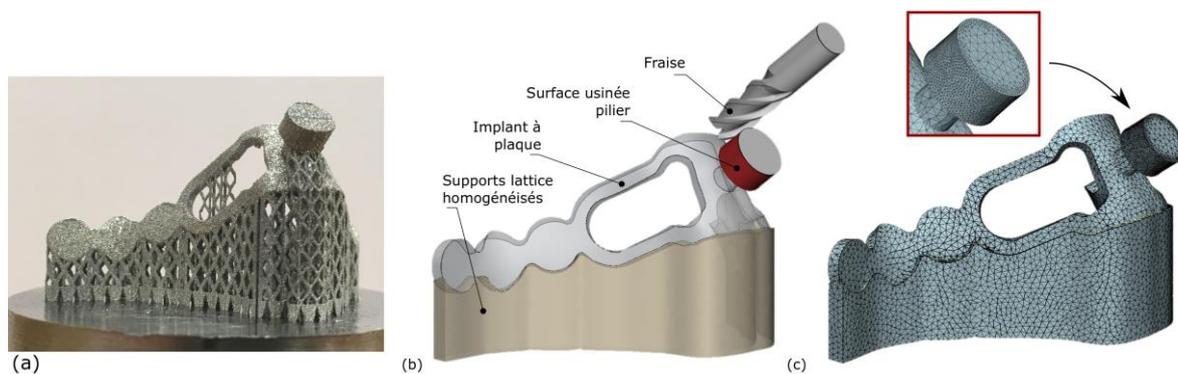


Figure 92 – (a) Fabrication d'un implant supra-osseux sur des supports de fabrication, (b) Modèle EF de l'implant basal à plaque avec les supports homogénéisés, (c) Aspect du maillage du modèle.

Plusieurs paramètres sont évalués :

- Le type de structure des supports : *Diagonale 2* ou *Octet-truss 2* ;
- La stratégie de fraisage : usinage en opposition ou en avalant ;
- L'engagement axial a_p : 1 mm ou 2 mm.

Les paramètres de l'engagement radial a_e (0,2 mm), de la vitesse de coupe V_c (140 m/min), du nombre de dent Z (4 dents) et de l'angle d'hélice de l'outil α_h (30°) sont donc fixes.

Le déplacement du cylindre du pilier par rapport à l'outil de coupe sert de critère de stabilité de l'opération de fraisage. Pour cela, le déplacement du point au centre de la surface supérieure du pilier est suivi dans un repère cylindrique tournant (lié au cylindre du pilier). Les coordonnées radiale et axiale sont prises en compte en fonction de la position de l'outil autour du cylindre (Figure 93). Ces résultats sont observés à deux échelles : à l'échelle globale sur toute la durée de l'opération d'usinage et à l'échelle locale sur un tour de fraise (à mi-chemin du parcours de l'outil).

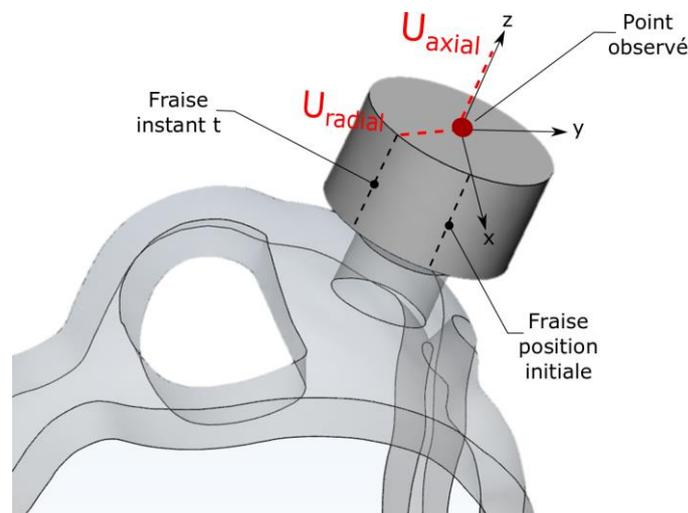


Figure 93 - Résultats observés : déplacements axial et radial du point central de la surface supérieure du pilier implantaire.

Les deux types de structure lattice sont tout d'abord comparés, pour un engagement de 1 mm et une stratégie d'usinage en opposition, voir Figure 94(a) et (b). Les déplacements axial ou radial sont fortement diminués avec l'utilisation de la structure plus rigide (*Octet-truss*). De plus pour cette structure, le signal est extrêmement stable sur l'ensemble comparé à la

structure flexible (*Diagonale*) (Figure 94 (a)). En effet, pour cette dernière, le déplacement n'est pas le même en fonction de la zone usinée du cylindre. C'est surtout le cas pendant la première moitié de la passe de fraisage. Le déplacement radial du pilier y atteint quasiment 100 μm , équivalent à la moitié de l'engagement radial. Pour la structure rigide, ce déplacement maximale n'est que de 40 μm . À l'échelle locale, le constat est le même.

L'intérêt est ensuite porté sur la stratégie de fraisage, en Figure 94(c) et (d). Le type d'usinage correspond au sens d'attaque du copeau. Ce paramètre modifie la distribution des efforts de coupe et notamment des efforts normaux et tangents à la surface usinée. Dans ce cas, ces deux déplacements sont rapportés à un déplacement radial en coordonnées cylindriques. La différence au niveau du déplacement radial est donc peu flagrante. Les amplitudes diffèrent peu selon la stratégie d'usinage utilisée (Figure 94(c)). Au niveau du déplacement axial, il est légèrement diminué avec un fraisage en avalant et la direction des efforts est inversée.

Pour finir, le paramètre de l'engagement axial a_p est étudié (Figure 94 (e) et (f)). La hauteur du cylindre du pilier est de 2 mm. Dans un cas, l'engagement axial est de 1 mm et seule la moitié supérieure du cylindre est usinée. Dans l'autre cas, tout le pilier est repris en une passe de fraisage. L'influence de ce paramètre n'est pas négligeable et le déplacement radial est diminué d'environ 20 μm lorsque l'engagement axial est minimisé. Cependant, les déplacements axiaux sont peu différents.

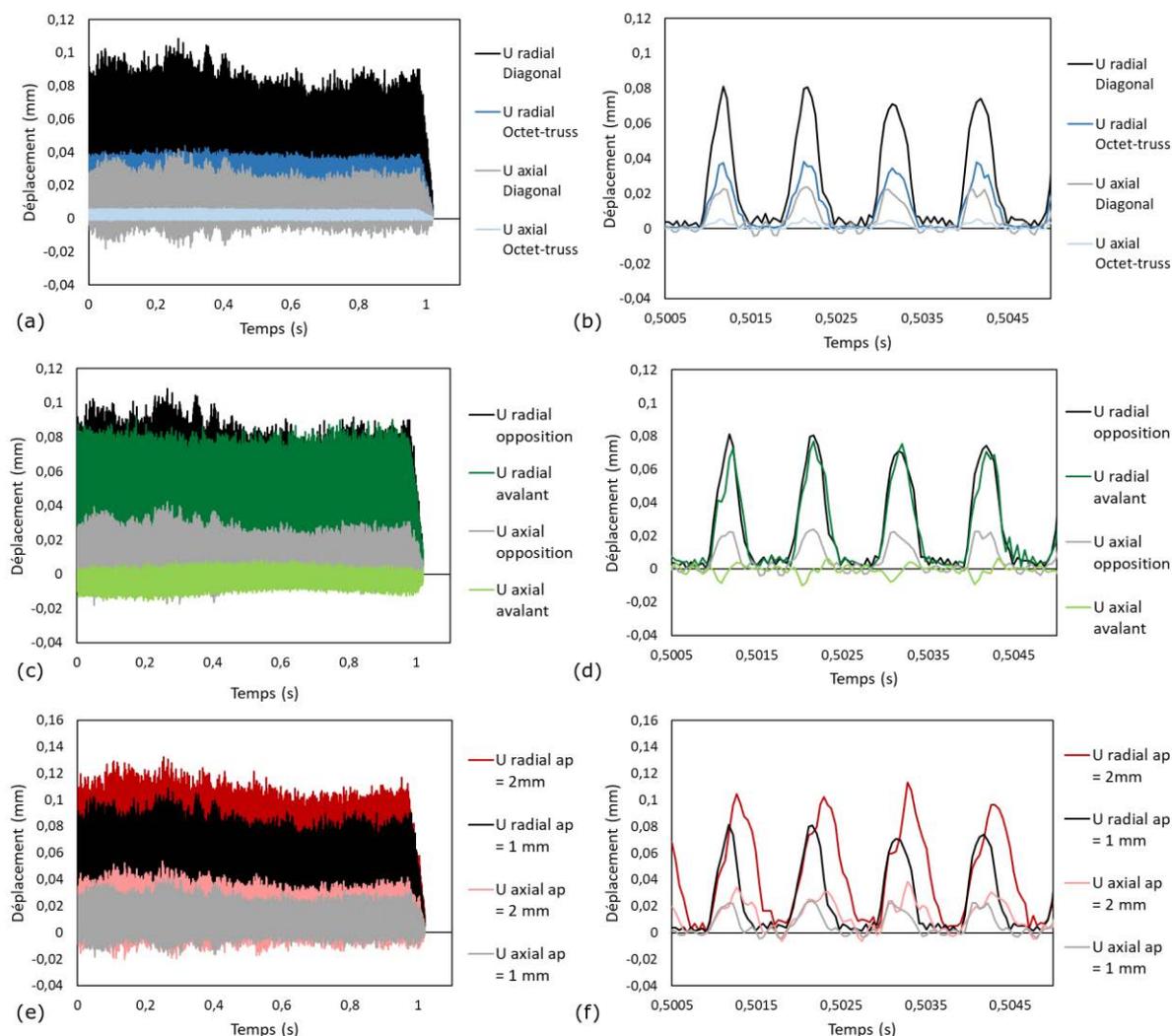


Figure 94 - Déplacements radial et axial du cylindre usiné à l'échelle globale et locale pour les différentes configurations : comparaison des types de support (Octet-truss et Diagonal) (a) à l'échelle globale et (b) à l'échelle locale, des stratégies d'usinage (opposition et avalant) (c) à l'échelle globale et (d) à l'échelle locale, et des engagement (1 mm et 2 mm) (e) à l'échelle globale et (f) à l'échelle locale.

Le paramètre le plus influent est la rigidité de la structure de support utilisée. La structure *Octet-truss* assure une opération de fraisage beaucoup plus stable grâce à sa rigidité grandement supérieure. Cependant cette importante rigidité est liée à une importante densité relative : 0,520 pour la structure *Octet-truss* contre 0,257 pour la structure *Diagonale*. Bien que moins influents, les paramètres de l'usinage permettent tout de même d'impacter de manière significative sur la stabilité du fraisage. Ils peuvent également permettre de modifier la distribution des efforts et donc de minimiser les déplacements dans certaines directions.

D'autres paramètres auraient également pu minimiser les efforts de coupe tel que l'engagement radial ou encore l'avance par dent. Par ailleurs, d'autres grandeurs pourraient être observées pour quantifier la stabilité du système, tels que les niveaux de contraintes dans certaines parties sensibles de la pièce. Par exemple, la base des supports de fabrication, mais aussi la partie supérieure en contact avec la pièce, sont particulièrement importantes puisqu'elles constituent des points d'accroche de l'ensemble {pièce + supports}.

Ainsi, une autre amélioration du modèle concerne la zone tampon entre pièce et supports. Une structure de transition peut être prise en compte afin de faciliter le décrochage de la pièce des supports de fabrication après l'usinage, tout en conservant une rigidité maximale de l'ensemble nécessaire à la stabilité de l'opération de finition.

Le déplacement résultant de la pièce usinée ou les efforts de coupe, en termes d'amplitude et de régularité donnent des lignes directrices sur les conditions réelles à mettre en œuvre lors de l'opération d'usinage. La stratégie numérique développée dans ce chapitre s'arrête à la prédiction de comportement dynamique du système usiné. Il existe toutefois d'autres approches qui permettent de prédire les états de surface résultants de l'opération de fraisage avec la prise en compte ou non de vibrations [215], [216].

Les données obtenues avec le modèle (déplacements et efforts) permettent aussi d'établir la rigidité minimale des supports. La rigidité maximale des supports doit aussi être considérée. Ces supports ne doivent pas être trop massifs puisqu'ils sont destinés à être désolidarisés de la pièce. Une première approche simple consisterait à considérer une densité relative maximale de structure pour une topologie de structure donnée. Gibson et al. [217] ont par exemple fait état de trois types de comportements mécaniques en classant les structures selon leur densité relative (zone I, II, III). Ce type d'étude donne des indications sur une densité relative à ne pas dépasser, à partir de laquelle la structure a un comportement mécanique proche d'un matériau plein. Cependant, une finition manuelle n'est pas à exclure. L'objectif étant évidemment de toujours minimiser la surface de la zone supportée pour minimiser cette reprise finale manuelle.

5.4 Conclusions

Ce chapitre est basé sur un postulat de départ : l'utilisation des supports de fabrication comme moyen de bridage sur-mesure pour les opérations d'usinage de pièces issues du procédé SLM.

Un outil numérique d'évaluation et d'aide au choix des supports a tout d'abord été développé. Cet outil permet de simuler le comportement dynamique d'une pièce usinée grâce à la modélisation des efforts de coupe. La stratégie de modélisation développée permet un temps de calcul réduit grâce au couplage analytique-numérique et est résumée en Figure 72. Cet outil numérique permet de jouer sur plusieurs leviers pour améliorer l'opération de fraisage. Tout d'abord les supports de fabrication peuvent ici être modulés et leur rigidité contrôlée grâce à l'utilisation de structures lattices. La fabrication de ce type de structure peut nécessiter de longs temps de fabrication dus aux trajets de lasage complexes. La mise en place de l'outil est donc complémentaire du développement de stratégies de lasage adaptées. D'autre part, les paramètres de l'opération d'usinage peuvent faire varier la distribution et l'amplitude des efforts de coupe mis en jeu pendant le fraisage. Les déplacements et les oscillations dynamiques des pièces usinées peuvent donc être minimisés. Un autre levier non considéré dans cette étude concerne l'orientation de la pièce sur le plateau de fabrication. Le placement de la pièce influe directement sur la disposition des supports de fabrication et donc sur la rigidité de l'ensemble.

La seconde partie de l'étude s'est appuyée sur une procédure expérimentale permettant d'apprécier le comportement dynamique d'une pièce usinée. Ce développement expérimental a pu mettre en évidence l'importance des supports de fabrication additive sur la stabilité pour le parachèvement de pièces par usinage s'ils sont considérés comme montage d'usinage. Il a également permis de valider la démarche numérique prédictive, à la fois pour des structures rigides et des structures flexibles, où l'interaction outil-matière est particulièrement influente.

En somme, cet outil numérique s'intègre parfaitement dans la démarche globale de fabrication de DMI sur-mesure et permet de la compléter. La méthodologie développée est spécifique de l'usinage de pièces issues de la fabrication additive dans la mesure où elle nécessite la fabrication de supports avec la pièce. Elle peut être généralisée à n'importe quel type de pièce issue de la FA, pas seulement les implants de faibles dimensions. Cependant, pour des pièces de taille plus conséquente, les distorsions des pièces et les phénomènes thermiques doivent

être considérés dans la démarche. Par exemple, la microstructure de la pièce et les contraintes résiduelles peuvent être prises en compte dans la méthodologie analytique de calcul des efforts. Pour les distorsions des pièces, une approche de métrologie adaptative (de type scanner) pourrait également permettre de considérer la géométrie réelle des pièces en sortie de fabrication.

Chapitre 6 - Maîtrise de la finition des surfaces implantées et validation biologique

Certaines surfaces ne sont pas nécessairement destinées à l'assemblage mais au contact avec des tissus biologiques dans un milieu vivant. La rugosité est le premier paramètre à considérer pour qualifier la topographie de ces surfaces. Le type de tissu vivant à l'interface définit la qualité de surface à obtenir. Ainsi, selon le type de tissu avec lequel la pièce est en contact, la rugosité et plus généralement la texture de la surface considérée doit être différente.

Cet aspect est complémentaire des surfaces fonctionnalisées par les opérations d'usinage. Dans ce second cas de figure, des surfaces aux formes complexes sont rencontrées, c'est pourquoi des moyens de parachèvement adaptés doivent être considérés. Pour ce faire, deux procédés de finition successifs sont retenus, à savoir le sablage et le polissage par tribofinition, procédés expliqués en sections 2.3.2.1 et 2.3.2.2. Cette étape de polissage s'inscrit dans la démarche d'automatisation des procédés de parachèvement qui doit aussi prendre en considération le contrôle de l'état de surface générale des pièces fabriquées par SLM, et tout particulièrement des surfaces implantées.

6.1 Maîtrise de l'état de surface des pièces issues de la fabrication additive SLM

6.1.1 Influence de l'orientation de fabrication sur la rugosité des surfaces : étude du procédé de sablage

Les problématiques liées à la finition des pièces issues du procédé de fabrication SLM ont été abordées dans la section 1.3.1.3. La technologie SLM, de par la fusion de poudre, abouti à la fabrication de pièces avec un état de surface rugueux. Plusieurs paramètres influencent de manière significative l'état de surface des pièces, les deux principaux étant les paramètres de fabrication (paramétrage laser, épaisseur de couche) et l'orientation de la surface par rapport à la direction de fabrication [70], [218]. C'est la configuration géométrique de l'empilement des couches qui entraîne des différences de rugosité en fonction de l'angle d'inclinaison de la surface considérée. Plus la surface est inclinée par rapport à la verticale et plus le décalage entre deux couches sera important, à l'origine d'une rugosité plus grande, comme l'illustre la Figure 95(a). Dans cette étude, les paramètres de fabrication (présentés en section 2.2.2) resteront constants.

L'objectif de cette première partie de l'étude est double. Il convient tout d'abord de s'intéresser à l'état de surface en fonction de l'orientation par rapport à la direction de fabrication. Puis, l'influence du procédé de sablage sur ces différentes surfaces est étudiée. Un *design* de pièce particulier est défini avec différents plans angulés, voir Figure 96. Les surfaces orientées de la pièce sont prévues pour être facilement désolidarisées afin de faciliter la prise d'images au microscope confocal. Les surfaces supérieures sont notées *Upskin* et les inférieures *Downskin*. Au total, sept angles différents sont considérés sur les surfaces *Upskin* des plaques (de 0° à 90°) et trois angles sur les surfaces *Downskin* (-45°, -60° et -75°). Les angles inférieurs à 45° en *Downskin* ne peuvent être fabriqués sans l'aide de supports de fabrication, ils seront donc exclus de l'étude.

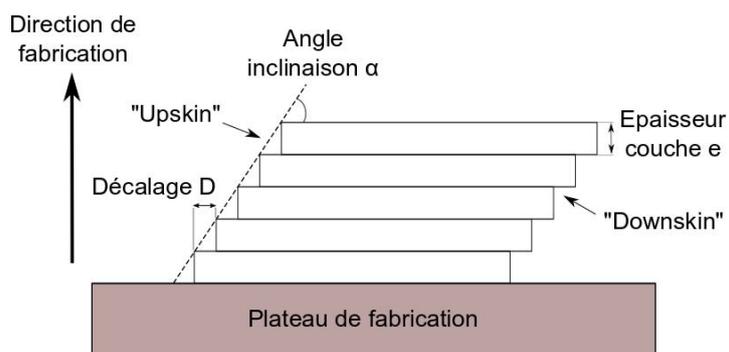


Figure 95 – Schéma de la rugosité en fonction de l'angle d'inclinaison d'une surface par rapport à la direction de fabrication.

Le sablage des pièces est réalisé dans la cabine de sablage présentée en section 2.3.2.1. Des conditions de sablages optimales sont préalablement déterminées en termes de temps de sablage, de distance et d'angle entre la buse et la pièce et de pression pneumatique. Des essais de sablage sont ensuite réalisés sur les différentes surfaces angulées dans les mêmes conditions (pression, distance à la buse, angle d'attaque et type d'abrasifs). Des mesures au microscope confocal sont ensuite réalisées en grossissement $\times 10$ pour qualifier les états de surface. L'analyse de la métrologie des échantillons passe principalement par les paramètres surfaciques, expliqués en section 2.3.2.3. Cependant, le paramètre linéaire du R_a sera également considéré pour correspondre aux standards normatifs. Toutes les données sont traitées de façon identique et un seuillage est appliqué avec une longueur d'onde limite (cut-off) de $500 \mu\text{m}$, qui permet de s'affranchir des ondulations de surface et ne considérer que la rugosité. La surface mesurée de $1,2 \text{ mm}^2$ est considérée comme significative par rapport aux aspérités de surfaces (de l'ordre de 1 à $10 \mu\text{m}$). Pour les paramètres surfaciques, une seule mesure sera prise en compte dans la représentation des résultats. Pour les paramètres linéaires, dix mesures sont réalisées sur la même surface dans deux directions perpendiculaires.

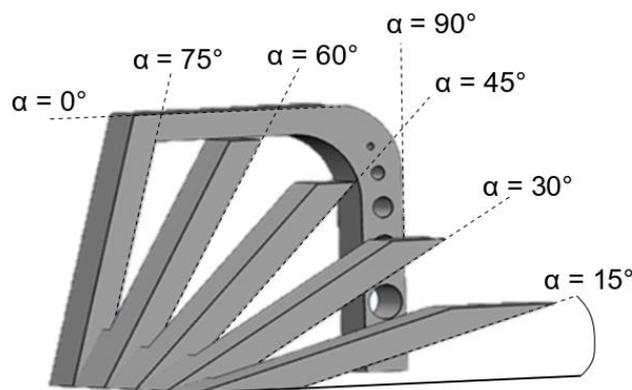


Figure 96 - Design de la pièce considérée pour l'étude présentant différents plan angulés.

La Figure 97 permet de comparer les paramètres surfaciques de métrologie des surfaces et la Figure 98 présente une représentation 3D de ces surfaces à partir des données obtenue en microscopie confocale. Quel que soit l'angle d'inclinaison, l'état de surface en sortie de fabrication est extrêmement rugueux, avec un Sa compris entre 10 μm et 20 μm (Figure 97(a)). Cependant, les surfaces présentent des différences significatives les unes par rapport aux autres. La plus faible rugosité moyenne (Sa) est celle de la surface horizontale à 0° (*Upskin*). Elle correspond à la dernière couche lasée non recouverte, d'où un état de surface plus lisse. La distance entre les lignes de passage du laser (*Hatch*) est d'ailleurs retrouvée sur la représentation 3D de la surface, en Figure 98. Pour tous les autres angles, des particules sphériques partiellement fondues provenant de la poudre sont retrouvées en surface. Les surfaces à 15° en *Upskin* et à 45° en *Downskin* sont les plus rugueuses, respectivement avec un Sa de 20,1 μm et 17,4 μm . Elles correspondent aux inclinaisons les plus importantes, avec un décalage considérable entre les couches, à l'origine d'une rugosité plus marquée. D'une manière générale, la rugosité moyenne Sa est plus conséquente pour les surfaces inférieures *Downskin*. Ce type de surface doit s'auto-supporter. Ainsi, plus elle est horizontale et plus elle a tendance à s'effondrer, et par conséquent plus sa rugosité sera élevée.

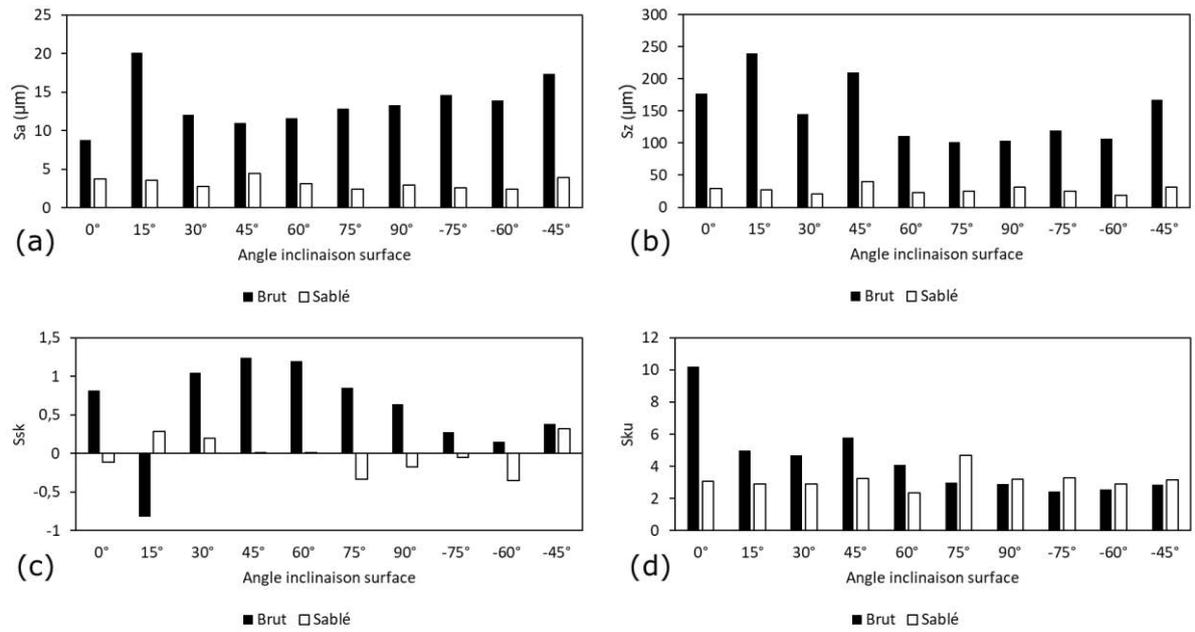


Figure 97 - Comparaison des états de surfaces bruts et sablés pour les différentes inclinaison de surface : (a) Paramètre Sa, (b) Paramètre Sz, (c) Paramètre Ssk et (d) Paramètre Sku.

Le facteur de symétrie Ssk est positif pour toutes les surfaces, excepté la surface à 15° *Upskin* (Figure 97(c)). Toutes ces surfaces ont donc globalement plus de pics que de vallées par rapport au plan moyen. Cette légère asymétrie vers les hauteurs positives peut s'expliquer par la présence de particules infondues en surface. Seule la surface à 15° *Upskin* possède un Ssk négatif qui décrit un état de surface avec plus de trous que de pics par rapport au plan moyen. D'une part, le nombre moins important de particules infondues en surface diminue la hauteur du plan moyen par rapport aux autres angles. D'autre part, la surface présente un aspect dégradé du fait de son orientation proche de l'horizontale. Ces deux observations peuvent directement expliquer la valeur négative de Ssk de la surface à 15° *Upskin*.

Le paramètre Sku permet d'apporter des informations sur l'étendue de la distribution des hauteurs des points d'une surface, voir Figure 97(d). Seule la surface horizontale (à 0° *Upskin*) se démarque des autres avec une valeur de Ssk nettement supérieure. Pour cet angle, beaucoup plus de points se situent à la même hauteur, avec une distribution plus étroite. Cette observation est en accord avec les précédentes puisqu'il s'agit de la dernière couche lasée sans interruption, plus lisse.

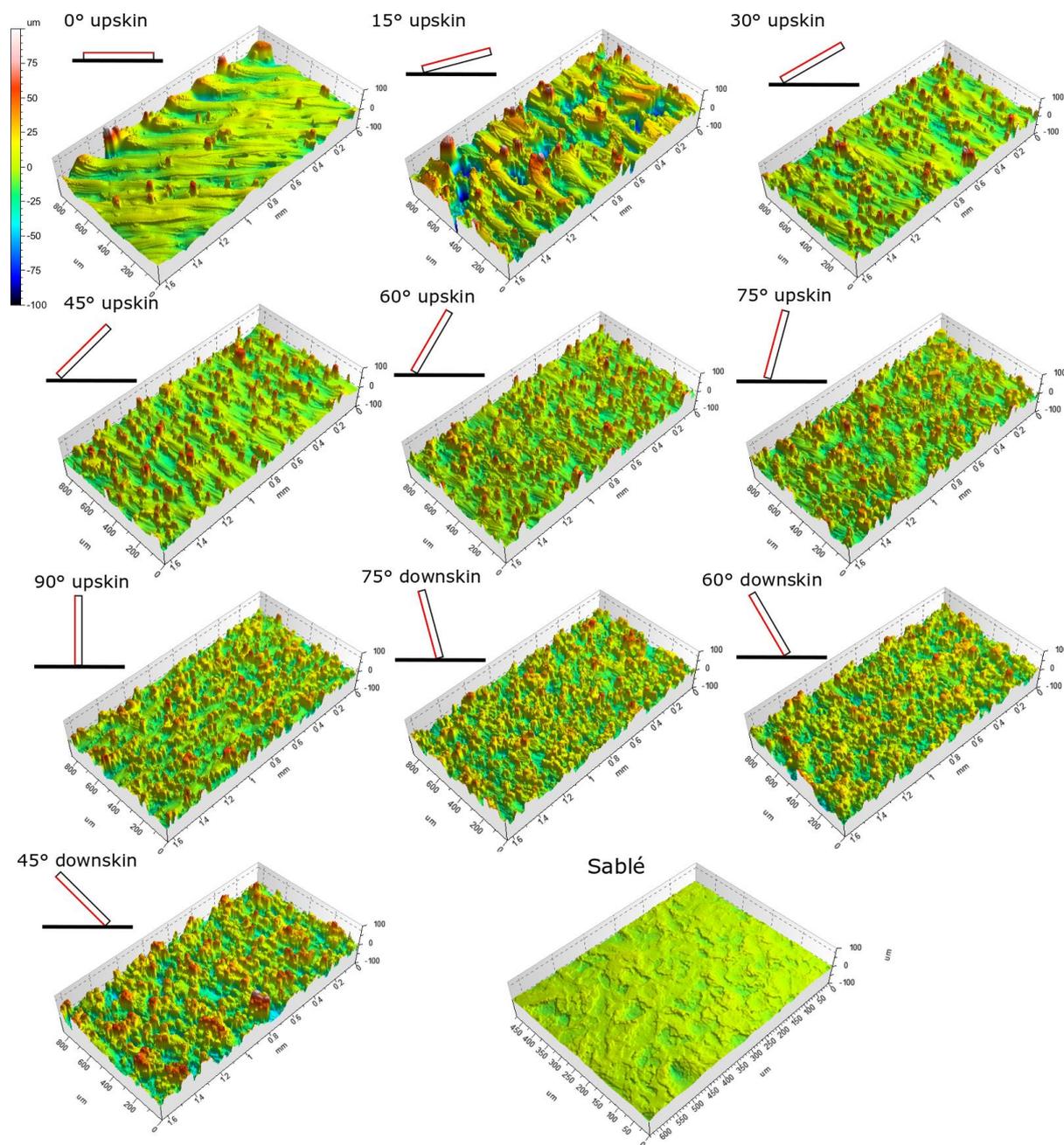


Figure 98 - Représentation 3D des états de surface brut SLM en fonction des angles d'inclinaison, comparé à un état de surface sablé.

Les paramètres de rugosité surfacique après sablage sont également présentés en Figure 97 et l'état de surface correspondant en Figure 98. Après l'opération de sablage, la rugosité est fortement diminuée et l'état de surface final est semblable pour toutes les orientations. Les différents paramètres tendent vers les mêmes valeurs. Le Sa moyen des surfaces sablées est de 3,2 μm . En partant d'une rugosité comprise entre 10 μm et 20 μm , la diminution est

considérable et l'état de surface brut de fusion SLM est significativement lissé (Figure 97(a)). Cette homogénéisation des différentes surfaces est particulièrement apparente à travers le paramètre d'amplitude S_z , voir Figure 97(b). Ce paramètre, fortement dépendant des aberrations ou des singularités de surface, comme par exemple une particule non fondue imposante, est à l'état initial très différent selon les surfaces. La chute de l'amplitude maximale de n'importe quelle surface prouve l'efficacité du procédé de sablage.

Le paramètre de symétrie S_{sk} des surfaces tend à s'approcher de zéro, montrant également l'homogénéisation des surfaces, avec autant de pics que de vallées (Figure 97(c)). Les S_{ku} tendent également tous vers la même valeur, proche de 3 (Figure 97(d)). Cependant, pour les surfaces *Upskin*, ce paramètre diminue, témoignant d'un aplatissement de la distribution des hauteurs. Alors qu'il augmente pour les surfaces *Downskin*, dont la distribution des hauteurs tend à être plus étroite. Cette observation permet également de mettre en évidence le caractère homogénéisant du sablage quel que soit l'état de surface initial.

L'évolution de l'épaisseur des plaques en fonction du temps de sablage permet de confirmer les précédentes observations, voir Figure 99. Finalement, avec un temps de sablage de 30 secondes, les particules non fondues en surface ont été arasées et la partie massive de la pièce commence à être abrasée. L'augmentation du temps de sablage réduit l'épaisseur globale de la pièce mais la vitesse de diminution d'épaisseur reste relativement faible, et est d'environ 100 $\mu\text{m}/\text{min}$ avec ces conditions de sablage.

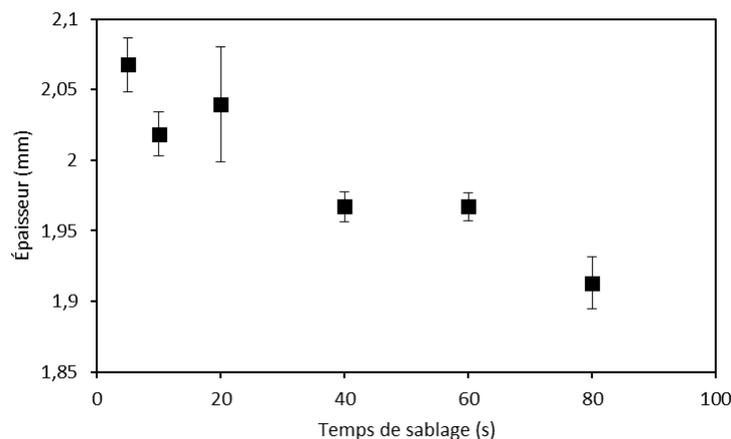


Figure 99 - Évolution de l'épaisseur des plaques en fonction du temps de sablage.

6.1.2 Maîtrise de l'état de surface final : polissage par tribofinition

La rugosité peut encore être diminuée et un contrôle plus fin de la qualité de surface peut être apporté. Pour cela le procédé du polissage par tribofinition, présenté en section 2.3.2.2, est utilisé. Deux gammes successives de tribofinition sont mises en application pour polir les surfaces en répondant à des objectifs différents. La première gamme a une visée abrasive, dans la continuité du sablage et la seconde a pour objectif un polissage plus fin. Leur paramétrage est en conséquence différent. La gamme 1, abrasive, utilise un mélange d'eau et de médias de nature très abrasive. Ces médias, en forme de « tridents », présentent des arêtes vives qui permettent d'araser la surface. En complément de ce mélange abrasif, une vitesse de rotation rapide (de 72 tr/min) met en mouvement l'ensemble. La gamme 2 de polissage est composée de médias cylindriques lisses non abrasifs, dans un mélange d'eau et de pâte à polir. Ce mélange, mis en rotation à une vitesse plus lente (34 tr/min), doit permettre une action beaucoup moins abrasive. Les paramètres de tribofinition de ces deux gammes sont résumés dans la Figure 100.

L'angle d'inclinaison des surfaces par rapport à la direction de fabrication ne sera plus considéré pour la suite de l'étude. Il est considéré que le sablage a permis une mise à niveau équivalente de chacune de surfaces. Toutes les mesures au microscope confocal sont réalisées sur une surface verticale (90°), avec un grossissement x10 pour la gamme 1 et un grossissement de x20 pour la gamme 2. Pour chaque mesure, le procédé de polissage est stoppé et la mesure est effectuée sur la même zone de la pièce.

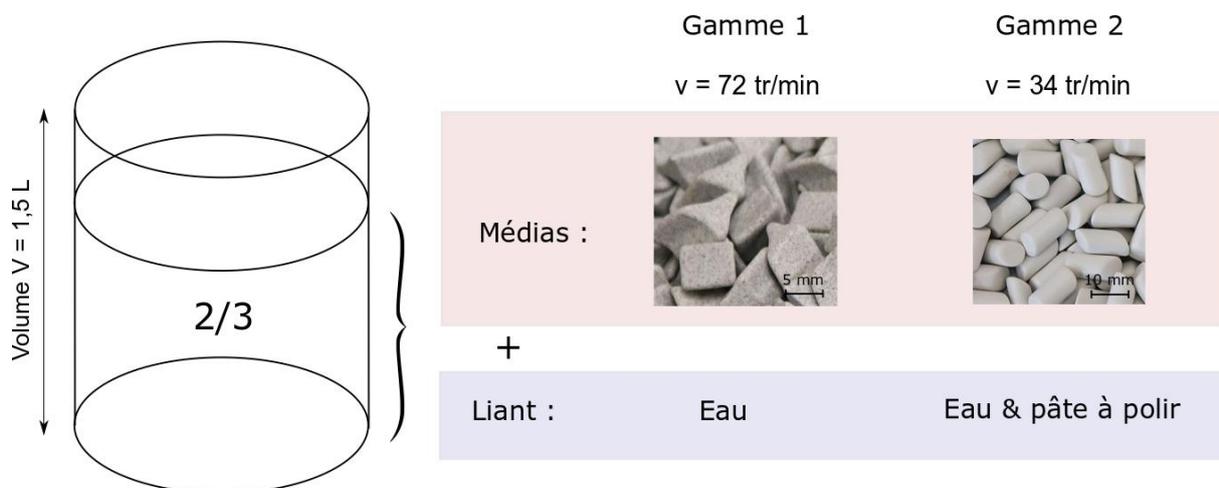


Figure 100 - Gammes de tribofinition mises en place : gamme 1 abrasive et gamme 2 de polissage.

Lors de la gamme 1 de tribofinition, toutes les grandeurs qui caractérisent la métrologie de surface suivent une évolution de tendance logarithmique, voir Figure 101. La rugosité moyenne S_a tend vers une valeur d'environ $1 \mu\text{m}$. Le paramètre qui caractérise la symétrie de la distribution S_{sk} est nul au début de la gamme 1, indiquant une distribution avec autant de points à des hauteurs négatives qu'à des hauteurs positives. Au bout de 24h de polissage, le S_{sk} tend vers -2 avec une distribution négative. Le facteur d'aplatissement de la distribution des hauteurs S_{ku} augmente et tend vers une valeur d'environ 11, témoignant d'une distribution des hauteurs qui se resserre.

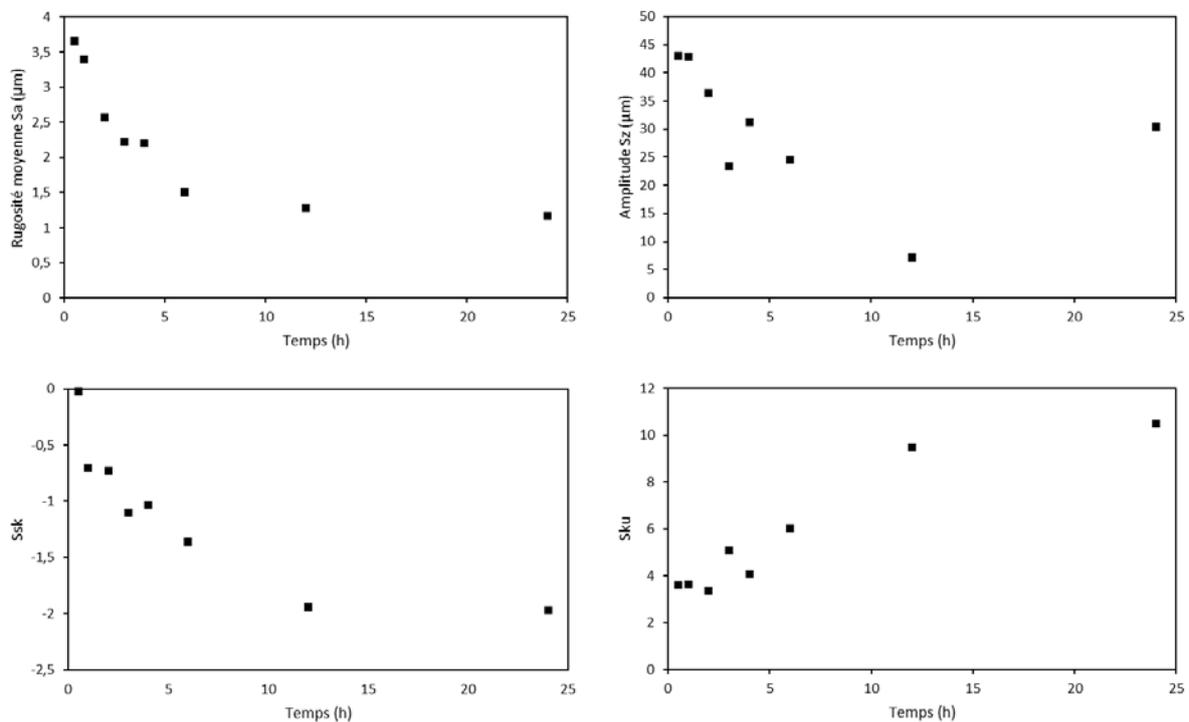


Figure 101 – Métrologie des états de surface lors de la gamme 1 de tribofinition : évolution des paramètres surfaciques en fonction du temps.

La rugosité de l'état de surface atteint un S_a de $1,5 \mu\text{m}$ au bout de 6h de tribofinition. L'évolution de tendance logarithmique des paramètres peuvent s'expliquer par l'usure progressive des médias abrasifs et le lissage de l'état de surface. Le paramètre S_{sk} qui tend vers une valeur négative indique que les pics de la surface sont arasés, sans toucher aux vallées. Ces conclusions sont appuyées par le paramètre S_{ku} qui témoigne d'un aplatissement global de la surface. La Figure 102, représentation 3D de l'état de surface à différents temps, illustrent parfaitement ces explications. Dans le but de vérifier si l'usure des médias est le

facteur limitant de cette gamme de tribofinition, un autre essai expérimental est réalisé sur 24h avec des changements de médias toutes les 6h. Les résultats finaux (non représentés) sont sensiblement identiques à ceux présentés en Figure 101 et Figure 102. Par conséquent, le seuil de polissage atteint à travers cette gamme de tribofinition est surtout dû au pouvoir abrasif limité de ce type de médias sur ce type de surface. On arase facilement les pics hauts mais il devient de plus en plus difficile de descendre car la quantité de matière à enlever est de plus en plus importante.

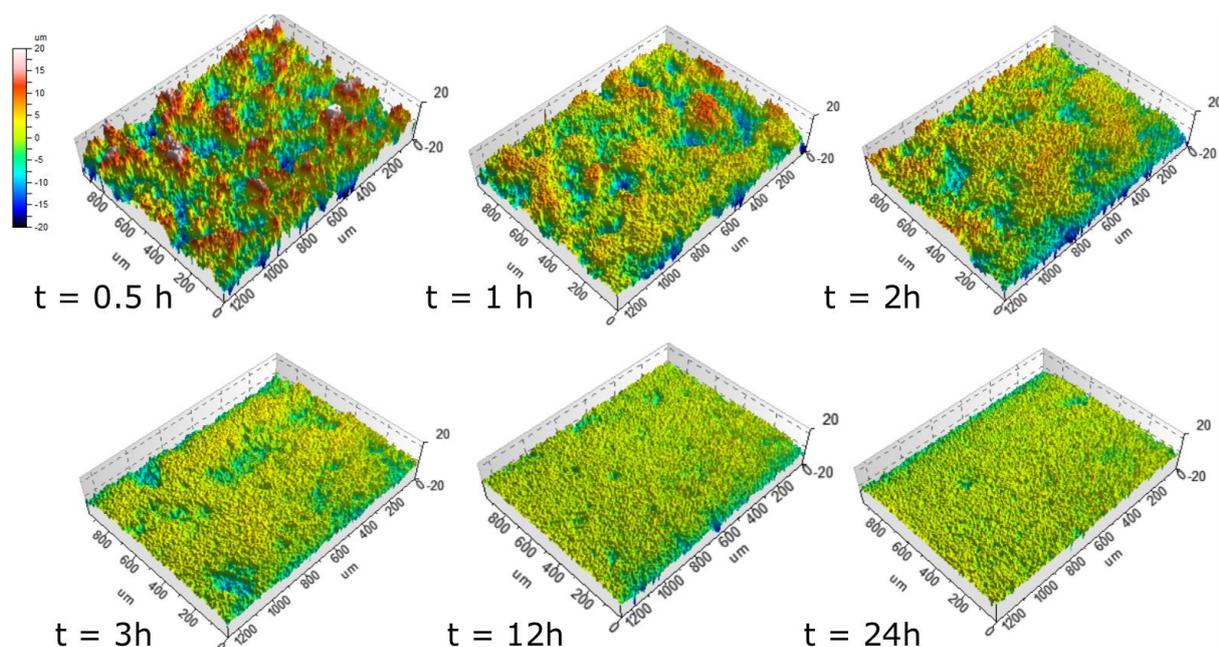


Figure 102 – Évolution de l'état de surface lors de la gamme 1 de tribofinition : représentation 3D.

La gamme 2 est réalisée à partir d'échantillon traités par la gamme 1. Le même type de surface est effectué pour la mesure (verticale 90°) après 24h de traitement en gamme 1. La gamme 2 de tribofinition est effectuée sur un temps plus long de 48h. L'évolution correspondante des paramètres surfaciques est présentée en Figure 103. Elle permet de mettre en évidence une amélioration de l'état de surface plus sensible que la gamme précédente. Le paramètre S_a passe d'environ 1 μm à une valeur de S_a comprise entre 0,2 et 0,4 μm . Cette gamme de polissage finale a donc été efficace. Ces observations sont appuyées par le paramètre d'amplitude S_z qui montre une évolution décroissante jusqu'à des valeurs comprises entre 10 μm et 15 μm . L'évolution du S_{sk} est moins marquée, mais il semble se profiler une légère diminution. Enfin, le S_{ku} augmente et témoigne donc d'un aplatissement et d'un lissage de la surface.

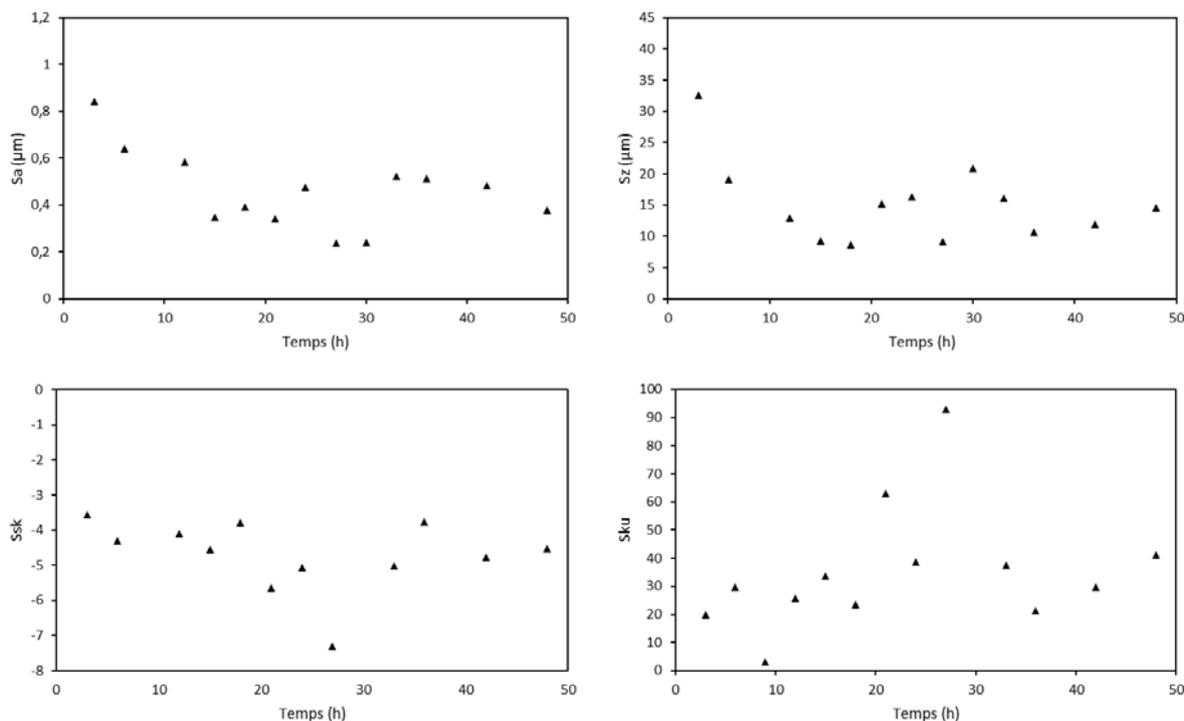


Figure 103 – Métrologie des états de surface lors de la gamme 2 de tribofinition : évolution des paramètres surfaciques en fonction du temps.

L'évolution de l'état de surface lors de cette étape finale de polissage est différente de celle de la gamme 1 de tribofinition. De plus, son action est plus lente. Les différents paramètres semblent suivre une décroissance linéaire. Cependant, les mesures n'ont pas été effectuées sur un temps assez long pour le confirmer. La surface est considérablement améliorée grâce à ce mélange de polissage et permet d'atteindre une valeur de Sa inférieure à 0,4 µm. Cependant, comme pour la dernière gamme, on ne parvient pas à atteindre les vallées de la surface et l'action de polissage porte uniquement sur la partie supérieure plane de la surface. L'évolution minimale du Ssk va également dans le sens de ces dernières explications. Les vallées, qui restent prédominantes dans le calcul de ce paramètre, sont épargnées lors de cette ultime étape de polissage.

6.1.3 Synthèse sur le parachèvement des surfaces implantées et considération du Ra

L'évolution de l'état de surface à travers les deux techniques de finition est récapitulée dans le schéma en Figure 104. Des images en microscopie électronique à balayage (grossissement x80) sont également réalisées. Cette comparaison est effectuée au regard de la grandeur de la rugosité linéaire Ra, sur laquelle de nombreuses études et de nombreuses normes sont encore basées. Le Ra est un point de comparaison universel, notamment pour les études de cultures cellulaires, qui seront l'objet de la suite de ce chapitre. Finalement, une rugosité de 0,1 μm est atteinte. Et, plus important encore, cette rugosité peut être totalement contrôlée entre 2,5 μm et 0,1 μm à partir de l'état de surface sablé, en jouant sur les temps de tribofinition, quel que soit l'angle d'inclinaison de la surface lors de la fabrication additive.

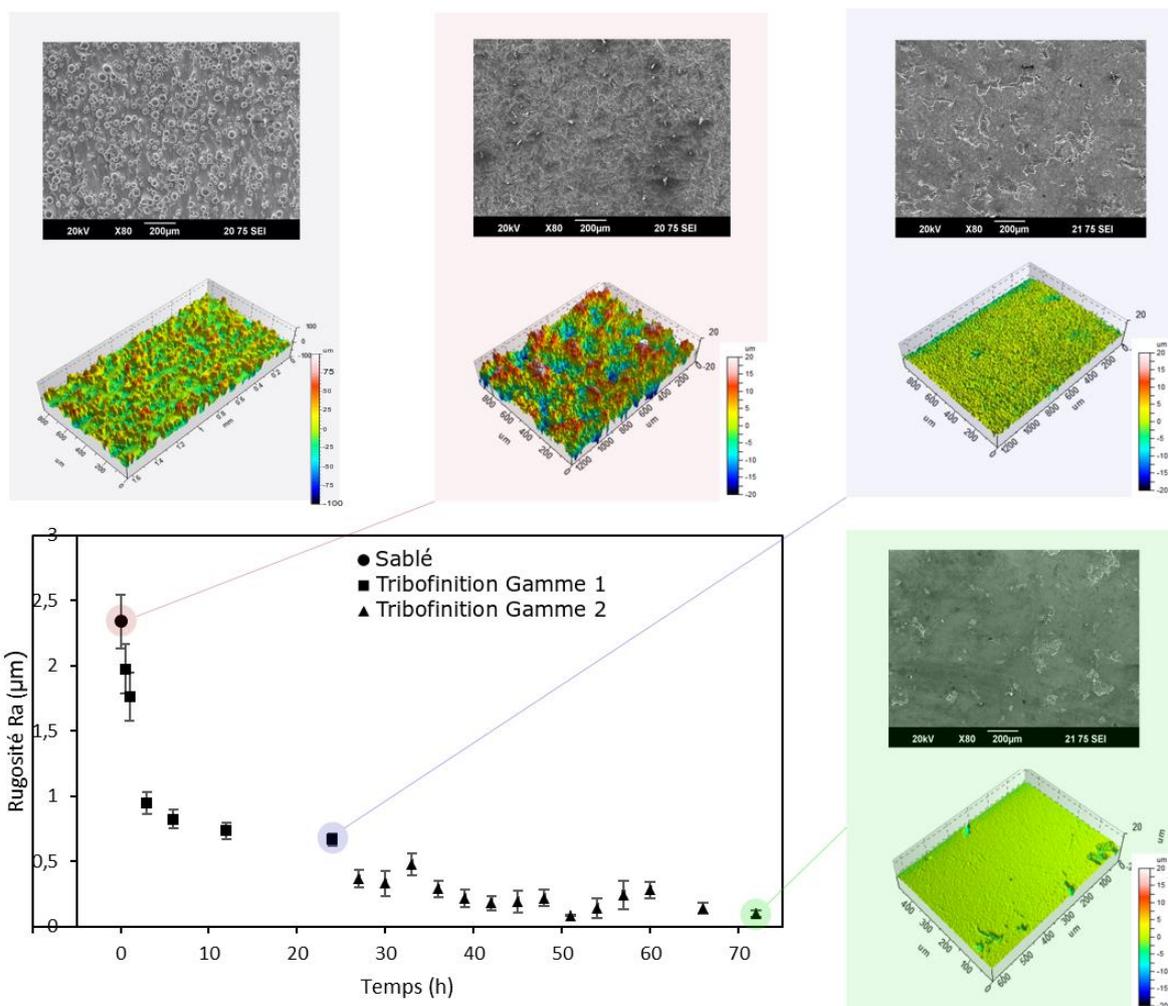


Figure 104 – Évolution de l'état de surface à travers les différents traitements de finition (Ra brut SLM en haut à gauche non représenté sur le graphe).

6.2 Validation biologique : essais de culture cellulaire

Comme expliqué en section 1.1.1.2, la biocompatibilité d'un biomatériau est multidimensionnelle et plusieurs tests successifs sont nécessaires à sa description. D'un point de vue réglementaire, c'est la norme ISO 10993 qui décrit les principes généraux de l'évaluation biologique des DM [219]. Généralement, les premiers essais expérimentaux sont des tests de culture cellulaire réalisés *in vitro*. Ces tests dits primaires interviennent avant les essais d'implantation *in vivo* (tests secondaires). Les tests de génotoxicité, qui décrivent l'aptitude du matériau à être mutagène, et de cytotoxicité, qui s'intéressent à la viabilité dans

le temps de certaines cellules cibles, font partie de ces essais primaires. Certains tests sont inévitables dans le cadre d'applications dentaires et la suite de l'étude se concentrera sur ceux-ci. L'enchaînement des différents essais communément réalisés dans le cadre de la validation d'un biomatériau ou d'un DMI est résumé en Figure 105.

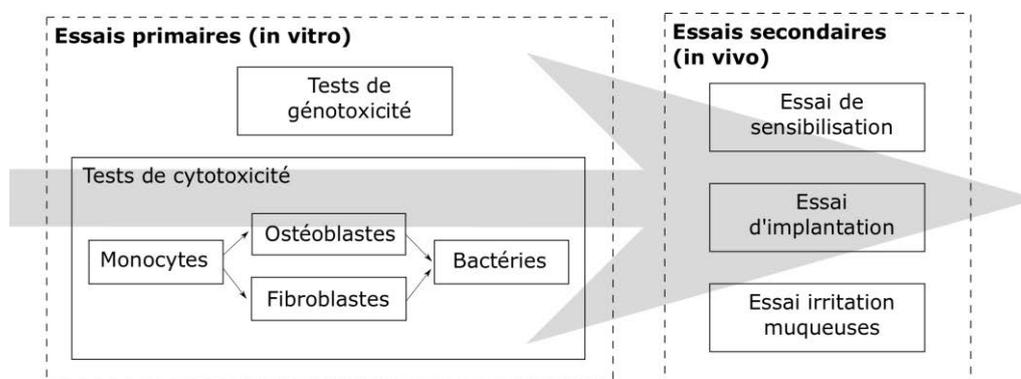


Figure 105 - Tests de biocompatibilité principaux dans le domaine dentaire.

Dans le cadre de la validation de l'alliage de TA6V issu du procédé SLM et des états de surface obtenus par les procédés de finition, des tests préliminaires de cytotoxicité sont envisagés. Ces tests font intervenir différents types cellulaires, tels que les monocytes, les ostéoblastes et les fibroblastes (Figure 105). Les monocytes sont des macrophages non différenciés, premières cellules en contact avec un corps étranger et premières à considérer dans un test préliminaire de toxicité, dont la tâche principale est de phagocyter les agents pathogènes. Les fibroblastes sont des cellules de soutien, principales constituantes des tissus mous dont les tissus gingivaux. Enfin, les ostéoblastes font partie des tissus durs à l'origine de la croissance osseuse. Ces trois principaux types cellulaires sont directement concernés par l'implantation d'un dispositif du type de l'implant basal à plaque. Certaines surfaces sont en effet en contact avec l'os, d'autres avec la muqueuse buccale, voir Figure 106. Les macrophages, eux, interviennent avec tout type de surface implantée. Il s'agira de définir des traitements de surface adaptés pour tenter de satisfaire les différents types cellulaires.

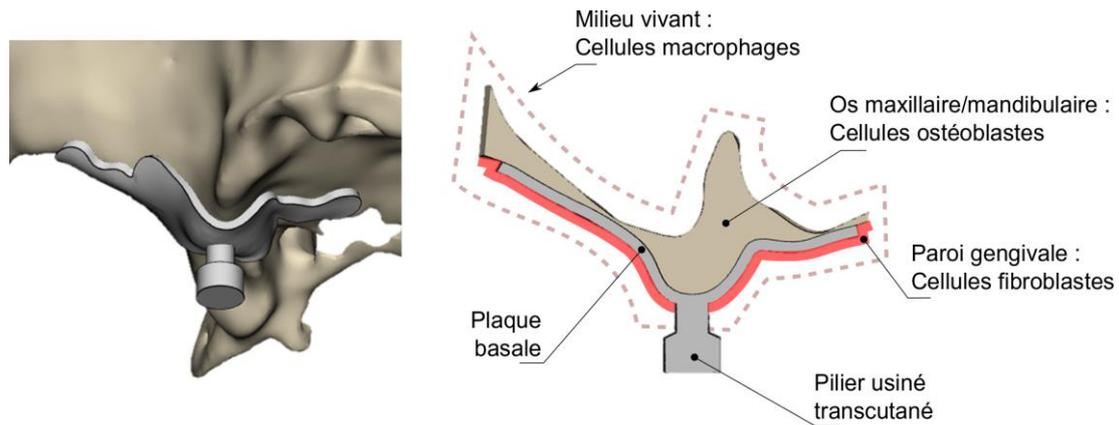


Figure 106 - Schéma d'un implant supra-osseux à plaque : types cellulaires en contact.

6.2.1 Culture cellulaire de monocytes THP-1 : protocole expérimental

Les essais de culture cellulaire sont réalisés à l'Institut Jean Lamour dans le cadre d'une collaboration. Le premier type cellulaire investigué sont les monocytes THP-1. Il s'agit de macrophages pas encore différenciés. Ce sont des cellules de la catégorie des phagocytes, dont le rôle est d'absorber les débris flottants, les corps étrangers et agents pathogènes rencontrés. Les monocytes dont les macrophages sont présents partout, y compris dans la cavité buccale. Elles sont directement responsables de la réponse immunitaire et inflammatoire et constituent la première ligne de défense non spécifique lors de l'introduction d'un corps étranger.

Pour ces premiers essais de culture cellulaire, des échantillons en forme de disques cylindriques sont réalisés en alliages de TA6V par le procédé SLM. Ces disques ont un diamètre de 10 mm pour une épaisseur de 2 mm. Quatre disques permettent d'étudier chaque type de surface, à savoir une surface brute de SLM, une surface sablée, une surface tribofinie et une surface poli-miroir. La surface brute de SLM correspond à une surface fabriquée à la verticale (à 90°). La surface sablée est préparée selon les paramètres de sablage développés dans la section précédente. La surface tribofinie correspond à un traitement de 24h en gamme 1 puis 48h en gamme 2 de tribofinition. La surface polie-miroir est obtenue par polisseuse automatique jusqu'à un papier P4000. Les rugosités (en Ra) des différents échantillons sont résumées dans le Tableau 15.

États de surface	Ra (μm)
Brut de SLM	11
Sablé	2,4
Tribofini	0,1
Poli-miroir	0,035

Tableau 15 - Type d'état de surface considéré pour les essais de cultures cellulaires sur monocytes THP-1.

Les cellules THP-1 sont cultivées dans des plaques composées de 12 puits Falcon à 300000 cellules par puits, voir Figure 107(a). Chaque puit contient 3 mL d'un milieu complet DMEM (milieu minimum essentiel de Eagle) Sigma-Aldrich comportant 2 % de L-Glutamine, 1 % de pénicilline/streptomycine et 0,05% d'amphotéricine B. Ce milieu est classiquement utilisé pour les essais de culture cellulaire. Les cellules sont déposées dans les puits en présence des disques de titane, puis incubées à 37° C, à 5 % de CO₂ et à 90 % d'humidité pendant une durée totale de 96 h.

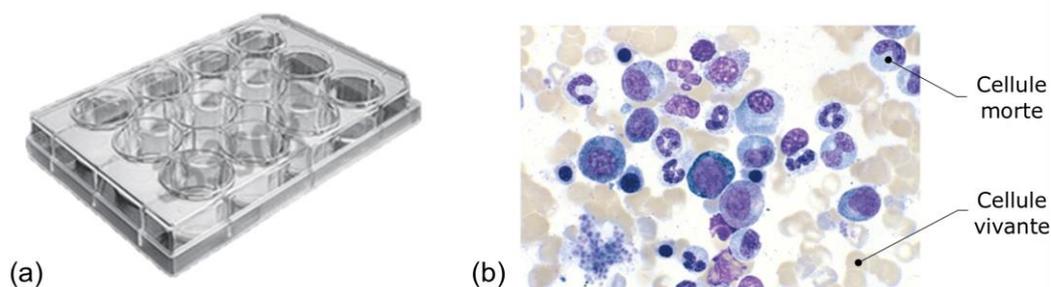


Figure 107 – (a) Puits de mise en culture cellulaire des monocytes THP-1, (b) Image au microscope optique après coloration au bleu de trypan pour les comptages cellulaires.

Toutes les 24h à partir de la mise en culture, les milieux des puits sont prélevés, puis les puits sont trypsinés afin de détacher les monocytes des échantillons et permettre le comptage. La suspension cellulaire prélevée est colorée au bleu de trypan, une méthode qui permet d'identifier les cellules mortes qui ne sont plus capables de relarguer le colorant bleu (Figure 107(b)). Ces comptages successifs permettent une première évaluation de la toxicité de l'échantillon testé.

Cependant, le comptage des cellules mortes ne permet pas d'apprécier le bon fonctionnement ou non des cellules restantes. Un second test est donc réalisé pour quantifier la prolifération et

la viabilité des cellules. Ce test, dit test WST-1, s'appuie un comptage colorimétrique en observant le changement de teinte des cellules. Il s'appuie sur un réactif particulier, le sel de tétrazolium. Le test permet de quantifier l'activité des mitochondries, qui font partie de la chaîne de respiration de toutes les cellules et sont responsables la création d'ATP (énergie) à partir de l'oxygène. L'activité des mitochondries est plus importante lors de la prolifération cellulaire, tout comme celle des enzymes déshydrogénases mitochondriales, faisant partie de cette chaîne respiratoire. Ces enzymes sont également responsables du clivage du sel de tétrazolium WST-1 (de couleur rose) en formazan (de couleur jaune). Le formazan formé et le tétrazolium restant peuvent ainsi être observés grâce au test colorimétrique afin de quantifier l'activité des enzymes mitochondriales, et donc l'activité des cellules et leur prolifération. Cette viabilité cellulaire est représentée en pourcentage par rapport à l'activité du témoin. Chacun de ces deux tests cellulaires est répété sur quatre échantillons par type de surface. Chaque répétition de l'expérience est comparée à son propre témoin, avec un puit ne comportant que le milieu cellulaire.

Un test statistique du Student unilatéral est utilisé pour évaluer la différence significative ou non du type de surface testée par rapport aux témoins. Trois seuils de significativité sont considérés : à 5 % (*), à 1 % (**), et à 0,1 % (***).

6.2.2 Influence de l'état de surface sur la viabilité cellulaire des monocytes

THP-1

Les comptages cellulaires des différentes surfaces sont présentés dans les graphiques en Figure 108(a) à (d). Les tests WST-1 de viabilité cellulaire apparaissent dans les graphes en Figure 109(a) à (d). Pour l'état de surface brut de fabrication additive, la prolifération cellulaire devient significativement différente du témoin dès 48h de culture (Figure 108(a)). En effet, à partir de 24 h, le nombre des cellules vivantes chute sous 100 000 unités pour ne jamais recommencer à croître. Ces résultats sont confirmés par le test de quantification de l'activité cellulaire, en Figure 109(a). Ces résultats témoignent d'une faible activité cellulaire par rapport à l'activité du témoin, inférieure à 30 % à partir de 72h. Cet état de surface présente donc une toxicité élevée envers les cellules monocytaires THP-1.

Le second état de surface étudié est l'état de surface sablé. La diminution du nombre de cellules vivantes semble légèrement moins prononcée que l'état de surface SLM aux temps 48h et 72h. On observe même une légère augmentation du nombre de cellules à 96h, contrairement au brut SLM. Cependant, cette croissance cellulaire reste inférieure à celle du témoin associé, comme le montre la Figure 108(b). De plus, elle devient significativement différente du témoin à partir de 72h, contrairement à l'état de surface SLM qui l'était au bout de 48h. L'activité cellulaire présentée en Figure 109(b) va dans le sens du comptage cellulaire. Elle varie entre 60 % et 80 % de celle du témoin tout au long du test. La toxicité de cet état de surface est donc avérée mais moins prononcée que dans le cas de la surface brute SLM.

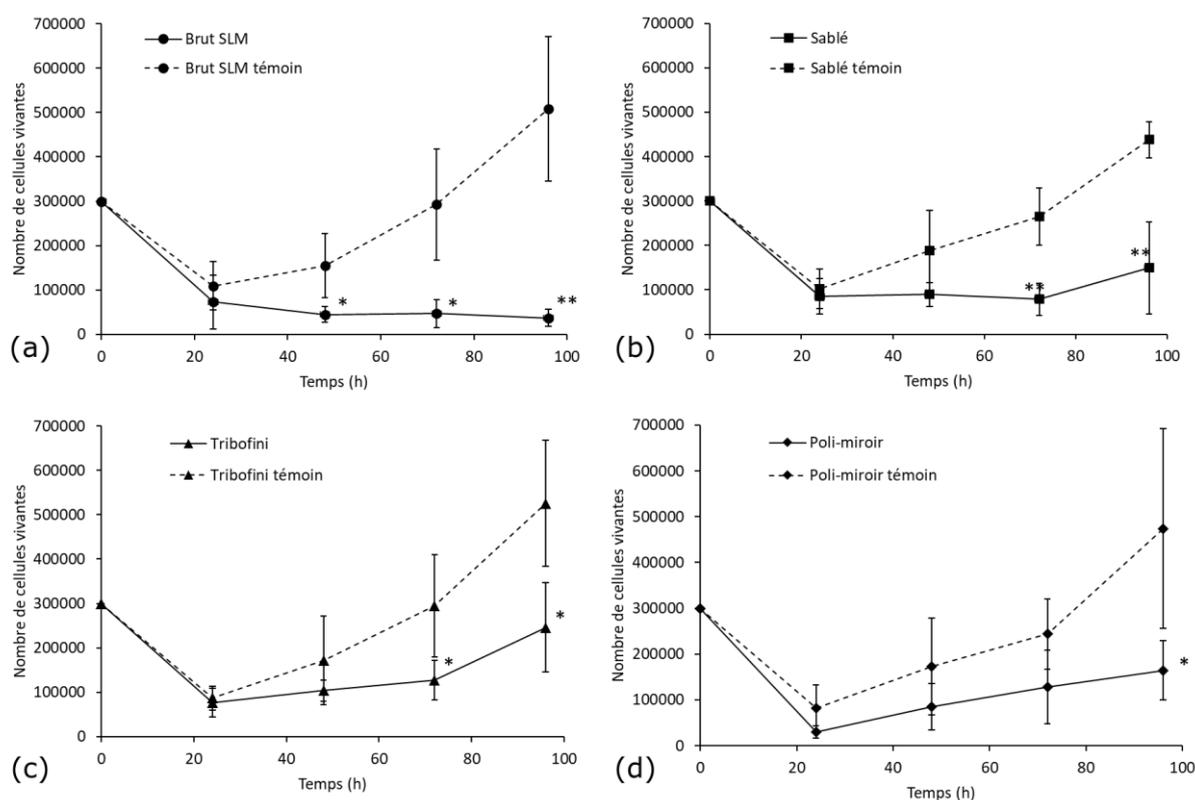


Figure 108 - Comptage cellulaire au bleu de trypan pour (a) l'état de surface initial SLM, (b) l'état de surface sablé, (c) l'état de surface tribofini et (d) l'état de surface poli-miroir.

Pour l'état de surface tribofini, l'évolution de nombre de cellules vivantes est légèrement différente de celle de l'état de surface sablé (Figure 108(c)). La prolifération est légèrement plus importante surtout entre 72h et 96h, même si le test de Student unilatéral est le même dans les deux cas. En terme de viabilité des cellules exposées, elle semble peu différente de

l'état de surface sablé, avec une viabilité également comprise entre 60 % et 80 % par rapport au témoin (Figure 109(c)). En conclusion, il semble que cet état de surface soit légèrement moins toxique que l'état de surface brut SLM mais la différence est moins marquée qu'avec l'état de surface brut SLM.

Pour finir, l'état de surface poli-miroir est testé. L'évolution du nombre de cellules vivantes est plus proche du témoin que tous les autres états de surface, voir Figure 108(d). En effet, la différence avec le témoin n'est considérée comme significative qu'à partir de 96h. Cette état de surface serait donc légèrement moins toxique que le précédent, tribofini. Ce résultat peut être confirmé par la viabilité cellulaire qui ne cesse d'augmenter sans jamais être significativement différente de celle du témoin (Figure 109(d)).

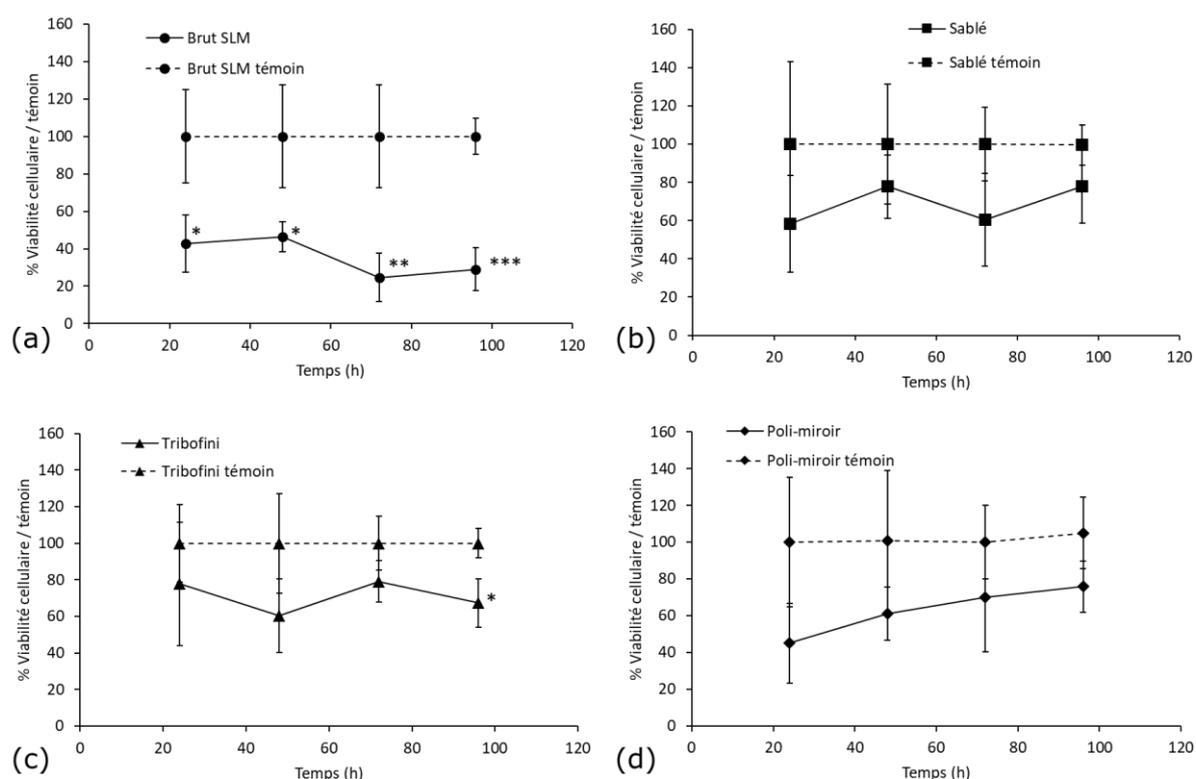


Figure 109 - Test de quantification de l'activité cellulaire pour (a) l'état de surface initial SLM, (b) l'état de surface sablé, (c) l'état de surface tribofini et (d) l'état de surface poli-miroir.

L'état de surface a une réelle influence sur la toxicité des cellules monocyte THP-1. Plus la surface est lisse moins elle est toxique. La différence de toxicité entre les surfaces tribofini et

poli-miroir est très peu marquée, toutes deux ont un Ra inférieur à 0,1 μm . La différence la plus marquée est surtout observée pour l'état de surface brut de fusion SLM, dont la toxicité est considérablement plus importante.

Des observations en microscopie optique au moment de l'introduction des monocytes dans le milieu ont également été réalisées (non représentées). Il est observé un déplacement rapide des cellules vers le corps étranger et une accumulation autour des disques de TA6V. L'hypothèse avancée serait que les monocytes auraient plus tendance à s'accrocher sur les surfaces présentant des aspérités. Les cellules auraient par conséquent moins de difficulté à attaquer, phagocyter et internaliser des particules métalliques, dont l'aluminium et le vanadium contenu dans l'alliage dont la toxicité est avérée [220]. Cette hypothèse est appuyée par la mesure des surfaces réelles des échantillons. Le Tableau 16 fait état du ratio de la surface développée réelle sur la surface mesurée (0,9 mm^2). La surface développée de l'échantillon brut de SLM est environ trois fois supérieure à la surface mesurée, montrant que les cellules ont en réalité beaucoup plus de surface pour s'accrocher, à l'origine d'une potentielle toxicité plus importante.

Cependant, ces hypothèses doivent être vérifiées et d'autres essais expérimentaux sont prévus. Après comptage, un échantillon de suspension cellulaire avait été prélevé et conservé en vue d'être soumis à une spectrométrie à plasma à couplage inductif ICP-AES. Cette technique d'analyse permet de doser la proportion d'éléments présents en très faible quantité dans les échantillons de surnageant récolté, et ainsi desceller la potentielle présence de vanadium ou d'aluminium relargué. Une comparaison avec du titane pur pourrait également permettre de clarifier ce point. Par ailleurs, il n'est pas exclu que la toxicité soit liée au type cellulaire, c'est pourquoi d'autres types de monocytes/macrophages peuvent également être testés.

État de surface	Ratio surface développée/ surface mesurée	Rugosité Ra (μm)
Brut SLM	2,78	11
Sablé	1,17	2,4
Tribofini	1,01	0,1
Poli-miroir	1,001	0,035

Tableau 16 - Ratio de la surface développée réelle par rapport à la surface mesurée par chaque type d'état de surface.

Par ailleurs, ces tests préliminaires de toxicité réalisés sur des cellules monocytaires ne représentent qu'un aspect de la validation biologique des états de surface obtenus par les procédés de polissage. D'autres essais de cytotoxicité primaire doivent désormais être réalisés sur des ostéoblastes représentatifs des tissus osseux et des fibroblastes représentatifs des tissus conjonctifs de la gencive.

6.2.3 Perspectives de validation biologique

La validation cytotoxique préliminaire doit se poursuivre sur d'autres types cellulaires, à savoir les fibroblastes et les ostéoblastes. Puis, des tests seront réalisés sur certains types de bactéries, telle que la bactérie *desulfovibrio* qui peut avoir un rôle dans certaines pathologies parodontales. En parallèle, l'étude complète devra s'étendre à l'alliage de Ti-26Nb afin de valider sa biocompatibilité. Ces tests sur l'alliage de TA6V SLM servent donc également à la mise en place des procédures expérimentales de validation biologique ainsi que de point de comparaison avec l'alliage de Ti-26Nb.

Des études similaires permettent de donner une ligne directrice à ces futurs travaux. Elles ont notamment considéré l'influence de la rugosité et de la topographie de surface sur la viabilité d'autres cellules monocytaires. Par exemple, C. Gomes Moura et al. et W. Soskolne et al. [221], [222] ont comparés plusieurs états de surface pour du titane (grade 4). Tous deux ont mis en évidence le caractère inerte des surfaces vis-à-vis des cellules quel que soit l'état de surface. Ces résultats peuvent appuyer nos hypothèses sur la potentielle toxicité du vanadium et de l'aluminium sur les monocytes THP-1 précédemment étudiés, hypothèse également avancée par d'autres travaux portant sur d'autres cellules monocytaires [223].

La littérature existante permet également d'aborder la viabilité cellulaire des fibroblastes. Il a été montré que ce type cellulaire préférerait les surfaces lisses pour un alliage de TA6V, avec une rugosité comprise entre 0,08 et 1 μm [224]. Concernant les ostéoblastes, plusieurs travaux *a contrario* mettent en évidence l'importance d'une surface plutôt rugueuse [225]–[227]. La rugosité recherchée pour les ostéoblastes est comprise entre 3 μm et 5 μm . Cependant, aucune de ces études ne prend en considération la fabrication par SLM et les gammes de traitement de surface développées dans ce chapitre. En effet, la prolifération ne dépend pas seulement

d'une rugosité moyenne, mais plutôt d'une topographie et d'une composition chimique spécifique de surface.

6.3 Conclusions

L'objectif de ce dernier chapitre de thèse portait sur le contrôle de l'état des surfaces implantées, issues de la FA SLM. Les procédés de sablage et de polissage par tribofinition ont pu répondre aux problématiques liées à la complexité des géométries de ce type de surfaces. Le sablage a tout d'abord permis une remise à niveau des différentes topographies de surface, fortement dépendantes de leur orientation vis-à-vis de la direction de fabrication. Puis les traitements par tribofinition ont permis un contrôle beaucoup plus fin de la rugosité entre 5 μm et 0,1 μm en terme de Ra. Dans le cadre de la démarche globale de réalisation d'un DMI, ces étapes doivent nécessairement être réalisées après les opérations d'usinage qui nécessitent de conserver les supports de fabrication. Par conséquent, un moyen de protection des surfaces usinées doit également être considéré lors des opérations de polissage.

L'application particulière à l'implantologie nécessite une validation biologique des états de surfaces obtenus. Les surfaces des dispositifs développés sont en contact avec différents tissus biologiques, à l'origine d'interfaces spécifiques. Dans cette optique de validation biologique des états de surface, des tests préliminaires de cytotoxicité ont également été réalisés. Des différences significatives de toxicité selon les états de surface envers des cellules monocytaires ont pu être mises en évidence. Pour ce type cellulaire, un état de surface lisse (inférieur à 0,1 μm) est préférable et l'état de surface brut SLM est particulièrement létal. Il est probable que cette toxicité soit liée au vanadium et à l'aluminium contenus dans l'alliage. Cette hypothèse va donner lieu à d'autres essais, notamment pour vérifier la présence d'éléments relargués dans le milieu par ces cellules phagocytaires. D'autres tests cellulaires doivent également être réalisés pour vérifier la viabilité des fibroblastes présentes dans les tissus mous et les ostéoblastes présentes dans les tissus osseux. Cependant, la littérature permet de donner des pistes sur les états de surface à adopter pour ces deux types cellulaires. Une surface rugueuse (entre 3 μm et 5 μm) serait préférable pour les ostéoblastes, alors qu'une surface lisse (moins de 1 μm) permet aux fibroblastes de proliférer. Ces pistes permettent d'entrevoir les étapes de traitements de surface adaptées au cas d'étude de ces

travaux, à savoir un polissage par tribofinition de l'implant dans sa globalité, suivi d'un sablage de la surface inférieure. Ces conclusions préliminaires sont à mettre en corrélation avec des essais secondaires in vivo d'implantation.

L'ambition à plus long terme est d'adapter cette démarche globale à l'alliage de Ti-26Nb. Les gammes de polissage devront donc être ajustée aux spécificités de ce nouvel alliage, telle que sa ductilité plus importante. Il sera également primordial de valider sa biocompatibilité sur laquelle encore peu d'études se sont attardées.

Conclusion générale

Les travaux de cette thèse s'inscrivent dans l'amélioration de la biocompatibilité et la stabilité d'un DMI en alliage de titane au regard de l'os péri-implanté, en prenant en compte l'aspect mécanique et l'aspect biologique. Le choix de DMI associés à la sphère dentaire se justifie par les fortes sollicitations mécaniques mises en jeu. Ces domaines sont donc à même de montrer l'intérêt de la contribution du matériau et de la géométrie sur le transfert de charge dans l'os péri-implanté et sur la minimisation du phénomène de *stress-shielding* à l'interface os-implant. Ce choix nous permet d'illustrer nos solutions à travers deux cas d'étude : l'implantologie dentaire axiale (implantologie endo-osseuse), et l'implantologie basale à plaques d'ostéosynthèse (implantologie supra-osseuse).

Les implants endo-osseux ont permis la mise en œuvre d'une solution associée à l'optimisation de la configuration de pose, mais aussi de l'utilisation d'un matériau à bas module de Young. Cette première partie des travaux constitue le troisième chapitre de la thèse. L'optimisation de la configuration et du placement du DMI dans l'os péri-implanté ont été pris en considération. Cette étude a eu pour objectif d'étudier simultanément l'effet de la géométrie de l'implant axial endo-osseux et de son module d'élasticité, de sa position, du type d'os sur le transfert de charge et le saut de contraintes à l'interface os-implant. La prise en compte de tous ces paramètres constitue une originalité et recoupe dans certain cas les conclusions d'études parcellaires de la littérature. La quantification de l'effet des paramètres est difficile, toutes les études s'appuyant sur ses propres hypothèses et son propre cadre géométrique. Un modèle EF multiparamétrique a donc été développé. Ce modèle a permis la mise en place d'une campagne d'essai numérique automatisée (512 modèles et autant de

simulations) pour tester différents paramètres : diamètre, longueur, conicité, inclinaison, matériau de l'implant, épaisseur de l'os cortical, et propriétés élastiques de l'os spongieux. Cette campagne s'est appuyée sur une méthodologie du type plan d'expériences sous la forme d'un plan factoriel complet, afin de tester toutes les combinaisons de paramètres possibles et ainsi préciser l'influence des différents paramètres les uns par rapport aux autres. La prédominance de la qualité osseuse par rapport aux paramètres de la géométrie de l'implant a été montrée, en accord avec les données dispersées de la littérature. À partir de ces résultats, des fonctions objectif ont été définies, et associées à un algorithme génétique d'optimisation. Les paramètres de l'implant ont été optimisés pour une qualité d'os donnée sur des critères liés au transfert de charge et aux contraintes dans l'os cortical. L'importance de la configuration de pose d'un implant a pu être soulignée, même pour de faibles variations des paramètres, en particulier l'utilisation d'un matériau à bas module qui permet la réduction de saut de contraintes entre l'os et l'implant et donc du phénomène de *stress-shielding*.

Cette étude a été menée en collaboration avec l'Hôpital Virtuel de Lorraine et le projet FEDER associé, à l'origine du financement de cette thèse, ainsi que la société HRV, spécialisée dans l'élaboration de simulateurs virtuels de pose d'implants dentaires à visée pédagogique. Ces simulateurs, qui interviennent dans la formation des futurs chirurgiens-dentistes de la faculté d'Odontologie de Nancy, comprennent notamment une étape de planification de pose d'implants. Le praticien choisit le placement de l'implant à partir d'images scanner pour préparer la mise en place du dispositif. Cette étape ne fait actuellement aucunement appel à des critères mécaniques. Ainsi, cette étude numérique qui se veut exhaustive pourrait être implémentée dans les simulateurs et couplée à l'étape de planification pour optimiser la configuration de pose des implants en prenant en compte l'aspect mécanique et le transfert de charge entre l'os et l'implant.

La seconde partie de ce travail a porté sur l'implantologie supra-osseuse sur-mesure et a permis la mise en œuvre d'autres types de solutions géométriques, qui ont davantage considéré la structure intrinsèque des implants. Les implants supra-osseux sont associés au développement de la démarche globale de réalisation de DMI par fabrication additive SLM. Ce procédé permet la fabrication de pièces avec une grande liberté de formes mais soulève également des problématiques encore peu prises en compte, comme par exemple le

parachèvement et la finition des pièces. La réalisation de DMI par procédé SLM passe donc par la nécessaire prise en compte de toutes les étapes de la chaîne de valeurs.

Dans cette optique, une démarche d'optimisation topologique originale a tout d'abord été développée dans le quatrième chapitre. L'objectif repose sur le comportement de l'os péri-implanté. Les forces internes aux nœuds de l'os ont été plus particulièrement considérées pour répondre au problème. Un premier modèle a tout d'abord été développé comme preuve de concept. Ainsi, la plaque a été topologiquement optimisée dans l'optique d'homogénéiser le champ de contraintes de l'os, initialement localisé due à un chargement appliqué ponctuellement. Cette première modélisation a permis de valider le concept du contrôle du transfert de charge grâce à l'optimisation topologique de la plaque à travers les variables des forces internes nodales.

La résolution d'un problème d'optimisation topologique est fortement dépendante du changement appliqué au système. Dans le cas de réhabilitation dentaire par un ensemble de plaques supra-osseuses, la direction et l'amplitude réelles des efforts masticatoires appliquées sont inconnues. Un second modèle intermédiaire a donc été envisagé pour déterminer ces efforts de manière numérique. Ce modèle a permis de déterminer les forces occlusales appliquées sur les différentes plaques à travers une modélisation vectorielle des muscles mandibulaire. Ces forces ont ensuite pu être utilisées lors de l'application de la démarche d'optimisation topologique du cas d'étude de l'implant supra-osseux.

La possibilité de contrôler le transfert de charge grâce à l'optimisation topologique a été démontrée dans ce chapitre. Mais l'application de cette démarche à l'exemple d'une plaque mince reste limitée du fait du volume de matière disponible peu conséquent. Cependant, l'application à un dispositif plus massif, telle que la prothèse de hanche, pourrait être davantage intéressant. Par ailleurs l'export de pièces fabricables à partir des solutions issues de l'optimisation a également posé problème quant au seuillage des pseudo-densités. Cette problématique est récurrente dans le domaine et plusieurs solutions existent dans la littérature associée. Une autre perspective concerne la prise en considération des contraintes liées à la fabrication additive dès cette étape d'optimisation topologique.

L'étape de parachèvement par usinage de surfaces fonctionnelles a ensuite été considérée dans un cinquième chapitre. Pour proposer une solution de transfert entre machine SLM et

centre d'usinage, les supports de fabrication sont conservés en vue de servir de moyen de bridage sur-mesure pour l'opération d'usinage. Un outil numérique associé d'aide au choix de supports et des conditions d'usinage a été développé. La stratégie numérique proposée s'inscrit directement dans l'amélioration de la chaîne de valeurs de la réalisation de pièce en SLM en considérant cette étape de parachèvement. La démarche de simulation de l'opération d'usinage comporte deux axes principaux de développement. Le premier s'est appuyé sur l'utilisation de structures lattices comme supports de fabrication. Elles permettent en effet d'être dimensionnées et leur comportement dynamique peut être prédit. Une procédure d'homogénéisation a également été associée pour un gain considérable de temps de calcul. Le second axe a concerné la modélisation des efforts de coupe pendant l'opération de fraisage périphérique. À partir des efforts de coupe connus (obtenus grâce à une modélisation analytique), un couplage analytique-numérique a été réalisé afin d'appliquer ces efforts sur un maillage EF. La démarche numérique a ensuite été vérifiée et validée par des essais expérimentaux de fraisage sur des échantillons définis. Pour des structures flexibles ou rigides, la démarche a pu être validée, montrant l'efficacité de la stratégie de simulation avec la prise en compte de l'interaction outil-matière. Le cas de l'implant supra-osseux a finalement été traité avec l'opération de fraisage du pilier de l'implant.

Les structures lattices ne constituent cependant pas la solution idéale du fait des temps de lasage importants. D'autres types de structures supports, mécaniquement modulables doivent être envisagés. Des solutions empruntées à l'optimisation topologique ou de *design* génératif pourraient par exemple être étudiées pour remplacer ces structures treillis.

L'amélioration des structures de supports doit également passer par l'aide au décrochage des supports après l'opération d'usinage. Pour cela, des supports construits sur deux étages de topologie différente pourraient être envisagés. Ainsi, la quasi-intégralité de la hauteur des supports serait assez rigide pour répondre aux sollicitations d'usinage et assurer une rigidité suffisante à l'ensemble. Une zone tampon entre les supports et les surfaces supportées serait également considérée, plus flexible pour faciliter le décrochage des supports.

Pour finir, le dernier chapitre a traité des autres types de surfaces des pièces fabriquées par SLM, surfaces en contact avec les différents tissus biologiques. Ces surfaces, brutes de fusion et trop rugueuses en sortie de fabrication nécessitent des traitements de surface adaptés. Le parachèvement de ces surfaces doit également prendre en compte le caractère complexe de la

géométrie des surfaces. Deux procédés de parachèvement permettant un contrôle de l'état de surface homogène ont donc été utilisés. Le sablage a tout d'abord permis de diminuer la rugosité et éliminer les hétérogénéités de surface découlant du procédé. Puis une étape de polissage plus fine a été réalisée grâce au procédé de tribofinition, pour un véritable contrôle de la rugosité. Ces états de surface ont ensuite été validés par des essais de cultures cellulaires sur des cellules monocytaires, premières cellules en contact avec un corps étranger. Ces essais ont montré la toxicité avérée du TA6V pour l'état de surface brut de fusion mais moins importantes pour les états de surfaces lisses. Cette toxicité est potentiellement liée à l'aluminium et au vanadium contenu dans l'alliage. Par ailleurs, ces résultats doivent être complétés par d'autres tests avec d'autres types cellulaires.



Table des références

- [1] A. G. Nerlich, A. Zink, U. Szeimies, and H. G. Hagedorn, “Ancient Egyptian prosthesis of the big toe,” *Lancet*, vol. 356, pp. 2176–2179, 2000.
- [2] R. CAVÉZIAN, “Évolution Historique Du Concept Implantaire: Passé, Présent Et Futur Des Moyens Prédicatifs D’Imagerie,” *Actes. Société Fr. d’histoire l’art Dent.*, vol. 12, no. 1943, pp. 35–40, 2007.
- [3] S. Kurtz, K. Ong, E. Lau, F. Mowat, and M. Halpern, “Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030,” *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A*, vol. 89, no. 4, pp. 780–785, 2007.
- [4] G. V. Research, “Dental Implants Market Size, Share, Growth.”
- [5] J. Lévesque and D. Mantovani, “Les biomatériaux métalliques : de l’industrie à la salle d’opération,” *Le Médecin du Québec*, vol. 38, pp. 2–4, 2003.
- [6] S. G. Steinemann, “Metal implants and surface reactions,” *Injury*, vol. 27, p. S/C16-S/C22, 1996.
- [7] D. F. Williams, “Definitions in biomaterials: proceedings of a consensus conference of the European Society for Biomaterials,” in vol. 4, *Chester, England*, 1986.
- [8] D. F. Williams, “On the mechanisms of biocompatibility,” *Biomaterials*, vol. 29, no. 20, pp. 2941–2953, 2008.
- [9] V. I. Sikavitsas, J. S. Temenoff, and A. G. Mikos, “Biomaterials and bone mechanotransduction,” *Biomaterials*, vol. 22, no. 19, pp. 2581–2593, 2001.
- [10] A. W. Orr, B. P. Helmke, B. R. Blackman, and M. A. Schwartz, “Mechanisms of mechanotransduction,” *Dev. Cell*, vol. 10, no. 1, pp. 11–20, 2006.
- [11] D. F. Williams, “Biocompatibility pathways: Biomaterials-induced sterile inflammation, mechanotransduction, and principles of biocompatibility control,” *ACS Biomater. Sci. Eng.*, vol. 3, no. 1, pp. 2–35, 2017.
- [12] M. Geetha, A. K. Singh, R. Asokamani, and A. K. Gogia, “Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review,” *Prog. Mater. Sci.*, vol. 54, no. 3, pp. 397–425, 2009.
- [13] P.-I. Brånemark *et al.*, “Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. Experience from a 10-Year Period,” *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 16, pp. 1–132, 1977.
- [14] T. Albrektsson, P.-I. Brånemark, H.-A. Hansson, and J. Lindström, “Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 52, pp. 155–170, 1981.

- [15] T. Albrektsson and D. Ph, “Bone-metal interface in osseointegration,” *Most*.
- [16] T. Albrektsson and C. Johansson, “Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration,” *Eur. Spine J.*, vol. 10, pp. S96–S101, 2001.
- [17] D. M. Dohan Ehrenfest, P. G. Coelho, B. S. Kang, Y. T. Sul, and T. Albrektsson, “Classification of osseointegrated implant surfaces: Materials, chemistry and topography,” *Trends Biotechnol.*, vol. 28, no. 4, pp. 198–206, 2010.
- [18] R. K. Alla, K. Ginjupalli, N. Upadhyaya, M. Shamma, R. K. Rav, and R. Sekha, “Surface Roughness of Implants: A Review,” *Trends Biomater. Artif. Organs*, vol. 25, no. 3, pp. 112–118, 2011.
- [19] S. Renvert, I. Polyzois, and N. Claffey, “How do implant surface characteristics influence periimplant disease?,” *J. Clin. Periodontol.*, vol. 38, no. SUPPL. 11, pp. 214–222, 2011.
- [20] G. Ryan, A. Pandit, and D. P. Apatsidis, “Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications,” *Biomaterials*, vol. 27, no. 13, pp. 2651–2670, 2006.
- [21] N. Taniguchi, S. Fujibayashi, M. Takemoto, K. Sasaki, and B. Otsuki, “Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 59, pp. 690–701, 2016.
- [22] M. Abdel-Hady Gepreel and M. Niinomi, “Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 20, pp. 407–415, 2013.
- [23] D. P. Perl, “Relationship of aluminum to Alzheimer’s disease,” *Environ. Health Perspect.*, vol. VOL. 63, no. 7, pp. 149–153, 1985.
- [24] H. Scholz, I. Hackbarth, W. Schmitz, and E. Wetzel, “Effect of vanadate on myocardial force of contraction,” *Basic Res. Cardiol.*, vol. 422, pp. 418–422, 1980.
- [25] C. MULLER *et al.*, “Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release☆,” *Acta Biomater.*, vol. 3, no. 3, pp. 331–339, 2007.
- [26] T. Hanawa, “Metal ion release from metal implants,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 24, no. 6-8 SPEC. ISS., pp. 745–752, 2004.
- [27] D. Brune, “Metal release from dental biomaterials,” *Biomaterials*, vol. 7, no. 3, pp. 163–175, 1986.
- [28] J. J. Jacobs *et al.*, “Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. A prospective, controlled, longitudinal study.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 80, no. 10, pp. 1447–58, 1998.
- [29] R. Rudolf, S. K. Fokter, A. Moličnik, N. Gubelj, P. Pelicon, and R. Kavalari, “Why do some titanium-alloy total hip arthroplasty modular necks fail?,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 69, pp. 107–114, 2016.
- [30] A. G. Patwardhan, M. Sartori, and W. G. Paprosky, “Acetabular micromotion as a measure of initial implant stability in primary hip arthroplasty: An in vitro comparison of different methods of initial acetabular component fixation,” *J. Arthroplasty*, vol. 7,

no. 4, pp. 537–547, 1992.

- [31] S. S. Gao, Y. R. Zhang, Z. L. Zhu, and H. Y. Yu, “Micromotions and combined damages at the dental implant/bone interface,” *Int. J. Oral Sci.*, vol. 4, no. 4, pp. 182–188, 2013.
- [32] H. M. Frost, “Wolff’s law and bone’s structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians,” *The Angle Orthodontist*, vol. 64, no. 3, pp. 175–178, 1994.
- [33] J. H. Chen, C. Liu, L. You, and C. A. Simmons, “Boning up on Wolff’s Law: Mechanical regulation of the cells that make and maintain bone,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 1, pp. 108–118, 2010.
- [34] H. M. Frost, “A 2003 update of bone physiology and Wolff’s law for clinicians,” *Angle Orthod.*, vol. 74, no. 1, pp. 3–15, 2004.
- [35] L. M. McNamara and P. J. Prendergast, “Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 6, pp. 1381–1391, 2007.
- [36] G. H. Van Lenthe, M. D. E. WAAL, and R. Huiskes, “Stress shielding after total knee replacement may cause bone resorption in the distal femur,” *Bone Jt. Surgery.*, vol. 79, no. 1, pp. 117–122, 1997.
- [37] R. Huiskes, H. Weinans, B. van Rietbergen, and B. Van Rietbergen, “The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. NA; no. 274, pp. 124–134, 1992.
- [38] M. I. Z. Ridzwan, S. Shuib, A. Y. Hassan, A. A. Shokri, and M. N. Mohammad Ibrahim, “Problem of stress shielding and improvement to the hip implant designs: A review,” *J. Med. Sci.*, vol. 7, no. 3, pp. 460–467, 2007.
- [39] J. Nagels, M. Stokdijk, and P. M. Rozing, “Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty,” *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 12, no. 1, pp. 35–39, 2003.
- [40] M. C. Kennady, M. R. Tucker, G. E. Lester, and M. J. Buckley, “Stress shielding effect of rigid internal fixation plates on mandibular bone grafts. A photon absorption densitometry and quantitative computerized tomographic evaluation,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 18, no. 5, pp. 307–310, 1989.
- [41] R. M. Pilliar, H. U. Cameron, A. G. Binnington, J. Szivek, and I. Macnab, “Bone ingrowth and stress shielding with a porous surface coated fracture fixation plate,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 13, no. 5, pp. 799–810, 1979.
- [42] A. Gefen, “Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing and computer-designed orthopaedic screws,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 40, no. September 2001, 2002.
- [43] C.-H. Lim, Y.-Y. Chung, D.-H. Kim, and S.-H. Ahn, “Total Hip Arthroplasty Using AML® Prosthesis: Minimum 20-Year Follow-Up of the Patients,” *Korean Orthop. Assoc.*, pp. 439–444, 2012.
- [44] H. Weinans, D. R. Sumner, R. Igloria, and R. N. Natarajan, “Sensitivity of periprosthetic stress-shielding to load and the bone density-modulus relationship in subject-specific finite element models,” *J. Biomech.*, vol. 33, no. 7, pp. 809–817, 2000.

- [45] S. Gross and E. W. Abel, "A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur," *J. Biomech.*, vol. 34, no. 8, pp. 995–1003, 2001.
- [46] R. Hambli, H. Katerchi, and C. L. Benhamou, "Multiscale methodology for bone remodelling simulation using coupled finite element and neural network computation," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 10, no. 1, pp. 133–145, 2011.
- [47] I. Scala, C. Spingarn, Y. Rémond, A. Madeo, and D. George, "Mechanically-driven bone remodeling simulation: Application to LIPUS treated rat calvarial defects," *Math. Mech. Solids*, vol. 22, no. 10, pp. 1976–1988, 2017.
- [48] T. D. Ngo, A. Kashani, G. Imbalzano, K. T. Q. Nguyen, and D. Hui, "Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges," *Compos. Part B Eng.*, vol. 143, no. December 2017, pp. 172–196, 2018.
- [49] B. S. Ian Gibson, David Rosen, *Additive Manufacturing Technologies - Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing*. 2010.
- [50] M. K. Thompson *et al.*, "Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints," *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 65, no. 2, pp. 737–760, 2016.
- [51] C. Barlier and A. Bernard, "Fabrication additive : du prototypage rapide à l'impression 3D," *Cetim*. 2015.
- [52] J.-C. Andre, A. Le Mehaute, and O. De Witte, "Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle," 2567668, 1984.
- [53] C. W. Hull, "Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography," 4575330, 1984.
- [54] N. Serres, D. Tidu, S. Sankare, and F. Hlawka, "Environmental comparison of MESO-CLAD® process and conventional machining implementing life cycle assessment," *J. Clean. Prod.*, vol. 19, no. 9–10, pp. 1117–1124, 2011.
- [55] A. Ewald and J. Schlattmann, "Design guidelines for laser metal deposition of lightweight structures," *J. Laser Appl.*, vol. 30, no. 3, p. 032309, 2018.
- [56] B. Berman, "3-D printing: The new industrial revolution," *Bus. Horiz.*, vol. 55, no. 2, pp. 155–162, 2012.
- [57] W. Associates, "Wohlers Report 2018," 2019.
- [58] S. W. Williams, F. Martina, A. C. Addison, J. Ding, G. Pardal, and P. Colegrove, "Wire + Arc Additive Manufacturing," *Mater. Sci. Technol.*, vol. 32, no. 7, pp. 641–647, 2015.
- [59] D. Herzog, V. Seyda, E. Wycisk, and C. Emmelmann, "Additive manufacturing of metals," *Acta Mater.*, vol. 117, pp. 371–392, 2016.
- [60] C. R. Deckard, "Apparatus for producing parts by selective sintering," 5597589, 1997.
- [61] M. Fischer, "Elaboration in situ d'alliages de titane et de structure architecturées par fabrication additive - Application aux dispositifs médicaux implantables," 2017.

- [62] H. J. Maier *et al.*, “On the mechanical behaviour of titanium alloy TiAl6V4 manufactured by selective laser melting: Fatigue resistance and crack growth performance,” *Int. J. Fatigue*, vol. 48, pp. 300–307, 2012.
- [63] I. Tolosa, F. Garcíandía, F. Zubiri, F. Zapirain, and A. Esnaola, “Study of mechanical properties of AISI 316 stainless steel processed by ‘selective laser melting’, following different manufacturing strategies,” *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 51, no. 5–8, pp. 639–647, 2010.
- [64] E. O. Olakanmi, R. F. Cochrane, and K. W. Dalgarno, “A review on selective laser sintering/melting (SLS/SLM) of aluminium alloy powders: Processing, microstructure, and properties,” *Prog. Mater. Sci.*, vol. 74, pp. 401–477, 2015.
- [65] L. N. Carter, C. Martin, P. J. Withers, and M. M. Attallah, “The influence of the laser scan strategy on grain structure and cracking behaviour in SLM powder-bed fabricated nickel superalloy,” *J. Alloys Compd.*, vol. 615, pp. 338–347, 2014.
- [66] L. Wu, H. Zhu, X. Gai, and Y. Wang, “Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 111, no. 1, pp. 51–55, 2014.
- [67] A. Popovich, V. Sufiarov, I. Polozov, E. Borisov, D. Masaylo, and A. Orlov, “Microstructure and mechanical properties of additive manufactured copper alloy,” *Mater. Lett.*, vol. 179, pp. 38–41, 2016.
- [68] M. Khan and P. Dickens, “Selective Laser Melting (SLM) of pure gold,” *Gold Bull.*, vol. 43, no. 2, pp. 114–121, 2010.
- [69] T. Craeghs, L. Thijs, F. Verhaeghe, J.-P. Kruth, and J. Van Humbeeck, “A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti–6Al–4V,” *Acta Mater.*, vol. 58, no. 9, pp. 3303–3312, 2010.
- [70] I. Koutiri, E. Pessard, P. Peyre, O. Amlou, and T. De Terris, “Influence of SLM process parameters on the surface finish, porosity rate and fatigue behavior of as-built Inconel 625 parts,” *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 255, pp. 536–546, 2018.
- [71] S. Saedi, N. Shayesteh Moghaddam, A. Amerinatanzi, M. Elahinia, and H. E. Karaca, “On the effects of selective laser melting process parameters on microstructure and thermomechanical response of Ni-rich NiTi,” *Acta Mater.*, vol. 144, pp. 552–560, 2018.
- [72] P. Hanzl, M. Zetek, T. Bakša, and T. Kroupa, “The influence of processing parameters on the mechanical properties of SLM parts,” *Procedia Eng.*, vol. 100, no. January, pp. 1405–1413, 2015.
- [73] I. Y. L. Mugwagwaa*, D. Dimitrova, S. Matopea, “Influence of process parameters on residual stress related distortions Influence of process parameters on residual stress related distortions in selective laser melting in selective laser melting Costing models for of capacity in Industry between used cap,” *Procedia Manuf.*, vol. 21, no. 2017, pp. 92–99, 2018.
- [74] Y. Al-Meslemi, N. Anwer, and L. Mathieu, “Modeling Key Characteristics in the Value Chain of Additive Manufacturing,” *Procedia CIRP*, vol. 70, pp. 90–95, 2018.

- [75] M. Simonelli, Y. Y. Tse, and C. Tuck, "Effect of the build orientation on the mechanical properties and fracture modes of SLM Ti-6Al-4V," *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 616, pp. 1–11, 2014.
- [76] C. Li, J. F. Liu, and Y. B. Guo, "Prediction of Residual Stress and Part Distortion in Selective Laser Melting," *Procedia CIRP*, vol. 45, pp. 171–174, 2016.
- [77] C. Li, C. H. Fu, Y. B. Guo, and F. Z. Fang, "A multiscale modeling approach for fast prediction of part distortion in selective laser melting," *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 229, pp. 703–712, 2015.
- [78] Z. Baicheng *et al.*, "Study of selective laser melting (SLM) Inconel 718 part surface improvement by electrochemical polishing," *Mater. Des.*, vol. 116, pp. 531–537, 2017.
- [79] F. Salvatore *et al.*, "Experimental and numerical study of media action during tribofinishing in the case of SLM titanium parts," *Procedia CIRP*, vol. 58, pp. 451–456, 2017.
- [80] K. C. Yung, T. Y. Xiao, H. S. Choy, W. J. Wang, and Z. X. Cai, "Laser polishing of additive manufactured CoCr alloy components with complex surface geometry," *J. Mater. Process. Tech.*, vol. 262, no. January, pp. 53–64, 2018.
- [81] E. Brinksmeier, G. Levy, D. Meyer, and A. B. Spierings, "Surface integrity of selective-laser-melted components," *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 59, no. 1, pp. 601–606, 2010.
- [82] P. Stavropoulos, P. Foteinopoulos, A. Papacharalampopoulos, and H. Bikas, "Addressing the challenges for the industrial application of additive manufacturing : Towards a hybrid solution," *Int. J. Light. Mater. Manuf.*, vol. 1, no. 3, pp. 157–168, 2018.
- [83] W. S. W. Harun *et al.*, "A review of powdered additive manufacturing techniques for Ti-6al-4v biomedical applications," *Powder Technol.*, vol. 331, pp. 74–97, 2018.
- [84] D. Shidid, M. Leary, P. Choong, and M. Brandt, "Just-in-time design and additive manufacture of patient-specific medical implants," *Phys. Procedia*, vol. 83, pp. 4–14, 2016.
- [85] M. Leary, *Design of titanium implants for additive manufacturing*. Elsevier Inc., 2018.
- [86] W. Chen *et al.*, "Lattice Ti Structures with Low Rigidity But Compatible Mechanical Strength : Design of Implant Materials for Trabecular Bone," vol. 17, no. 6, pp. 793–799, 2016.
- [87] X. Wang *et al.*, "Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review," *Biomaterials*, vol. 83, pp. 127–141, 2016.
- [88] D. Leordean, C. Dutescu, T. Marcu, P. Berce, and N. Balci, "Customized implants with specific properties, made by selective laser melting," *Rapid Prototyp. J.*, vol. 21, no. 1, pp. 98–104, 2015.
- [89] K. Moiduddin, A. Al-Ahmari, M. A. Kindi, E. S. A. Nasr, A. Mohammad, and S. Ramalingam, "Customized porous implants by additive manufacturing for zygomatic reconstruction," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 36, no. 4, pp. 719–730, 2016.

- [90] K. Moiduddin, S. Darwish, A. Al-ahmari, and S. Elwatidy, "Structural and mechanical characterization of custom design cranial implant created using additive manufacturing," *Electron. J. Biotechnol.*, vol. 29, pp. 22–31, 2017.
- [91] S. C. COSMA, N. BALC, D. LEORDEAN, M. MOLDOVAN, M. DUDESCU, and C. BORZAN, "Customized medical applications of selective laser melting manufacturing," *Acad. J. Manuf. Eng.*, vol. 13, no. 1/2015, 2015.
- [92] J. Chen, Z. Zhang, X. Chen, C. Zhang, G. Zhang, and Z. Xu, "Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 112, no. 5, pp. 1088–95.e1, 2014.
- [93] N. Otawa *et al.*, "Custom-made titanium devices as membranes for bone augmentation in implant treatment: Modeling accuracy of titanium products constructed with selective laser melting," *J. Cranio-Maxillofacial Surg.*, vol. 43, no. 7, pp. 1289–1295, 2015.
- [94] Y. Li, C. Yang, H. Zhao, S. Qu, X. Li, and Y. Li, "New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications," *Materials (Basel)*., vol. 7, pp. 1709–1800, 2014.
- [95] P. Laheurte, W. Elmay, F. Prima, and T. Gloriant, "Titane et alliages des matériaux de choix pour les applications médicales," *Tech. l'ingénieur*, vol. 33, no. 0, 2014.
- [96] W. Elmay *et al.*, "Effects of thermomechanical process on the microstructure and mechanical properties of a fully martensitic titanium-based biomedical alloy," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 18, pp. 47–56, 2013.
- [97] M. Fischer, D. Joguet, G. Robin, L. Peltier, and P. Laheurte, "In situ elaboration of a binary Ti-26Nb alloy by selective laser melting of elemental titanium and niobium mixed powders," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 62, pp. 852–859, 2016.
- [98] H.-L. Wang and K. Al-Shammari, "HVC ridge deficiency classification: a therapeutically oriented classification.," *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 2002.
- [99] C. E. Misch, "Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading.," *Int. J. Oral Implantol.*, 1990.
- [100] A. Katranji, K. Misch, and H.-L. Wang, "Cortical Bone Thickness in Dentate and Edentulous Human Cadavers," *J. Periodontol.*, vol. 78, no. 5, pp. 874–878, 2007.
- [101] C. Maiorana, M. Cicciù, D. Andreoni, and M. Beretta, "Immediate loading of single tooth: Case report and review of the literature," *J. Osseointegration*, vol. 1, no. 3, pp. 104–113, 2009.
- [102] P. Bravetti, *Gestes implantaires : Connaissances anatomiques indispensables*, EDP Scienc. 2012.
- [103] T.-J. Oh, J. Yoon, C. E. Misch, and H.-L. Wang, "The Causes of Early Implant Bone Loss: Myth or Science?," *J. Periodontol.*, 2005.
- [104] G. Scortecchi, C. Misch, and G. Odin, "Implantologie basale : une approche thérapeutique fondée sur la preuve," vol. 12, pp. 35–47, 2003.
- [105] J. Donsimoni, D. Gabrieleff, P. Bermot, and D. Dohan, "Les implants maxillofaciaux à plateaux d'assise Concepts et technologies orthopédiques, réhabilitations

- maxillomandibulaires, reconstructions maxillofaciales, réhabilitations dentaires partielles, techniques de réintervention, méta-analyse,” *Implantodontie*, vol. 13, pp. 139–150, 2004.
- [106] G. Odin, G. Scortecci, F. Levratto, and L. Morin, “Techniques avancées en implantologie basale,” vol. 11, 2011.
- [107] T. S. Lee, “Standardization of surgical techniques used in facial bone contouring,” *J. Plast. Reconstr. Aesthetic Surg.*, vol. 68, no. 12, pp. 1694–1700, 2015.
- [108] G. Odin, C. E. Misch, I. Binderman, and G. Scortecci, “Fixed Rehabilitation of Severely Atrophic Jaws Using Immediately Loaded Basal Disk Implants After In Situ Bone Activation,” *J. Oral Implantol.*, vol. 38, no. 5, pp. 611–616, 2012.
- [109] G. Odin, T. Balaguer, C. Savoldelli, and G. Scortecci, “Immediate Functional Loading of an Implant-Supported Fixed Prosthesis at the Time of Ablative Surgery and Mandibular Reconstruction for Squamous Cell Carcinoma,” *J. Oral Implantol.*, vol. 36, no. 3, pp. 225–230, 2010.
- [110] P. Didier, B. Piotrowski, M. Fischer, and P. Laheurte, “Mechanical stability of custom-made implants: Numerical study of anatomical device and low elastic Young’s modulus alloy,” *Mater. Sci. Eng. C*, 2016.
- [111] G. Odin, C. Savoldelli, P.-O. Bouchard, and Y. Tillier, “Determination of Young’s modulus of mandibular bone using inverse analysis,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 32, no. 6, pp. 630–7, 2010.
- [112] O. Röhrle, H. Saini, and D. C. Ackland, “Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view,” *Dent. Mater.*, vol. 34, no. 1, pp. 58–68, 2018.
- [113] P. W. Christensen and A. Klarbring, *An Introduction to Structural Optimization*. Springer Netherlands, 2009.
- [114] M. P. Bendsøe and N. Kikuchi, “Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, 1988.
- [115] M. P. Bendsøe and O. Sigmund, *Topology optimization: theory, methods, and applications*, vol. 2nd Editio, no. 724. 2003.
- [116] K. Svanberg and H. Svärd, “Density filters for topology optimization based on the Pythagorean means,” *Struct. Multidiscip. Optim.*, 2013.
- [117] J. Favre, P. Lohmuller, B. Piotrowski, S. Kenzari, P. Laheurte, and F. Meraghni, “A continuous crystallographic approach to generate cubic lattices and its effect on relative stiffness of architected materials,” *Addit. Manuf.*, vol. 21, no. February, pp. 359–368, 2018.
- [118] T. Yamazaki, “Development of A Hybrid Multi-tasking Machine Tool: Integration of Additive Manufacturing Technology with CNC Machining,” *Procedia CIRP*, vol. 42, no. Isem Xviii, pp. 81–86, 2016.
- [119] Z. Chen, X. Wu, D. Tomus, and C. H. J. Davies, “Surface roughness of Selective Laser Melted Ti-6Al-4V alloy components,” *Addit. Manuf.*, vol. 21, pp. 91–103, 2018.

- [120] T. Nguyen, L. Cevidanes, M. A. Cornelis, G. Heymann, L. K. De Paula, and H. De Clerck, “Three-dimensional assessment of maxillary changes associated with bone anchored maxillary protraction,” *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 140, no. 6, pp. 790–798, 2011.
- [121] J. Brunso, M. Franco, and T. Constantinescu, “Custom-Machined Miniplates and Bone-Supported Guides for Orthognathic Surgery : A New Surgical Procedure,” pp. 1–12, 2016.
- [122] I. Hilerio, T. Mathia, and C. Alepee, “3D measurements of the knee prosthesis surfaces applied in optimizing of manufacturing process,” *Wear*, vol. 257, no. 12 SPEC.ISS., pp. 1230–1234, 2004.
- [123] P. Papaspyridakos, C. J. Chen, M. Singh, H. P. Weber, and G. O. Gallucci, “Success criteria in implant dentistry: A systematic review,” *J. Dent. Res.*, vol. 91, no. 3, pp. 242–248, 2012.
- [124] H. Chang, Y. Chen, and Y. Hsieh, “Stress distribution of two commercial dental implant systems : A three-dimensional finite element analysis,” *J. Dent. Sci.*, vol. 8, no. 3, pp. 261–271, 2013.
- [125] D. Bozkaya, S. Müftü, and A. Müftü, “Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis,” *J. Prosthet. Dent.*, no. 617, 2003.
- [126] L. Baggi, I. Cappelloni, F. Maceri, and G. Vairo, “Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation,” *Simul. Model. Pract. Theory*, vol. 16, pp. 971–987, 2008.
- [127] M. I. El-anwar and M. M. El-zawahry, “A three dimensional finite element study on dental implant design,” *J. Genet. Eng. Biotechnol.*, vol. 9, no. 1, pp. 77–82, 2011.
- [128] T. Li *et al.*, “Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis,” *Appl. Math. Model.*, vol. 35, no. 1, pp. 446–456, 2011.
- [129] L. Kong *et al.*, “Bivariate Evaluation of Cylinder Implant Diameter and Length : A Three-Dimensional Finite Element Analysis,” *J. Prosthodont.*, vol. 17, pp. 286–293, 2008.
- [130] T. Li *et al.*, “Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone : a three- dimensional finite element analysis,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, pp. 1077–1083, 2009.
- [131] L. Himmlova, T. Dostalova, A. Kacovsky, and S. Konvickova, “Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 1.
- [132] N. Ueda, Y. Takayama, and A. Yokoyama, “Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation,” *J. Prosthodont. Res.*, pp. 1–9, 2016.
- [133] N. Okumura, R. Stegaroiu, E. Kitamura, K. Kurokawa, and S. Nomura, “Influence of maxillary cortical bone thickness , implant design and implant diameter on stress

- around implants : A three-dimensional finite element analysis,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 54, no. 3, pp. 133–142, 2010.
- [134] L. Kong, “Biomechanical Optimization of Implant Diameter and Length for Immediate Loading : Biomechanical Optimization of Implant Diameter and Length for Immediate Loading : A Nonlinear Finite Element Analysis,” *Int. J. Prosthodont.*, no. June 2015, 2009.
- [135] C. S. Petrie and J. L. Williams, “Comparative evaluation of implant designs : influence of diameter , length , and taper on strains in the alveolar crest,” *Clin. Oral Implants Res.*, pp. 486–494, 2005.
- [136] H. Huang, C. Chang, J. Hsu, and A. M. Fallgatter, “Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designs of Dental Implants : A 3-dimensional Finite Element Analysis,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, pp. 551–562, 2007.
- [137] C. Lee, S. Lin, M. Kang, S. Wu, and P. Fu, “Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone,” *J. Dent. Sci.*, vol. 5, no. 3, pp. 156–165, 2010.
- [138] J. H. H. H.J. Chun, S. Y. Cheong, “Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis,” *J. Oral Rehabil.*, no. 1998, 2002.
- [139] S. Hansson and M. Werke, “The implant thread as a retention element in cortical bone : the effect of thread size and thread profile : a finite element study,” *J. Biomech.*, vol. 36, pp. 1247–1258, 2003.
- [140] G. Vairo and G. Sannino, “Comparative Evaluation of Osseointegrated Dental Implants Based on Platform-Switching Concept : Influence of Diameter , Length , Thread Shape , and In-Bone Positioning Depth on Stress-Based Performance,” *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2013, 2013.
- [141] J. Ao *et al.*, “Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant : A finite element analysis,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 40, no. 8, pp. 681–686, 2010.
- [142] L. Kong *et al.*, “Evaluation of the Cylinder Implant Thread Height and Width : A 3-dimensional Finite Element Analysis,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, pp. 65–74, 2008.
- [143] M. M. Oswal, U. N. Amasi, M. S. Oswal, and A. S. Bhagat, “Influence of three different implant thread designs on stress distribution : A three - dimensional finite element analysis,” *J. Indian Prosthodont. Soc.*, pp. 359–365, 2016.
- [144] H. Chou and S. Müftü, “Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter , short implant and a narrow-diameter , long implant,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 104, no. 5, pp. 293–300.
- [145] K. Yoon, S. Kim, J. Lee, and S. Suh, “3D Finite Element Analysis of Changes in Stress Levels and Distributions for an Osseointegrated Implant After Vertical,” *Implant Dent.*, pp. 354–359, 2011.
- [146] E. Kitamura, R. Stegaroiu, S. Nomura, and O. Miyakawa, “Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis,” *J.*

Oral Rehabil., no. 17, 2005.

- [147] L.-M. Favot, V. Berry-Kromer, M. Haboussi, F. Thiebaud, and T. Ben Zineb, “Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible.,” *J. Dent.*, vol. 2, no. 42, pp. 297–297, 2014.
- [148] H. E. Peixoto, P. R. Camati, F. Faot, B. S. Sotto-Maior, E. F. Martinez, and D. C. Peruzzo, “Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 80, pp. 122–128, 2017.
- [149] K. Wang, J. Geng, D. Jones, and W. Xu, “Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 63, pp. 164–171, 2016.
- [150] K. Tian, J. Chen, L. Han, J. Yang, W. Huang, and D. Wu, “Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: A finite element analysis,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 10, pp. 1526–1531, 2012.
- [151] C. Lin, J. Wang, M. S. L. C. Ramp, and P. Liu, “Biomechanical Response of Implant Systems Placed in the Maxillary Posterior Region Under Various Conditions of Angulation , Bone Density , and Loading,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, pp. 57–64, 2008.
- [152] F. Lofaj, J. Kucera, D. Nemeth, and L. Kvetkova, “Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 50, pp. 85–96, 2015.
- [153] K. Akca and M. C. Cehreli, “Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants : a finite element stress analysis,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, pp. 527–535, 2006.
- [154] G. Tepper, R. Haas, W. Watzek, Z. Wolfgang, and K. Georg, “Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla A mathematical study of the sinus floor,” *Clin. Oral Implants Res.*, pp. 657–665, 1999.
- [155] J. Wolff *et al.*, “Finite element analysis of bone loss around failing implants,” *Mater. Des.*, vol. 61, pp. 177–184, 2014.
- [156] P. Marcián, L. Borák, J. Valášek, J. Kaiser, Z. Florian, and J. Wolff, “Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study,” *J. Biomech.*, vol. 47, no. 16, pp. 3830–3836, 2014.
- [157] I. Linetskiy, V. Demenko, L. Linetska, and O. Yefremov, “Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success – A finite element study,” *Comput. Biol. Med.*, 2017.
- [158] A. N. Natali, P. G. Pavan, and A. L. Ruggero, “Analysis of bone – implant interaction phenomena by using a numerical approach,” *Clin. Oral Implants Res.*, pp. 67–74, 2003.
- [159] T. Sugiura, K. Yamamoto, S. Horita, K. Murakami, S. Tsutsumi, and T. Kirita, “The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant : a nonlinear finite element analysis,” *J. Periodontal Implant Sci.*, vol. 46, no. 3, pp. 152–165, 2016.

- [160] K. Premnath, J. Sridevi, N. Kalavathy, P. Nagaranjani, and M. R. Sharmila, "Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs: A Three-Dimensional Finite Element Analysis," *J. Indian Prosthodont. Soc.*, vol. 13, no. 4, pp. 555–559, 2013.
- [161] D. Kurniawan, F. M. Nor, H. Y. Lee, and J. Y. L. Finite, "Finite element analysis of bone – implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 41, no. 9, pp. 1090–1096, 2012.
- [162] B. Piotrowski, A. A. Baptista, E. Patoor, P. Bravetti, A. Eberhardt, and P. Laheurte, "Interaction of bone-dental implant with new ultra low modulus alloy using a numerical approach," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 38, no. 1, pp. 151–160, 2014.
- [163] B. Bahrami, S. Shahrabaf, B. Mirzakouchaki, F. Ghalichi, M. Ashtiani, and N. Martin, "Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants - A 3D finite element analysis," *Dent. Mater.*, vol. 30, no. 4, pp. 1–9, 2014.
- [164] H. Huang, J. Hsu, L. Fuh, D. Lin, and M. Y. C. Chen, "Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant," *Comput. Biol. Med.*, vol. 40, no. 5, pp. 525–532, 2010.
- [165] R. C. Savadi and J. Agarwal, "Influence of Implant Surface Topography and Loading Condition on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Comparative 3D FEA," *J. Indian Prosthodont. Soc.*, vol. 11, no. 4, pp. 221–231, 2011.
- [166] S. Sakka, K. Baroudi, and M. Z. Nassani, "Factors associated with early and late failure of dental implants.," *J. Investig. Clin. Dent.*, vol. 3, no. 4, pp. 258–261, 2012.
- [167] J. Goupy and L. Creighton, *Introduction aux Plans d'expériences*. 2001.
- [168] C. Dorow, N. Krstin, and F. G. Sander, "Experiments to determine the material properties of the periodontal ligament," *J. Orofac. Orthop.*, vol. 63, no. 2, pp. 94–104, 2002.
- [169] K. Dep, *Multi-Objective Optimization Using Evolutionary Algorithms*, John Wiley. New York, NY, USA, 2001.
- [170] L. Berrocal *et al.*, "Topology optimization and additive manufacturing for aerospace components," *Prog. Addit. Manuf.*, 2019.
- [171] A. A. Al-tamimi *et al.*, "Metallic bone fixation implants: a novel design approach for reducing the stress shielding phenomenon," *Virtual Phys. Prototyp.*, vol. 2759, no. May, 2017.
- [172] C. L. Chang, C. S. Chen, C. H. Huang, and M. L. Hsu, "Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method," *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 7, pp. 999–1008, 2012.
- [173] A. Sutradhar, J. Park, D. Carrau, T. H. Nguyen, M. J. Miller, and G. H. Paulino, "Designing patient-specific 3D printed craniofacial implants using a novel topology optimization method," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 54, no. 7, pp. 1123–1135, 2016.
- [174] H. Kang, J. P. Long, S. J. Hollister, and S. A. Goldstein, "A paradigm for the development and evaluation of novel implant topologies for bone fixation: In vivo evaluation," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 15, pp. 2651–2657, 2012.

- [175] R. J. Yang and C. J. Chen, “Stress-based topology optimization,” *Struct. Optim.*, 1996.
- [176] R. Mericske-stern, M. Piotti, and G. Sirtes, “3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study.,” *Clinical Oral Implants Research*, vol. 7, no. 4. pp. 387–396, 2003.
- [177] G. Nyquist and B. Owall, “Masticatory load registrations during function. A methodological study.,” *Odontol. Revy*, 1968.
- [178] T. W. P. Koriouth and A. G. Hannam, “Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching,” *J. Dent. Res.*, vol. 73, no. 1, pp. 56–66, 1994.
- [179] M. S. Commisso, J. Martínez-Reina, J. Ojeda, and J. Mayo, “Finite element analysis of the human mastication cycle,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 41, pp. 23–35, 2015.
- [180] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy, Professional Edition*. 2011.
- [181] G. J. Pruim, H. J. de Jongh, and J. J. ten Bosch, “Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels,” *J. Biomech.*, 1980.
- [182] J. D. Van Willigen and J. Weijs-Boot, “Phasic and rhythmic responses of the oral musculature to mechanical stimulation of the rat palate,” *Arch. Oral Biol.*, 1984.
- [183] O. Sigmund, *Morphology-based black and white filters for topology optimization*, vol. 33, no. 4–5. 2007.
- [184] Y. Saadlaoui, J. L. Milan, J. M. Rossi, and P. Chabrand, “Topology optimization and additive manufacturing: Comparison of conception methods using industrial codes,” *J. Manuf. Syst.*, vol. 43, pp. 178–186, 2017.
- [185] D. Brackett, I. Ashcroft, and R. Hague, “Topology optimization for additive manufacturing,” in *22nd Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference, SFF 2011*, 2011.
- [186] S. Liu, Q. Li, J. Liu, W. Chen, and Y. Zhang, “A Realization Method for Transforming a Topology Optimization Design into Additive Manufacturing Structures,” *Engineering*, vol. 4, no. 2, pp. 277–285, 2018.
- [187] G. Costa, M. Montemurro, and J. Pailhès, “NURBS hyper-surfaces for 3D topology optimization problems,” *Mech. Adv. Mater. Struct.*, no. May, 2019.
- [188] A. Panesar, M. Abdi, D. Hickman, and I. Ashcroft, “Strategies for functionally graded lattice structures derived using topology optimisation for Additive Manufacturing,” *Addit. Manuf.*, vol. 19, pp. 81–94, 2018.
- [189] A. M. Mirzendehtdel and K. Suresh, “Support structure constrained topology optimization for additive manufacturing,” *CAD Comput. Aided Des.*, 2016.
- [190] A. T. Gaynor and J. K. Guest, “Topology optimization considering overhang constraints: Eliminating sacrificial support material in additive manufacturing through design,” *Struct. Multidiscip. Optim.*, vol. 54, no. 5, pp. 1157–1172, 2016.
- [191] P. Michalik, J. Zajac, M. Hatala, D. Mital, and V. Fecova, “Monitoring surface roughness of thin-walled components from steel C45 machining down and up milling,”

MEASUREMENT, vol. 58, pp. 416–428, 2014.

- [192] S. Seguy, G. Desein, and L. Arnaud, “Surface roughness variation of thin wall milling, related to modal interactions,” *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, vol. 48, no. 3–4, pp. 261–274, 2008.
- [193] V. Thevenot, L. Arnaud, G. Desein, and G. Cazenave-Larroche, “Integration of dynamic behaviour variations in the stability lobes method: 3D lobes construction and application to thin-walled structure milling,” *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 27, no. 7–8, pp. 638–644, 2006.
- [194] Y. Altıntaş and E. Budak, “Analytical Prediction of Stability Lobes in Milling,” *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 44, no. 1, pp. 357–362, 1995.
- [195] B. Denkena and C. Schmidt, “Experimental investigation and simulation of machining thin-walled workpieces,” *Prod. Eng.*, vol. 1, no. 4, pp. 343–350, 2007.
- [196] S. Smith, R. Wilhelm, B. Dutterer, H. Cherukuri, and G. Goel, “Sacrificial structure preforms for thin part machining,” *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 61, no. 1, pp. 379–382, 2012.
- [197] K. Kolluru, D. Axinte, and A. Becker, “A solution for minimising vibrations in milling of thin walled casings by applying dampers to workpiece surface,” *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 62, no. 1, pp. 415–418, 2013.
- [198] L. Mugwagwa, D. Dimitrov, S. Matope, and I. Yadroitsev, “Influence of process parameters on residual stress related distortions in selective laser melting,” *Procedia Manuf.*, vol. 21, no. 2017, pp. 92–99, 2018.
- [199] K. Zeng, D. Pal, C. Teng, and B. E. Stucker, “Evaluations of effective thermal conductivity of support structures in selective laser melting,” *Addit. Manuf.*, vol. 6, pp. 67–73, 2015.
- [200] G. Strano, L. Hao, R. M. Everson, and K. E. Evans, “A new approach to the design and optimisation of support structures in additive manufacturing,” *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 66, no. 9–12, pp. 1247–1254, 2013.
- [201] S. Jayaram, S. G. Kapoor, and R. E. Devor, “Estimation of the specific cutting pressures for mechanistic cutting force models,” *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, vol. 41, no. 2, pp. 265–281, 2001.
- [202] D. Montgomery and Y. Altintas, “Mechanism of Cutting Force and Surface Generation in Dynamic Milling,” *J. Eng. Ind.*, vol. 113, no. 2, p. 160, 1991.
- [203] E. Budak, Y. Altıntaş, and E. J. A. Armarego, “Prediction of Milling Force Coefficients From Orthogonal Cutting Data,” *J. Manuf. Sci. Eng.*, vol. 118, no. 2, p. 216, 2008.
- [204] A. Moufki, D. Dudzinski, A. Molinari, and M. Rausch, “Thermoviscoplastic modelling of oblique cutting : forces and chip # ow predictions,” vol. 42, pp. 1205–1232, 2000.
- [205] A. Moufki, D. Dudzinski, and G. Le Coz, “Prediction of cutting forces from an analytical model of oblique cutting, application to peripheral milling of Ti-6Al-4V alloy,” *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 81, no. 1–4, pp. 615–626, 2015.
- [206] H. W. M. JR. and D. S. KLEPONIS, “Modeling the high strain rate behavior of

- Titanium undergoing ballistic impact and penetration,” *Int. J. Impact Eng.*, vol. 26, pp. 509–521, 2001.
- [207] V. S. Deshpande, N. A. Fleck, and M. F. Ashby, “Effective properties of the octet-truss lattice material,” vol. 49, pp. 1747–1769, 2001.
- [208] G. P. Steven, “Homogenization of multicomponent composite orthotropic materials using fea,” *Commun. Numer. Methods Eng.*, vol. 13, no. 7, pp. 517–531, 1997.
- [209] S. Xu, J. Shen, S. Zhou, X. Huang, and Y. M. Xie, “Design of lattice structures with controlled anisotropy,” *Mater. Des.*, vol. 93, pp. 443–447, 2016.
- [210] Y. Amani, S. Dancette, P. Delroisse, A. Simar, and E. Maire, “Compression behavior of lattice structures produced by selective laser melting: X-ray tomography based experimental and finite element approaches,” *Acta Mater.*, vol. 159, pp. 395–407, 2018.
- [211] S. L. Sing, W. Y. Yeong, F. E. Wiria, and B. Y. Tay, “Characterization of Titanium Lattice Structures Fabricated by Selective Laser Melting Using an Adapted Compressive Test Method,” *Exp. Mech.*, vol. 56, no. 5, pp. 735–748, 2016.
- [212] R. Wauthle *et al.*, “Effects of build orientation and heat treatment on the microstructure and mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V lattice structures,” *Addit. Manuf.*, vol. 5, pp. 77–84, 2015.
- [213] S. Van Bael, G. Kerckhofs, M. Moesen, G. Pyka, J. Schrooten, and J. P. Kruth, “Micro-CT-based improvement of geometrical and mechanical controllability of selective laser melted Ti6Al4V porous structures,” *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 528, no. 24, pp. 7423–7431, 2011.
- [214] M. Leary *et al.*, “Selective laser melting (SLM) of AlSi12Mg lattice structures,” *Mater. Des.*, vol. 98, pp. 344–357, 2016.
- [215] M. Arizmendi *et al.*, “Model for surface topography prediction in peripheral milling considering tool vibration,” *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, 2009.
- [216] P. G. Benardos and G. C. Vosniakos, “Prediction of surface roughness in CNC face milling using neural networks and Taguchi’s design of experiments,” *Robot. Comput. Integr. Manuf.*, 2002.
- [217] L. J. Gibson and M. F. Ashby, “The Mechanics of Three-Dimensional Cellular Materials,” *Proc. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 382, no. 1782, pp. 43–59, 1982.
- [218] F. Cabanettes *et al.*, “Topography of as built surfaces generated in metal additive manufacturing: A multi scale analysis from form to roughness,” *Precis. Eng.*, vol. 52, no. December 2017, pp. 249–265, 2018.
- [219] R. F. Wallin and P. J. Upman, “A Practical Guide to ISO 10993,” *Med. Device Diagnostic Ind. Mag.*, 1998.
- [220] M. B. Nasab, M. R. Hassan, and B. Bin Sahari, “Metallic biomaterials of knee and hip - A review,” *Trends Biomater. Artif. Organs*, vol. 24, no. 2, pp. 69–82, 2010.
- [221] C. C. Gomes Moura *et al.*, “Effects of Titanium Surfaces on the Developmental Profile of Monocytes/Macrophages,” vol. 25, pp. 96–103, 2014.

- [222] W. A. Soskolne, S. Cohen, L. Sennerby, A. Wennerberg, and L. Shapira, "The effect of titanium surface roughness on the adhesion of monocytes and their secretion of TNF- α and PGE₂," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 13, no. 1, pp. 86–93, 2002.
- [223] S. D. Rogers, D. W. Howie, S. E. Graves, M. J. Percy, and D. R. Haynes, "in Vitro Human Monocyte Response To Wear Particles of Titanium Alloy Containing Vanadium or Niobium," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 79-B, no. 2, pp. 311–315, 1997.
- [224] L. Ponsonnet *et al.*, "Relationship between surface properties (roughness, wettability) of titanium and titanium alloys and cell behaviour," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 23, no. 4, pp. 551–560, 2003.
- [225] T. P. Kunzler, T. Drobek, M. Schuler, and N. D. Spencer, "Systematic study of osteoblast and fibroblast response to roughness by means of surface-morphology gradients," *Biomaterials*, vol. 28, no. 13, pp. 2175–2182, 2007.
- [226] J. Lincks *et al.*, "Response of MG63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloy is dependent on surface roughness and composition," *Biomaterials*, vol. 19, pp. 2219–2232, 1998.
- [227] J. I. Rosales-Leal *et al.*, "Effect of roughness, wettability and morphology of engineered titanium surfaces on osteoblast-like cell adhesion," *Colloids Surfaces A Physicochem. Eng. Asp.*, vol. 365, no. 1–3, pp. 222–229, 2010.

Table des figures

Figure 1 – La prothèse totale de genou, un DMI multi matériaux (© 2018 Chirurgie Orthopédique et Chirurgie du Sport à Grenoble).	7
Figure 2 - Classification des éléments et alliages métalliques selon leur réaction avec les tissus en contact et leur résistance à la corrosion [6].	8
Figure 3 - Les différents types de réactions à l'implantation d'un biomatériau [11].	10
Figure 4 - Exemples de DMI en alliage de TA6V : (a) Implant dentaire Biotech Dental, (b) Tige fémorale de prothèse de hanche Zimmer, (c) Plaque et vis d'ostéosynthèse B. Braun et (d) Plaque crânienne DePuy Synthes.	11
Figure 5 - Raisons des échecs des implants en alliage de titane [22].	13
Figure 6 - (a) Schéma de la BMU chargée du remaniement osseux, (b) Image MEB de la réparation d'une trabécule après fracture [32].	15
Figure 7 - Dynamique du remaniement osseux : évolution de la densité osseux en fonction du stimulus mécanique appliqué.	16
Figure 8 - Résorption osseuse progressive ((A) à la pose, (B) après 7 année, (C) puis après 14 années) sur la partie supérieure du fémur due au stress-shielding (indiquée par les flèche blanches) [43].	17
Figure 9 - Principe de fonctionnement de la fabrication additive SLM sur lit de poudre [61].	20
Figure 10 - (a) Image MEB d'un état de surface brut de fabrication SLM, (b) Image de l'état de surface en microscopie confocale.	22
Figure 11 - Diagramme pseudo-binaire des alliages de titane [95].	25
Figure 12 - Anatomie générale du crâne et de la face.	27
Figure 13 - Anatomie (a) de l'os maxillaire et (b) de l'os mandibulaire.	28
Figure 14 - (a) Complexe implantaire composé de l'implant, du pilier de la couronne.	29
Figure 15 - (a) Implants supra-osseux basaux à plaque d'ostéosynthèse, (b) Reconstruction d'une arcade maxillaire à l'aide de cinq implants supra-osseux.	31
Figure 16 – Chaîne de valeurs de réalisation de DMI : point de départ des techniques numériques et expérimentales utilisées.	34

Figure 17 - (a) Segmentation de la mandibule, (b) Tranche mandibulaire édentée isolée et (c) Quatre types d'épaisseur cortical (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm et 2,5 mm).....	35
Figure 18 - (a) Vue en coupe du modèle complet, pour un implant droit et un implant incliné à 15°, (b) géométrie d'un implant conique et d'un implant cylindrique.	36
Figure 19 - Schéma global de mise en place du modèle EF multiparamétrique.....	38
Figure 20 - Segmentation d'une arcade maxillaire à partir d'images scanner.....	39
Figure 21 – Conception patient-spécifique d'implants basaux à plaque pour la réhabilitation d'une arcade maxillaire.	41
Figure 22 - (a) Supports en "pointe", (b) Supports linéaires, (c) Supports en arborescence, (d) Supports de murs structurés.	45
Figure 23 - Géométrie de (a) la structure Diagonale, (b) la structure Octet-truss.....	46
Figure 24 - (a) Machine de fabrication additive SLM 280 HL, (b) Système de recouvrement et dépôt de poudre.	47
Figure 25 - Schéma de la stratégie de lasage utilisée.	48
Figure 26 - Implant supra-osseux à plaque en sortie de fabrication additive SLM (LEM3). ..	50
Figure 27 - Plateau à pions amovibles.	51
Figure 28 - (a) Repère pour le parachèvement dans le centre d'usinage, (b) Distorsion entre la pièce fabriquée (acquisition par tomographie) et la pièce conçue.	52
Figure 29 – (a) Centre d'usinage Roeders RXP200DS, (b) Aspect de la pièce après les étapes de parachèvement par usinage du pilier et les œillets de la plaque.....	53
Figure 30 - (a) Vibromètre laser Polytec, (b) Platine dynamométrique Kistler et (c) Schéma du montage d'usinage global instrumenté.	55
Figure 31 - (a) Schéma du principe du sablage par système à dépression, (b) Cabine de microsablage (C2M Negoce).	57
Figure 32 - Mélangeur Turbula T2F pour le polissage par tribofinition.....	58
Figure 33 - (a) Principe de fonctionnement de la microscopie confocale, (b) Microscope confocal Leica DCM 3D.	59
Figure 34 - Paramètres d'amplitude d'un profil.	60
Figure 35 – (a) Distribution des hauteurs (courbe d'Abbott), (b) et (c) Paramètres de distribution.	61
Figure 36 - Démarche globale de réalisation de DMI par additive SLM : pistes d'amélioration de la chaîne de valeurs.	63
Figure 37 - Paramètres géométriques principaux d'un implant dentaire.	68

Figure 38 – (a) Zone corticale péri-implantée pour l'extraction des deux types de résultats, (b) Représentation des contraintes dans la gamme choisie (exemple : implant conique, diamètre 3 mm, épaisseur corticale 1,5 mm).	73
Figure 39 - Moyenne des contraintes dans la ZCP et v_1 , v_2 et v_3 dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison (a) des diamètres, (b) des longueurs, (c) des géométries d'implants.	75
Figure 40 - Influence de l'angle d'inclinaison de l'implant et présence d'un double appui cortical pour l'angle 15°.	76
Figure 41 - Moyenne des contraintes dans la ZCP et v_1 , v_2 et v_3 dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison des angles d'inclinaison.....	77
Figure 42 - Moyenne des contraintes dans la ZCP et v_1 , v_2 et v_3 dans les gammes dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison des épaisseurs d'os cortical.	78
Figure 43 - Moyenne des contraintes et pourcentage volumique d'os péri-implanté dans les gammes de contraintes définies pour la comparaison des modules de Young de l'os spongieux.	78
Figure 44 – Effets des facteurs principaux sur la réponse de la contrainte moyenne de l'os cortical péri-implanté.	79
Figure 45 - Effets des facteurs principaux et des interactions du premier ordre entre deux facteurs (soit au total 154 effets) sur la réponse de la contrainte moyenne de l'os cortical péri-implanté.....	80
Figure 46 – Moyenne des contraintes dans l'os cortical péri-implanté en fonction (a) du type d'implant (cylindrique/conique) et du type d'os et (b) du diamètre de l'implant et du type d'os. Volume d'os dépassant 10 MPa en fonction (c) du type d'implant (cylindrique/conique) et du type d'os et (d) du diamètre de l'implant et du type d'os.....	81
Figure 47 - Moyenne des contraintes dans l'os cortical péri-implanté en fonction (a) de la longueur de l'implant et du type d'os et (b) du diamètre de l'implant et du type d'os. Volume d'os dépassant 10 MPa en fonction (c) de la longueur de l'implant et du type d'os et (d) du diamètre de l'implant et du type d'os.....	83
Figure 48 - (a) Géométrie du modèle de référence avec une première prémolaire et un ligament PDL, (b) Comparaison des champs de contraintes généraux du modèle de référence et d'une configuration avec un implant conique de diamètre 3 mm dans un os de type 4.	88

Figure 49 - Front de Pareto : résultats optimaux de l'algorithme génétique d'optimisation du saut de contraintes à l'interface os-implant et de la moyenne des contraintes dans l'os cortical péri-implanté.	89
Figure 50 - (a) Schéma d'une optimisation topologique classique, (b) Schéma du concept d'optimisation topologique développé.....	95
Figure 51 - Force interne au nœud i calculée à partir des éléments x et y.	96
Figure 52 - (a) Géométrie du modèle, (b) Maillage du modèle.	97
Figure 53 - Champ de contraintes (Von Mises) au niveau de la surface supérieure de l'os.....	98
Figure 54 - Nœuds du maillage de l'os (66 nœuds) pris en compte dans la fonction objectif.	98
Figure 55 - Évolution des 66 variables de force interne nodale de la surface supérieure de l'os (pour une contrainte de 30 J sur l'énergie de déformation).	100
Figure 56 - Évolution de (a) la fonction objectif pour les quatre contraintes (b) l'énergie de déformation.	100
Figure 57 - Représentation des plaques en fin de cycle d'optimisation, dont le seuillage est réalisé à partir d'une pseudo-densité d'élément de 0,3.	101
Figure 58 - Champ de contraintes (Von Mises) dans l'os à l'interface : (a) Référence (plaque état initial), (b) contrainte de 10 J, (c) contrainte de 20 J, (c) contrainte de 30 J et (d) contrainte de 40 J.....	102
Figure 59 - Champ de contrainte de Von Mises dans la plaque : (a) contrainte de 10 J, (c) contrainte de 20 J, (c) contrainte de 30 J et (d) contrainte de 40 J (coupe $\frac{3}{4}$).....	103
Figure 60 - Modèle de détermination des efforts occlusales appliqués à l'os maxillaire réhabilité.....	105
Figure 61 - Insertions musculaires des différents muscles masticatoires considérés.....	106
Figure 62 - Modèle Élément Finis de détermination des efforts occlusaux appliqués à la base des piliers implantaires : Aspect du maillage et conditions aux limites.....	109
Figure 63 - Modèle Éléments Finis de la plaque supra-osseuse (arrière gauche) vissée à l'os maxillaire pour l'application de la démarche d'optimisation topologique.....	112
Figure 64 - (a) Maillage de la plaque, (b) Maillage de l'os cortical pour le calcul d'optimisation avec un ajustement du maillage au niveau de l'interface plaque-os (110 nœuds), (c) Maillage de l'os cortical pour les calculs statiques de vérification.....	113
Figure 65 - Épaisseur locale de l'os cortical à l'interface os-implant.	114
Figure 66 - (a) Évolution de la fonction objectif, (b) Évolution du volume de chaque plaque au volume initial.....	115

Figure 67 - Géométrie de la plaque au cycle 50 exportée pour correspondre au volume final dans le (a) ICP, (b) INC.	116
Figure 68 - Représentation des contraintes de Von Mises à la surface de l'os cortical à l'état initial pour (a) le cas ICP, (b) pour le cas INC, et à l'état final (cycle 50) pour (c) le cas ICP, (d) le cas INC.	117
Figure 69 - Comparaison du champ de contraintes dans l'os cortical pour (a) et (c) les cas initiaux, (c) et (d) les cas exportés à partir d'une densité de 0,3, (e) et (f) les cas exportés à partir d'une densité permettant d'obtenir un volume final de plaque équivalent au volume final du calcul d'optimisation.....	119
Figure 70 - Principe d'export d'une géométrie en « vide-plein » à partir du résultat d'un calcul d'optimisation topologique avec un gradient continu de pseudo-densités [183].	121
Figure 71 - Considération de structures lattices à gradient de densité relative pour correspondre aux pseudo-densités du calcul d'optimisation.	122
Figure 72 – Outil numérique de prédiction du comportement dynamique de pièces issues de la fabrication additive SLM.	128
Figure 73 – Géométrie du problème de fraisage périphérique.	129
Figure 74 - (a) Discrétisation de l'arête de coupe en arrêtes élémentaires de hauteur dz, (b) Modèle thermomécanique de coupe oblique [204].	131
Figure 75 - Comparaison expérimental-analytique des signaux d'efforts de coupe pour l'alliage de TA6V, à l'échelle d'un tour de fraise.	132
Figure 76 – (a) Schématisation du couplage dans le plan (XY), (b) Représentation 3D du couplage et l'activation des éléments concernés par une arête engagée à un instant t.	133
Figure 77 - Application d'une subroutine DLOAD (Abaqus) sur un maillage éléments finis : Champ de déformation locale induite par le passage d'une dent de l'outil.....	134
Figure 78 - Schéma récapitulatif de l'algorithme de couplage analytique-numérique : calcul et application des efforts de coupe.	135
Figure 79 - Schéma de la considération de l'interaction outil-matière par la prise en compte de la variation de l'engagement axial.	136
Figure 80 - Définition des échantillons pour le parachèvement en usinage, composés de deux sous-parties : la plaque destinée à l'usinage et les structures lattices de support.....	139
Figure 81 - Transformée de Fourier FFT signal temporel essai de vibration libre : détermination de la 1ère fréquence propre d'un échantillon Diagonale 2.	141

Figure 82 – (a) Aspect du maillage pour une structure complète (Diagonale 1), (b) Vérification de la procédure d'homogénéisation numérique : comparaison des modèles complets et homogénéisés des plaques sur leurs supports de fabrication.	142
Figure 83 - Comparaison entre expérimental et numérique de la première fréquence propre de chaque structure.....	143
Figure 84 - Analyse en tomographie d'un échantillon de type Diagonale 1 : (a) Reconstruction 3D de quatre cellules unitaires, (b) Vue en coupe d'une poutre de la structure.....	144
Figure 85 - Évolution de E_1 en fonction de la première fréquence propre f_1 pour les plaques avec des supports de type Octet-truss (cinq densités relatives).	145
Figure 86 - (a) Montage expérimental de fraisage périphérique des échantillons, (b) Aspect d'un échantillon après l'opération d'usinage.	146
Figure 87 - Signaux du déplacement, des efforts et état de surface à l'échelle globale pour les échantillons (a) Octet-truss 2 et (b) Diagonale 2.....	148
Figure 88 - Signaux du déplacement, des efforts et état de surface à l'échelle locale pour les échantillons (a) Octet-truss 2 (b) Diagonale 2.....	149
Figure 89 – Topographie de la surface frontière entre la zone usinée et le reste de la surface brute pour (a) la structure Octet-truss 2, (b) la structure Diagonale 2.....	150
Figure 90 - Comparaison des signaux numériques et expérimentaux des efforts normaux à la surface usinée pour la structure Octet-truss 2, à l'échelle globale et locale.....	152
Figure 91 - Comparaison des signaux numériques et expérimentaux des efforts normaux à la surface usinée pour la structure Diagonale 2, à l'échelle globale et locale.....	153
Figure 92 – (a) Fabrication d'un implant supra-osseux sur des supports de fabrication, (b) modèle EF de l'implant basal à plaque avec les supports homogénéisés, (c) aspect du maillage du modèle.	154
Figure 93 - Résultats observés : déplacements axial et radial du point central de la surface supérieure du pilier implantaire.....	155
Figure 94 - Déplacements radial et axial du cylindre usiné à l'échelle globale et locale pour les différentes configurations : comparaison des types de support (Octet-truss et Diagonal) (a) à l'échelle globale et (b) à l'échelle locale, des stratégies d'usinage (opposition et avalant) (c) à l'échelle globale et (d) à l'échelle locale, et des engagement (1 mm et 2 mm) (e) à l'échelle globale et (f) à l'échelle locale.	157
Figure 95 – Schéma de la rugosité en fonction de l'angle d'inclinaison d'une surface par rapport à la direction de fabrication.	163

Figure 96 - Design de la pièce considérée pour l'étude présentant différents plan angulés. .	164
Figure 97 - Comparaison des états de surfaces bruts et sablés pour les différentes inclinaison de surface : (a) paramètre Sa, (b) paramètre Sz, (c) paramètre Ssk et (d) paramètre Sku.	165
Figure 98 - Représentation 3D des états de surface brut SLM en fonction des angles d'inclinaison, comparé à un état de surface sablé.	166
Figure 99 - Évolution de l'épaisseur des plaques en fonction du temps de sablage.	167
Figure 100 - Gammes de tribofinition mises en place : gamme 1 abrasive et gamme 2 de polissage.	168
Figure 101 – Métrologie des états de surface lors de la gamme 1 de tribofinition : évolution des paramètres surfaciques en fonction du temps.	169
Figure 102 – Évolution de l'état de surface lors de la gamme 1 de tribofinition : représentation 3D.	170
Figure 103 – Métrologie des états de surface lors de la gamme 2 de tribofinition : évolution des paramètres surfaciques en fonction du temps.	171
Figure 104 – Évolution de l'état de surface à travers les différents traitements de finition (Ra brut SLM en haut à gauche non représenté sur le graphe).	173
Figure 105 - Tests de biocompatibilité principaux dans le domaine dentaire.	174
Figure 106 - Schéma d'un implant basal à plaques : types cellulaires en contact.	175
Figure 107 – (a) Puits de mise en culture cellulaire des monocytes THP-1, (b) Image au microscope optique après coloration au bleu de trypan pour les comptages cellulaires.	176
Figure 108 - Comptage cellulaire au bleu de trypan pour (a) l'état de surface initial SLM, (b) l'état de surface sablé, (c) l'état de surface tribofini et (d) l'état de surface poli-miroir.	178
Figure 109 - Test de quantification de l'activité cellulaire	179

Table des tableaux

Tableau 1 - Alliages de titane de 1 ^{ère} et 2 ^{nde} génération [94].	24
Tableau 2 - Propriétés des matériaux utilisés.....	37
Tableau 3 - Récapitulatif des paramètres de métrologie des profil et surfaces utilisés.....	62
Tableau 4 - Intervalles de variation des paramètres de l'étude numérique.....	72
Tableau 5 - Effets des facteurs principaux et des interactions du premier ordre du plan factoriel complet pour l'étude du système osseux de type 4.	86
Tableau 6 - Résultats optimaux front de Pareto optimisation multi-objectif.	90
Tableau 7 - Directions des vecteurs unitaires des différents groupes musculaires [178].....	107
Tableau 8 - Force générée par les différents groupes musculaires pour les différentes phases de mastication (INC, ICP et RMOL) [178].....	108
Tableau 9 - Propriétés élastiques des matériaux du modèle.....	110
Tableau 10 - Forces de réaction au niveau des différents piliers pour les trois types de chargements.....	111
Tableau 11 - Comparaison des énergies de déformation totales (tout le modèle) pour les cas initiaux, les cas finaux issus du calcul d'optimisation et les différents cas exportés.	120
Tableau 12 - Propriétés élastiques des structures lattices homogénéisées.	138
Tableau 13 - Détermination expérimentale de la première fréquence propre de chaque structure.....	141
Tableau 14 - Propriétés des matériaux homogénéisés recalés comparées aux propriétés homogénéisées initiales.....	145
Tableau 15 - Type d'état de surface considéré pour les essais de cultures cellulaires sur monocytes THP-1.....	176
Tableau 16 - Ratio de la surface développée réelle par rapport à la surface mesurée par chaque type d'état de surface.	180

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

L'utilisation des Dispositifs Médicaux Implantables (DMI) en alliage de titane, principalement en Ti-6Al-4V, s'est fortement développée ces dernières décennies. D'un point de vue biologique et chimique, certains éléments de cet alliage tels que le vanadium et l'aluminium sont considérés comme potentiellement toxiques. D'un point de vue des propriétés mécaniques, le Ti-6Al-4V est significativement plus rigide que l'os cortical sur lequel les prothèses/implants sont fixés. Cette différence de rigidité entre l'os et l'implant est à l'origine d'une déviation des contraintes (appelée « stress-shielding ») qui peut finalement aboutir au descellement du dispositif dû à des pertes osseuses. Le travail de cette thèse a pour objectif d'apporter des solutions tant sur le choix du matériau que sur le choix de la géométrie des DMI, pouvant permettre l'amélioration du transfert de charge à l'interface. Le domaine dentaire où les efforts mis en jeu sont importants constitue un environnement adéquat à la mise en œuvre de ces solutions matériaux et géométriques. Deux types de dispositifs sont ainsi envisagés dans cette étude : les implants endo-osseux et les implants supra-osseux à plaque d'ostéosynthèse. Le positionnement des implants classiques, dits endo-osseux, est évalué au regard de l'os péri-implanté par une étude numérique multiparamétrique. À partir de l'évaluation exhaustive des différents paramètres intervenant dans la pose d'un implant (géométrie et module d'élasticité de l'implant et configuration de l'os), la configuration de pose est ensuite optimisée en prenant en compte des critères mécaniques. Les implants supra-osseux sont destinés à la réhabilitation d'arcades dentaires complètes de patients aux pathologies plus atypiques, notamment lorsque la pose d'implants endo-osseux n'est pas envisageable. La nécessité de disposer de formes individualisées aux patient justifie pleinement une réalisation par fabrication additive SLM (Selective Laser Melting). Cette approche nécessite cependant de s'intéresser à tous les aspects de la chaîne de valeurs de réalisation de DMI par fabrication additive métallique. Dans l'étape de dimensionnement il ne s'agit plus seulement de tenir compte de la tenue mécanique du dispositif implanté mais d'optimiser topologiquement sa géométrie au regard des sollicitations appliquées à l'os, afin d'optimiser le transfert de charge en l'os et l'implant. L'élaboration de ces dispositifs, sur-mesure, doit nécessairement tenir compte des opérations de parachèvement post-fabrication, par des procédés soustractifs. Ces étapes de fonctionnalisation constituent encore à ce jour un verrou qui limite l'utilisation de la fabrication additive. Les problématiques de reprise en usinage de pièces sur-mesure sont liées au transfert entre la machine de fabrication additive et le centre d'usinage. L'idée développée consiste à l'utilisation des supports de fabrication additive comme montage d'usinage sur-mesure. Pour anticiper les potentielles instabilités pendant cette opération de parachèvement, un outil numérique est développé, couplé à un modèle analytique de détermination des efforts de coupe en fraisage périphérique. Enfin, le contrôle de l'état de surface des DMI issus du procédé SLM, en lien avec une étude de biocompatibilité, sont présentés.

Material and geometric solutions for the custom-made Titanium-based implantable medical devices - Application to endo-osseous and supra-osseous implants obtained by additive manufacturing

The use of Titanium-based implantable medical devices, mainly Ti-6Al-4V alloy, has grown significantly in recent decades. From a biological and chemical point of view, some elements of this alloy, such as vanadium and aluminum, are considered potentially toxic. From a mechanical point of view, Ti-6Al-4V is significantly more rigid than the cortical bone on which the prostheses/implants are attached. This difference in stiffness between the bone and the implant is at the origin of a stress deviation, called "stress-shielding", that can finally lead to loosening of the device due to bone loss. The aim of this thesis is to provide solutions for both the choice of material and DMI geometry, which can improve the transfer of charge at the interface. The dental field where the loads involved are important is an appropriate environment for the implementation of these materials and geometric solutions. Two types of devices are thus envisaged in this study: endo-osseous implants and bone plate supra-osseous implants. The positioning of conventional implants, termed endo-osseous, is evaluated with regard to the peri-implanted bone by a multiparametric numerical study. Based on an exhaustive evaluation of the various parameters involved in implant placement (implant geometry and stiffness and bone configuration), the implant configuration is then optimized by taking into account mechanical criteria. The supra-osseous implants are used for the rehabilitation of complete dental arches of patients with more atypical pathologies, especially when the placement of endo-osseous implants is not possible. The need to have individualized shapes to patients' anatomy fully justifies a realization by Selective Laser Melting additive manufacturing. This approach, however, requires attention to all aspects of the value chain of medical devices realization by metal additive manufacturing. In the design stage, it is no longer only a question of taking into account the mechanical strength of the implanted device but of optimizing topologically its geometry with regard to the stresses applied to the bone, in order to minimize stress-shielding effect. The development of these devices, custom-made, has to necessarily take into account post-manufacturing finishing operations, by subtractive processes. These functionalization steps still constitute a lock that limits the use of additive manufacturing. The problems of finishing by machining the custom-made parts are related to the transfer between the additive manufacturing machine and the machining center. The idea developed in this work is to use additive manufacturing supports as a custom-made machining fixture. To anticipate the potential instabilities during this finishing operation, a numerical model is developed and coupled to an analytical model for determining cutting forces in peripheral milling. Finally, the control of the surface quality of the devices resulting from the SLM process, in connection with a biocompatibility study, are presented.