



**HAL**  
open science

# Intérêt des alliages poreux en dentisterie : application au cas d'une prothèse transvissée sur quatre implants

Samuel Lemaire

## ► To cite this version:

Samuel Lemaire. Intérêt des alliages poreux en dentisterie : application au cas d'une prothèse transvissée sur quatre implants. Mécanique des matériaux [physics.class-ph]. Université de Lorraine, 2024. Français. NNT : 2024LORR0096 . tel-04796064

**HAL Id: tel-04796064**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-04796064v1>**

Submitted on 21 Nov 2024

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

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



**UNIVERSITÉ  
DE LORRAINE**

**BIBLIOTHÈQUES  
UNIVERSITAIRES**

## 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 bibliothèque : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)  
*(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)*

## 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.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

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

# Intérêt des alliages poreux en dentisterie : application au cas d'une prothèse transvissée sur quatre implants

## THÈSE

présentée et soutenue publiquement le 04 octobre 2024  
pour l'obtention du

Doctorat de l'Université de Lorraine  
(spécialité Mécanique des Matériaux)

par  
Samuel Lemaire

### Composition du jury

- Président :* Mohamed Haboussi, Professeur, Université Paris 13 Nord
- Rapporteurs :* Marie-Christine Ho Ba Tho, Professeure, Université de Technologie de Compiègne  
Tien Tuan Dao, Professeur, Université de Lille
- Examineurs :* Anne-Sophie Bonnet, Professeure, Université de Lorraine  
Yannick Josset, MCU, Université de Reims-Champagne-Ardenne
- Invité :* Pascal Laheurte, Professeur, Université de Lorraine
- Encadrants :* Céline Bouby, MCF, Université de Lorraine, Co-encadrante de thèse  
Frédéric Thiebaud, MCF HDR, Université de Lorraine, Co-directeur de thèse  
Valérie Berry-Kromer, MCF HDR, Université de Lorraine, Directrice de thèse



## Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier les membres du jury d'avoir accepté d'évaluer mon travail de thèse. Un grand merci à Marie-Christine Ho Ba Tho et Tien Tuan Dao pour leur important travail en tant que rapporteurs de cette thèse et leurs différentes remarques. Merci à Mohamed Haboussi d'avoir présidé cette soutenance de thèse. Je tiens également à remercier Anne-Sophie Bonnet, Yannick Josset et Pascal Laheurte pour les discussions enrichissantes et constructives qui ont suivi ma soutenance. Leurs remarques apporteront des éléments précieux à explorer dans la continuité de ce projet de recherche.

Je souhaite exprimer ma profonde gratitude à ma directrice de thèse Valérie Berry-Kromer, mon co-directeur Frédéric Thiebaud et ma co-encadrante Céline Bouby pour la proposition de ce sujet de thèse et l'encadrement de qualité. Votre soutien constant, les conseils avisés et la confiance tout au long de ce projet ont été essentiels à la réalisation de ce travail. Vos qualités et vos connaissances respectives m'ont permis d'apprendre beaucoup à vos côtés, tant sur le plan numérique qu'expérimental, contribuant ainsi à mon développement scientifique. Merci également pour votre aide précieuse concernant l'aspect de gestion d'un projet. J'aimerais aussi remercier Tarak Ben Zineb pour la confiance accordée et pour sa présence depuis le début de mon stage de fin d'études pour le diplôme d'ingénieur de Polytech Nancy.

Je n'aurais pas eu la possibilité de mener ce projet aussi loin sans l'aide précieuse de Pascal Laheurte concernant l'aspect de fabrication additive de la structure *lattice*. Pour cela, un grand merci à la start-up PINT basée à Metz et tout particulièrement à Paul Didier pour les différents échantillons réalisés. Merci d'avoir consacré du temps à mon projet, malgré votre charge de travail considérable. Mes remerciements se tournent également vers Paul Lohmuller pour les discussions enrichissantes qui ont marqué le début de ce projet et ont largement contribué à orienter mes réflexions. Enfin, pour l'étude préliminaire concernant la résine acrylique, je tiens à adresser mes remerciements à Ludovic Game, dirigeant de la société Adjointe Concept, pour la réalisation des échantillons.

Je souhaite remercier également Marin Vincent et Marc Engels-Deutsch, de l'équipe du LEM3 de Polytech Nancy, pour les discussions intéressantes sur les aspects cliniques en odontologie et pour m'avoir offert l'opportunité d'utiliser le scanner 3D du service d'odontologie du CHRU de Nancy. Je tiens également à remercier Louis-Marc Favot, chirurgien-dentiste dont je poursuis les travaux antérieurs de recherche, pour les quelques discussions précieuses qui ont permis de faire avancer ces travaux de thèse.

Un grand merci à toute l'équipe du service technique de l'EIT de Polytech Nancy, Thibaud Foos, Nicolas Faivre et Sébastien Grosjean, pour nos différents échanges et pour leur savoir-faire notamment sur la partie expérimentale avec la fabrication de pièces mécaniques. Pour les aspects informatiques, je tiens à remercier Pascal Coulombe du service

commun d'informatique de Polytech Nancy. Je remercie également Dominique Visca, président de l'enseigne My kitchen, d'avoir accepté ma présence au sein de son établissement lors des périodes de fermeture du laboratoire.

Merci à tous mes collègues de bureau, doctorants et stagiaires, pour leur gentillesse et la bonne ambiance durant ces trois années de thèse. Merci à Ihssen Abdelmomen et Nishant Raj, avec qui j'ai passé la majorité de ma thèse. Je n'oublierai jamais les excellentes pâtisseries tunisiennes et les savoureux thés indiens! Les autres doctorants, Hamza El Khaddaji, Wei Yan, Stefano Rodino et Samantha Souvignet qui ont été de très belles rencontres. Une mention spéciale pour Wei qui m'a fait découvrir l'authentique et excellente spécialité de la Chine centrale. Merci aux différents stagiaires de passage au laboratoire pour leur bonne humeur : Miguel, Vincent, Narek, Théo et Doha! Je leur souhaite à tous beaucoup de succès dans la suite de leurs projets.

Je ne pourrais terminer ces remerciements sans évoquer le soutien important de mes amis et de ma famille lors de ces trois années ponctuées par des moments de joie et de défis. Un immense merci à ma cousine Camille pour son travail conséquent de relecture du manuscrit. Un remerciement tout particulier à Basim pour sa bonne humeur et sa présence constante depuis trois ans. Merci à mes parents et à mes deux frères pour qui j'éprouve une immense reconnaissance et beaucoup de respect. Merci Nath de m'avoir supporté durant nos trois ans de collocation et pour ton sens de l'humour. Et merci Tim pour ton impeccable rôle d'aîné et ton accueil toujours chaleureux en Suisse! Enfin, mes derniers remerciements vont à Charlotte. Merci pour ta bonne humeur quotidienne et ta présence indéfectible. Ce manuscrit a pu voir le jour en partie grâce à toi, tu as su m'encourager, me motiver et surtout me supporter depuis le début.

*« La seule limite à notre épanouissement de demain sera nos doutes d'aujourd'hui » – Franklin Delano  
Roosevelt*

*Pour toi, Lucas.*



# Table des matières

Liste des abréviations et des sigles	xix
Introduction générale	xxi

<b>Chapitre 1</b> <b>Contexte et justification de l'étude</b>
--

1.1	L'essor de l'implantologie : un demi-siècle d'innovations . . . . .	3
1.1.1	L'implant dentaire, origine antique . . . . .	3
1.1.2	Intégration de l'implant et prise en compte des tissus parodontaux .	4
1.2	De l'implant seul aux systèmes de bridges transvissés sur implants . . . . .	5
1.3	Le concept « All-on-4 » : historique et évolution . . . . .	7
1.3.1	Présentation du traitement . . . . .	7
1.3.2	Épidémiologie des principaux échecs implantaires . . . . .	9
1.4	Un concept toujours en évolution avec des améliorations, notamment au niveau de la barre prothétique . . . . .	10
1.5	Étude du matériau constituant la barre prothétique . . . . .	11
1.5.1	Présentation de travaux précédents . . . . .	11
1.5.2	Vers une nouvelle proposition d'amélioration du concept prothétique : objectif et présentation . . . . .	12
1.6	Organisation globale de l'étude . . . . .	16
1.7	Conclusion du chapitre . . . . .	19
	Résumé du chapitre . . . . .	20

<b>Chapitre 2</b> <b>Corrélation entre approches numérique et expérimentale de la mandibule prothésée</b>
--

## TABLE DES MATIÈRES

---

2.1	État de l'art : bancs d'essais mécaniques pour simuler la mastication humaine	23
2.1.1	Simulateurs de mastication pour l'étude sur des aliments	24
2.1.2	Simulateurs de mastication pour l'analyse des propriétés physiques des matériaux	28
2.2	Présentation d'un dispositif expérimental novateur pour l'étude de mouvements masticateurs	33
2.2.1	Énoncé du besoin	33
2.2.2	Réhabilitation prothétique d'une mandibule artificielle	33
2.2.3	Description générale du fonctionnement	35
2.2.4	Synthèse des travaux antérieurs	38
2.3	Révision et amélioration du banc d'essais : nouvelles investigations	42
2.3.1	Vérification des différents capteurs	42
2.3.2	Réinstrumentation de la barre prothétique	47
2.3.3	Principales modifications des méthodes de mesure	49
2.4	Corrélation entre résultats numériques et expérimentaux	50
2.4.1	Modèle éléments finis de la mandibule artificielle réhabilitée	51
2.4.2	Essais en écartement et rapprochement (mode 1)	54
2.4.3	Essais en force en flexion (mode 2)	61
2.5	Conclusion du chapitre	65
	Résumé du chapitre	68

### Chapitre 3

#### Apport de la fabrication additive pour l'optimisation du matériau prothétique

3.1	Matériaux architecturés : de la topologie induite à la topologie contrôlée	70
3.1.1	Les structures <i>lattices</i>	72
3.1.2	Domaines d'applications des structures <i>lattices</i>	75
3.2	La fabrication additive : des procédés au centre de la dentisterie moderne	79
3.2.1	Différents procédés de fabrication additive	80
3.2.2	Le procédé de fabrication additive SLM	81
3.3	Choix et optimisation d'une structure <i>lattice</i> pour la barre prothétique	85
3.3.1	Critères de choix de la cellule unitaire BCC	85

3.3.2	Méthode d'homogénéisation numérique . . . . .	88
3.3.3	Comportement homogénéisé et géométrie optimisée . . . . .	96
3.3.4	Validation expérimentale . . . . .	98
3.4	Conclusion du chapitre . . . . .	107
	Résumé du chapitre . . . . .	109

**Chapitre 4**

**Modèle numérique physiologique : réhabilitation mandibulaire fixe avec matériau prothétique optimisé**

4.1	État de l'art des modèles numériques EF intégrés en odontologie . . . . .	112
4.1.1	Structures anatomiques de l'appareil manducateur . . . . .	113
4.1.2	Modélisation géométrique des structures anatomiques . . . . .	114
4.1.3	Comportement des tissus osseux . . . . .	115
4.1.4	Modélisation des interactions, des CL et des chargements . . . . .	120
4.1.5	Bilan de l'état de l'art . . . . .	122
4.2	Mise en place du modèle EF de réhabilitation prothétique fixe . . . . .	124
4.2.1	Barre prothétique optimisée . . . . .	124
4.2.2	Modélisation géométrique de la mandibule prothésée . . . . .	126
4.2.3	Définition des chargements durant le cycle masticatoire . . . . .	128
4.2.4	CL et interactions . . . . .	129
4.3	Analyse comparative du comportement mécanique de la mandibule réhabilitée . . . . .	131
4.3.1	Cinématique globale de la mandibule . . . . .	131
4.3.2	Champ de déplacement local dans l'os à l'interface os-implant . . . . .	133
4.3.3	État de contrainte dans l'os mandibulaire . . . . .	135
4.3.4	État de déformation à l'interface os-implant . . . . .	136
4.3.5	Prise en compte du contact primaire à l'interface os-implant . . . . .	142
4.4	Conclusion du chapitre . . . . .	144
	Résumé du chapitre . . . . .	147

**Chapitre 5**

**Prédiction de la tenue en service pour la solution prothétique**

TABLE DES MATIÈRES

---

5.1	Étude numérique de la barre prothétique optimisée avec la prise en compte de la structure <i>lattice</i> . . . . .	150
5.1.1	Mise en place du modèle numérique par EF . . . . .	151
5.1.2	Analyse de l'état de contrainte et de déformation . . . . .	152
5.2	Caractérisation du comportement mécanique de la résine cosmétique . . . .	155
5.2.1	Essais expérimentaux de flexion 4 points sur la barre en résine seule	156
5.2.2	Essais expérimentaux de flexion 4 points sur la barre <i>lattice</i> avec résine et comparaison avec un modèle numérique EF équivalent . .	157
5.3	Étude numérique de la solution prothétique optimisée et injectée de résine	159
5.3.1	Prédiction de l'état de contrainte et de déformation dans la solution prothétique . . . . .	160
5.3.2	Prédiction de la tenue en fatigue de la solution prothétique . . . . .	165
5.4	Conclusion du chapitre . . . . .	168
	Résumé du chapitre . . . . .	170
	<b>Conclusion générale et perspectives</b>	<b>171</b>

---

<b>Bibliographie</b>
----------------------

---

<b>Annexe A</b> <b>Détails du banc d'essai dentaire avec l'instrumentation initiale et actuelle</b>
--

<b>Annexe B</b> <b>Méthode d'homogénéisation avec le logiciel d'ingénierie avancé nTop</b>
---

<b>Annexe C</b> <b>Fiabilité des résultats d'analyse par EF issus du logiciel nTop</b>
---

# Table des figures

1.1	<i>Implant dentaire (a) et bridge dentaire (b) datant de l'époque antique [4].</i>	3
1.2	<i>Différents types d'implants proposés par les entreprises [11].</i>	5
1.3	<i>Diverses solutions prothétiques.</i>	6
1.4	<i>Principe du traitement All-on-4<sup>®</sup>.</i>	8
1.5	<i>Illustration de l'optimisation topologique (2D) avec le domaine de conception (initial), la discrétisation par éléments finis (b) et la structure optimisée avec les différents pixels (c) [57].</i>	14
1.6	<i>Processus détaillé de l'optimisation topologique pour une structure lattice [53].</i>	14
1.7	<i>Résultats des travaux de Park et al. pour la conception de la barre prothétique optimisée topologiquement, avec différentes conditions d'optimisation [58].</i>	15
1.8	<i>Exemple d'un état de surface d'une barre prothétique (Dentsply Sirona<sup>®</sup>).</i>	16
1.9	<i>Illustration du banc d'essais dentaire conçu dans le cadre de la thèse de L.M. Favot [51].</i>	17
1.10	<i>Schéma de l'organisation du travail de thèse.</i>	18
2.1	<i>Simulateur de mastication CS-4, SD Mechatronik (a) et schéma détaillé d'un module de mastication issu de Kvist et al.[70] (b).</i>	25
2.2	<i>Simulateur de mastication AM<sup>2</sup> (Artificial Masticatory Advanced Machine.) [72].</i>	26
2.3	<i>Simulateur de mastication personnalisé (a) et détail des dents et mâchoires conçues pour l'appareil (molaires entre la mâchoire supérieure et inférieure) [73] (b).</i>	26

TABLE DES FIGURES

---

2.4	<i>Simulateur de mastication de Chen et al. [74]; avec le modèle 3D d'assemblage (a), l'articulation (b), le système de transmission du plateau mobile (c), la partie comprenant les dents molaires (d), la cavité artificielle (e) et le plateau de transmission (f).</i> . . . . .	27
2.5	<i>Schéma du simulateur de mastication de Singhatanadgit et al. [77] (a) et le simulateur fabriqué et assemblé (b).</i> . . . . .	29
2.6	<i>Schéma du simulateur de mastication de Tahir et al. [79] (a) et préparation et fixation de la mandibule avec implants sur le simulateur (b).</i> . . . . .	29
2.7	<i>Simulateur de mastication de Ip et al. [80]; avec vérins pneumatiques (a), fixation du vérin temporal (b), capteur de force (c), fixation du vérin masséter (d) et support de fixation (e).</i> . . . . .	30
2.8	<i>Dernières phases de conception pour le prototypage final de Alemzadeh et al. [81] (a) et composants : simulateur avec mandibule issue d'un modèle humain, boîtier de commande et bain d'eau calibré pour réguler la température dans la chambre de mastication (b).</i> . . . . .	31
2.9	<i>Simulateur de mastication de Qin et al. [83]; avec diagramme cinématique (a), modèle 3D global (b), modèle 3D des principales pièces fonctionnelles (c) et modèle 3D du simulateur de salive (d).</i> . . . . .	32
2.10	<i>Prototype (a) et fonctionnement du simulateur (b) de Qin et al. [83].</i> . . . .	32
2.11	<i>Diagramme "bête à cornes" pour le dispositif expérimental de mastication utilisé dans nos travaux.</i> . . . . .	34
2.12	<i>Fabrication d'une mandibule en PMMA avec taraudage pour les implants, avec inclinaison des implants postérieurs de 45° (a) et implants droits et inclinés, de la marque Euroteknika® (b) [51].</i> . . . . .	34
2.13	<i>Modèle en plâtre d'après l'empreinte d'un patient, avec la mise en place des implants analogues (a) et clé en plâtre pour la vérification de la passivité (b) [51].</i> . . . . .	35
2.14	<i>Mandibule artificielle en PMMA transvissée avec une barre prothétique en titane [51].</i> . . . . .	36
2.15	<i>Banc d'essais de mastication, avec une vue sur le mode de fixation de la mandibule artificielle (en jaune).</i> . . . . .	37
2.16	<i>Banc d'essais dentaire : schématisation des modes de sollicitation appliqués à une mandibule artificielle réhabilitée [51].</i> . . . . .	37

2.17 Banc d'essais de mastication pour une sollicitation selon le premier mode, en écartement (a) et modèle CAO (Conception Assistée par Ordinateur) avec en jaune la pièce (poussoir latéral) permettant d'appliquer l'écartement des branches mandibulaires (b). . . . .	39
2.18 Banc d'essais de mastication pour une sollicitation selon le deuxième mode (a) et modèle CAO avec en jaune la pièce (appui secteur) où le déplacement est appliqué (b). . . . .	40
2.19 Banc d'essais de mastication pour une sollicitation selon le troisième mode (a) et modèle CAO avec en jaune la pièce (coulisseau) où la force est appliquée (b). . . . .	41
2.20 Capteurs multi-axes de forces et positionnement sur le dispositif. . . . .	43
2.21 Capteur multi-axes en position pour l'essai de mesure du moment $M_Z$ . . . . .	43
2.22 Capteur de force miniature et positionnement sur le dispositif. . . . .	44
2.23 Graphique de fiabilité de mesure du capteur de force miniature. . . . .	45
2.24 Capteur de déplacement et positionnement sur le dispositif. . . . .	45
2.25 Palpeurs de déplacement et positionnement sur le dispositif. . . . .	46
2.26 Barre prothétique instrumentée de trois jauges de déformation uniaxiales (a) et essai de compression de la barre prothétique seule (b). . . . .	47
2.27 Comparaison expérimentale et numérique des essais de compression de la barre prothétique seule. . . . .	48
2.28 Capteur d'écartement repositionné, en vue de profil (a) et vue de face (b). . . . .	49
2.29 Capteur de déplacement laser (a) et intégration du capteur au banc d'essais dentaires (b). . . . .	50
2.30 Essai de traction sur éprouvettes en PMMA provenant du bloc d'usinage de la mandibule artificielle. . . . .	51
2.31 Modèle numérique par éléments finis de la mandibule artificielle (PMMA) pour l'étude du premier mode de sollicitation (367 807 éléments). . . . .	52
2.32 Récupération du champ de déformation le long d'un chemin, pour les jauges J1, J2 et J3 (a) et schéma de principe de mesure des angles $\theta_1$ et $\theta_3$ (b) en vue de dessous. . . . .	53
2.33 Modèle CAO avec en jaune les pièces du poussoir latéral pour appliquer un rapprochement ou écartement des branches mandibulaires. . . . .	54

TABLE DES FIGURES

---

2.34	Modèle CAO du point de mesure avec le capteur laser (Keyence).	55
2.35	Position du capteur d'écartement entre les branches mandibulaires en vue arrière (a) et modèle CAO des points de mesure du déplacement (b).	56
2.36	Position du palpeur de déplacement pour la barre prothétique, en vue de dessus (a) et modèle CAO des points de mesure des déplacements de chaque côté (b).	56
2.37	Comparaison des résultats expérimentaux et numériques pour chaque jauge uniaxiale (a) et courbe de régression linéaire (b) pour l'essai de rapprochement.	58
2.38	Comparaison des résultats expérimentaux et numériques pour chaque jauge uniaxiale (a) et courbe de régression linéaire (b) pour l'essai d'écartement.	59
2.39	Modèle CAO de l'essai en flexion (mode 2) avec l'application d'une force sur l'arête arrière de la barre prothétique et la mesure des forces et moments au niveau des condyles avec les capteurs multi-axes (a) et outillage (poinçon) pour l'application de la force (b).	62
2.40	Différence des résultats pour l'état de déformation au niveau des points de Gauss de deux éléments adjacents.	63
2.41	Bilan des réactions pour le deuxième mode de sollicitation, en force, du banc d'essais dentaire.	64
3.1	Cartographie, selon Ashby, de l'espace module d'élasticité et densité de différents types de matériaux structurels pour l'ingénieur, y compris les matériaux architecturés (mousses, lattices) [91].	71
3.2	Catégories de matériaux architecturés [92, 93].	72
3.3	Exemple d'une structure architecturée en alliage d'aluminium avec un réseau de cellules unitaires octet-truss [95].	73
3.4	Exemples de structures lattices (maille élémentaire) à base de poutres (a) et structures TPMS avec au-dessus le type « feuille » et en dessous le type « solide » extrait de Viet et al. [98] (b).	73
3.5	Exemple d'une structure lattice à gradient de propriétés [100].	74
3.6	Réponse mécanique d'une structure dominée par la flexion (a) et par l'étirement (ou traction) (b) en réponse à une charge externe appliquée $F$ , inspirée de Abdulhadi [105].	75

3.7	<i>Illustration des applications des structures lattices dans divers domaines [107]. . . . .</i>	76
3.8	<i>Tiges fémorales avec le corps de la tige rempli d'une structure lattice ordonnée (a) et entièrement dense (b), obtenues par fabrication additive [110].</i>	77
3.9	<i>Implant dentaire en PEEK optimisé avec des structures lattices extrait de Oladapo et al. [111]. . . . .</i>	78
3.10	<i>Modèle du squelette facial pour la conception d'une prothèse mandibulaire (a) et vue d'ensemble de la prothèse montrant la présence d'une structure lattice aux extrémités supérieures et inférieures (b) [112]. . . . .</i>	79
3.11	<i>Évolution du nombre de brevets pour la fusion sur lit de poudre dans le secteur de la santé [114]. . . . .</i>	80
3.12	<i>Différentes familles de procédés de fabrication additives et leurs technologies [117]. . . . .</i>	81
3.13	<i>Principaux paramètres du procédé SLM [117]. . . . .</i>	82
3.14	<i>Schéma simplifié du procédé de fusion laser sur lit de poudre [120] (a) et illustration du procédé pour une application dentaire d'une armature pour prothèse partielle amovible [121] (b). . . . .</i>	83
3.15	<i>Exemple de supports de fabrication pour une prothèse partielle amovible (a) et méthode de conception hybride, pour la finition, avec l'ajout du fraisage CNC (b) [123]. . . . .</i>	83
3.16	<i>Optimisation de la barre à partir du modèle physiologique (a) et à partir du modèle équivalent restreint (b). . . . .</i>	86
3.17	<i>Géométrie et paramètres étudiés de la structure lattice BCC : longueur de poutre (<math>L_s</math>), diamètre (<math>d_s</math>), angle entre les poutres (<math>\theta</math>) et taille de la maille élémentaire (a). . . . .</i>	87
3.18	<i>Rapport de Zener en fonction de la densité relative, pour différentes structures lattices[127]. . . . .</i>	88
3.19	<i>Concept d'homogénéisation par champ moyen d'un matériau cellulaire [137].</i>	89
3.20	<i>Schéma illustrant l'augmentation du nombre de cellules du VER, jusqu'à 3 répétitions dans chacune des directions de l'espace X, Y et Z. . . . .</i>	91
3.21	<i>Modèle Abaqus® filaire de la structure BCC avec quatre répétitions de la cellule unitaire dans les trois directions de l'espace. . . . .</i>	92
3.22	<i>Schéma d'une cellule élémentaire maillée avec <math>a = 2</math> mm et <math>d_s = 0,3</math> mm. . . . .</i>	93

TABLE DES FIGURES

---

3.23 Schéma du maillage d'un VER de quatre répétitions de la cellule unitaire BCC avec la dimension caractéristique ( $H_{VER}$ ) de la maille élémentaire. . . . .	93
3.24 Schéma des trois CL testées pour un VER de quatre répétitions de la cellule unitaire BCC. . . . .	94
3.25 Évolution du module de Young relatif en fonction du nombre de répétitions de la cellule unitaire pour différentes CL. . . . .	97
3.26 Évolution du module de Young effectif en fonction du diamètre des poutres et pour différentes CL. . . . .	98
3.27 Espace de conception pour la structure octet-truss, avec des contraintes imposées de fabrication : taille des pores et porosité [152]. . . . .	99
3.28 Échantillons en TA6V issus de la FA SLM. . . . .	100
3.29 Photo du dispositif de flexion 4 points. . . . .	100
3.30 Essais de traction uniaxiaux sur éprouvettes en aluminium 7075 (3 essais destructifs). . . . .	101
3.31 Essais de flexion 3 points sur la barre en aluminium. Comparaison entre la mesure du déplacement faite avec la traverse de la machine de traction et celle faite avec le capteur laser externe. . . . .	102
3.32 Représentation de l'essai de flexion 4 points (a) et schéma équivalent (b) ( $E_{BULK}$ : module élastique de la partie pleine et $E_{LATTICE}$ : partie architecturée). . . . .	103
3.33 Modules effectifs pour la barre bulk et pour la barre lattice. . . . .	105
3.34 Résultats (avec vues symétriques) de la barre en flexion 4 points et contrainte de von Mises (MPa). . . . .	106
3.35 Comparaison des résultats numériques et expérimentaux - essai de flexion 4 points barre lattice. . . . .	106
4.1 Différenciation de l'os cortical et l'os spongieux pour l'os mandibulaire [168].	114
4.2 Résultat EF du déplacement lors de la mastication, d'après l'étude de Haskell et al.[170]. . . . .	115
4.3 Schématisation de la loi de remodelage osseux [186]. . . . .	118
4.4 Notion de biocompatibilité d'un matériau en prenant en compte l'interaction entre 3 facteurs, d'après Wataha et al.[189]. . . . .	119

4.5	<i>Évaluation de la biocompatibilité des métaux en mesurant leur résistance à la corrosion [191]. . . . .</i>	120
4.6	<i>Représentation des principaux mouvements mandibulaires (translations, rotations). . . . .</i>	121
4.7	<i>Géométrie finale de la cellule unitaire BCC avec maillage (a) et barre prothétique optimisée avec la structure lattice BCC (b). . . . .</i>	125
4.8	<i>Dimensions de la barre prothétique monolithique de référence. . . . .</i>	126
4.9	<i>Positions des muscles masticateurs (a) et principales conditions aux limites du modèle par éléments finis (b) [202]. . . . .</i>	130
4.10	<i>Configuration déformée (en beige) et non déformée (en noir) de la mandibule (facteur d'échelle 40) non prothésée lors des trois phases masticatoires considérées [202]. . . . .</i>	132
4.11	<i>Vue de profil de la mandibule avec régions du processus coronoïde et condylien et l'échancrure sigmoïde. . . . .</i>	132
4.12	<i>Amplitude du déplacement [mm] dans l'os environnant chaque implant, à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire ICP. Modèles de référence (mandibule non prothésée), avec barre en titane ou barre avec une structure lattice [202]. . . . .</i>	134
4.13	<i>Amplitude du déplacement [mm] dans l'os environnant chaque implant, à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire INC. Modèles de référence (mandibule non prothésée), avec barre en titane ou barre avec une structure lattice [202]. . . . .</i>	135
4.14	<i>Amplitude du déplacement [mm] dans l'os environnant chaque implant, à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire RMOL. Modèles de référence (mandibule non prothésée), avec barre en titane ou barre avec une structure lattice [202]. . . . .</i>	136
4.15	<i>Positions de l'implant axial et l'implant angulé gauches en partie dans l'os cortical. . . . .</i>	136
4.16	<i>Loi de remodelage osseux avec valeurs de seuils de déformation [206]. . . . .</i>	137
4.17	<i>État de déformation à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire ICP et selon trois zones distinctes (1 : os cortical et 2,3 : os spongieux. La bande rouge correspond à la valeur médiane [202]. . . . .</i>	138

TABLE DES FIGURES

---

4.18	État de déformation à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire INC et selon trois zones distinctes (1 : os cortical et 2,3 : os spongieux. La bande rouge correspond à la valeur médiane [202]. . . . .	139
4.19	État de déformation à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire RMOL et selon trois zones distinctes (1 : os cortical et 2,3 : os spongieux. La bande rouge correspond à la valeur médiane [202]. . . . .	140
4.20	Configuration non déformée (en gris) et déformée (en noire), illustrant la déformation de la barre prothétique (a) et la rotation induite par les moments de flexion au niveau des implants angulés (b :1), lors de la phase masticatoire INC (facteur d'échelle : 40) [202]. . . . .	142
4.21	Facteurs influençant la stabilité de l'implant, d'après Javed et al. [207]. . .	143
4.22	Zone de mesure du paramètre de micromouvements. . . . .	144
5.1	Emplacement des CL au niveau de la barre prothétique lattice (a) et récupération des degrés de liberté au centre de l'implant vertical et de l'implant angulé (b). . . . .	152
5.2	Configuration déformée (en beige) et non déformée (en noir) de la mandibule et de la barre prothétique (facteur d'échelle 40) lors des trois phases masticatoires considérées. . . . .	152
5.3	État de contrainte équivalente de von Mises [MPa] et échelle d'isovaleurs pour la déformation de la barre prothétique lattice lors de la phase masticatoire ICP. . . . .	153
5.4	État de contrainte équivalente de von Mises [MPa] et échelle d'isovaleurs pour la déformation de la barre prothétique lattice lors de la phase masticatoire INC. . . . .	153
5.5	État de contrainte équivalente de von Mises [MPa] et échelle d'isovaleurs pour la déformation de la barre prothétique lattice lors de la phase masticatoire RMOL. . . . .	154
5.6	Barre prothétique lattice avec l'ajout de la cosmétique en résine acrylique. .	155
5.7	Échantillon (barre) de la résine acrylique seule. . . . .	156
5.8	Flexion 4 points pour la barre en résine acrylique seule (a) et courbe caractéristique d'un essai destructif dans le plan force-déplacement (b). . . . .	157
5.9	Barre lattice issue de la FA avec les différents paramètres géométriques et la maille relative au VER. . . . .	158

5.10	Barre lattice avec infiltration de la résine acrylique au niveau de la partie centrale architecturée. . . . .	158
5.11	Structure architecturée (motif lattice BCC) avec longueur de maille de 4 mm (a), répartition de la résine acrylique au sein de la structure architecturée (b) et obtention d'un matériau hybride TA6V/résine acrylique (c). . .	159
5.12	Modèle barre lattice, partie résine et assemblage des deux entités. . . . .	161
5.13	Vue en coupe de l'état de contrainte équivalent de von Mises (en MPa) de la barre prothétique lattice seule lors de la phase masticatoire ICP (a) et avec l'ajout de la résine au sein des porosités (b). . . . .	162
5.14	Vue en coupe de l'état de contrainte équivalent de von Mises (en MPa) de la barre prothétique lattice seule lors de la phase masticatoire INC (a) et avec l'ajout de la résine au sein des porosités (b). . . . .	163
5.15	Vue en coupe de l'état de contrainte équivalent de von Mises (en MPa) de la barre prothétique lattice seule lors de la phase masticatoire RMOL (a) et avec l'ajout de la résine au sein des porosités (b). . . . .	164
5.16	Courbe de Wöhler pour l'alliage de titane TA6V obtenu par le procédé de FA SLM, testé en traction, d'après Vaysette [215]. . . . .	165
5.17	Tracé d'un examen électromyographique lors de la mastication, d'après Peyron et al. [216]. . . . .	166
A.1	Schéma cinématique du banc d'essai (a) et légende du schéma (b), d'après [217]. . . . .	197
A.2	Capteur de force XFC200R. . . . .	198
A.3	Capteur multi-composantes FN7325-M6 (a) et schéma détaillé (b). . . . .	198
A.4	Capteur de déplacement LVDT AC (OP6). . . . .	199
A.5	Capteur d'écartement et joints universels. . . . .	199
A.6	Palpeur d'écartement LVDT AC (OP1.5). . . . .	199
A.7	Palpeur de déplacement avec le ressort. . . . .	200
A.8	Rosette de trois jauges de déformation. . . . .	200
A.9	Jauge de déformation uniaxiale (a) et barre prothétique instrumentée (b). .	201
A.10	Boîtier d'acquisition SPARTAN. . . . .	202

## TABLE DES FIGURES

---

<i>A.11 Capteur de déplacement laser (a) et schéma détaillé (b).</i> . . . . .	202
<i>B.1 Conditions aux limites périodiques appliquées par le module d'homogénéisation du logiciel nTop<sup>®</sup> pour la cellule unitaire BCC.</i> . . . . .	205
<i>B.2 Conditions aux limites du modèle préliminaire d'une poutre en flexion (modèle homogénéisé).</i> . . . . .	206
<i>B.3 Modèle micro complet (avec structure lattice de type BCC).</i> . . . . .	207
<i>B.4 Comparaison des contraintes équivalentes de von Mises [MPa] entre le modèle homogénéisé et le modèle complet avec la structure lattice.</i> . . . . .	208
<i>B.5 Visualisation des surfaces du module de Young effectif pour plusieurs structures lattices, d'après le logiciel nTop [219].</i> . . . . .	209
<i>B.6 Modèle de la cellule unitaire BCC représentant le champ de déplacement (a) et résultat du module d'homogénéisation avec une visualisation du module de Young selon différentes directions (b).</i> . . . . .	209
<i>C.1 Comparaison du champ de déplacement [mm] de la cellule unitaire BCC non déformée entre le logiciel Abaqus<sup>®</sup> et nTop<sup>®</sup>.</i> . . . . .	212
<i>C.2 Comparaison de l'état de contrainte équivalent de von Mises [MPa] de la cellule unitaire BCC non déformée entre le logiciel Abaqus<sup>®</sup> et nTop<sup>®</sup>.</i> . . . . .	213

## Liste des abréviations et des sigles

- **ATM** : Articulation Temporo-Mandibulaire.
- **BCC** : *Body-Centered-Cubic* ou cubique centrée
- **CAO** : Conception Assistée par Ordinateur.
- **CIC** : Compression Isostatique à Chaud.
- **CL** : Conditions aux Limites.
- **DICOM** : *Digital imaging and communications in medicine* ou norme pour le stockage d'images dans le domaine médical.
- **DMI** : Dispositifs Médicaux Implantables.
- **EF** : Éléments Finis.
- **FA** : Fabrication Additive.
- **ICP** : *Intercuspal Clenching Position* ou position d'intercuspidie maximale.
- **INC** : *Incisive Clenching* ou position dentaire en bout à bout incisif.
- **LS** : *Lattice Structure* ou structure architecturée (*lattice*).
- **MHE** : Milieu Homogène Équivalent.
- **PEEK** : *PolyEtherEtherKetone* ou Polyétheréthercétone.
- **PMMA** : *Polymethyl methacrylate* ou Polyméthacrylate de méthyle.
- **RMOL** : *Right unilateral Molar Clenching* ou serrage en latéralité travaillante droite.
- **SLM** : *Selective Laser Melting* ou fusion sélective par laser.
- **SLS** : *Selective Laser Sintering* ou frittage sélectif par laser.
- **SR** : *Stress Relieving* ou traitement d'adoucissement.
- **TA6V** : alliage de titane avec environ 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium.
- **TPMS** : *Triply Periodic Minimal Surface* ou surface minimale triplement périodique.
- **VER** : Volume Élémentaire Représentatif.



# Introduction générale

Le domaine de l'odontologie a connu de nombreuses avancées au fil des siècles. Petit à petit, diverses sciences - sous branches - se sont constituées, telles que l'implantologie et l'occlusodontologie. Ces deux disciplines sont intimement liées, mais se concentrent sur des aspects différents de la dentisterie. L'implantologie s'intéresse à la restauration de la fonction masticatoire, l'amélioration de l'esthétique dentaire et le maintien de l'os alvéolaire en stimulant la croissance osseuse. Elle inclut les procédures chirurgicales pour l'insertion d'implants dentaires et la fixation des prothèses, afin de fournir des solutions prothétiques stables et durables. L'occlusodontologie se focalise sur les relations fonctionnelles et dysfonctionnelles entre les structures de l'occlusion et les composants du système masticatoire. Il s'agit notamment d'analyser la manière dont les dents entre le maxillaire supérieur et inférieur se rencontrent afin d'assurer une occlusion fonctionnelle. Les troubles de l'articulation temporo-mandibulaire sont aussi étudiés. Finalement, cette science joue également un rôle crucial dans la réhabilitation dentaire. La mastication chez l'être humain, fonction fondamentale de notre physiologie, a longtemps été négligée. Pourtant, cela fait plus de trente millions d'années que l'homme mastique de la même manière. En fin de compte, l'étude de la mastication au fil du temps a permis de proposer aujourd'hui une diversité de traitements de réhabilitation associée à une bonne fiabilité et durabilité.

D'un point de vue biomécanique, la mandibule est activée par l'appareil manducateur. Ce dernier comprend les dents, les muscles masticateurs, les articulations temporo-mandibulaires (ATM), et les structures osseuses associées, permettant d'activer les fonctions de mastication, de phonation mais également pour l'aspect esthétique. La mastication est un processus complexe et vital, divisé en plusieurs phases comprenant l'incision, la trituration et la déglutition. Ces différentes phases impliquent une coordination précise des muscles et des articulations afin de broyer les aliments pour l'ingestion puis la digestion. La mandibule se compose d'une partie centrale, le corps mandibulaire, et de deux branches montantes, les ramus mandibulaires, qui s'articulent avec le crâne au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire. L'ATM est constituée de structures ligamentaires et cartilagineuses permettant à la mandibule de se mouvoir avec fluidité tout en stabilisant les forces exercées par les muscles manducateurs. De plus, la mandibule est constituée de deux tissus osseux, l'os cortical en périphérie qui est dense et rigide et l'os spongieux, moins dense, avec une structure davantage poreuse pouvant varier suivant l'âge, les sollicitations appliquées et les conditions pathologiques. La rigidité de ces deux types d'os est donc assez variable. Le module d'élasticité axial varie d'environ 10 à 20 GPa pour l'os

cortical et de 300 à 1500 MPa pour l'os spongieux. Enfin, des troubles de l'appareil manducateur peuvent entraver ces différentes fonctions vitales, comme par exemple l'absence d'une ou plusieurs dents.

Le domaine de l'implantologie a fortement évolué depuis la fin du XX<sup>e</sup> siècle et occupe désormais une place importante pour la restauration de la fonctionnalité masticatoire et l'esthétique des personnes partiellement ou totalement édentées. L'implantologie moderne permet non seulement de pallier l'absence d'une ou plusieurs dents, mais aussi d'améliorer significativement la qualité de vie des patients. Un traitement possible, apparu à la fin des années 1990, est le concept prothétique All-on-4<sup>®</sup>. Introduit par le docteur Maló au Portugal, ce traitement offre une solution de restauration du maxillaire supérieur ou inférieur pour les patients totalement édentés, à travers une prothèse fixe implanto-portée sur seulement quatre implants positionnés stratégiquement. Malgré de nombreux avantages, cette solution de réhabilitation prothétique fixe n'est pas exempte de défaillances. Des échecs précoces, tels que le descellement des implants et des fractures de la cosmétique en résine (fausse gencive et fausses dents) ou des composants de la prothèse (éléments de fixation, vis, piliers), sont fréquemment relevés dans la littérature. Un autre problème, plus rare mais pouvant survenir, est la rupture de la barre prothétique, le plus souvent en titane. De plus, des complications biologiques peuvent survenir à l'interface os-implant, compromettant la stabilité et la longévité de la solution prothétique. Finalement, la nécessité d'aboutir à une solution prothétique plus fiable semble nécessaire. Ainsi, ces travaux de thèse s'intéressent à l'amélioration du concept prothétique All-on-4<sup>®</sup> avec pour objectif principal un meilleur biomimétisme, par le biais d'une barre prothétique moins rigide. L'idée de cette recherche de biomimétisme est de se rapprocher des propriétés et fonctions du vivant, c'est-à-dire de l'environnement mandibulaire naturel non prothésé. En effet, l'utilisation d'un matériau monolithique en titane pour la barre prothétique peut s'avérer délétère pour la mandibule car la rigidification excessive modifie la cinématique mandibulaire naturelle et engendre des contraintes élevées. L'introduction de porosités contrôlées au niveau de la barre peut permettre de réduire la rigidité tout en maintenant une résistance suffisante pour supporter les forces masticatoires.

Le premier chapitre présente le contexte général de cette étude prospective et les différents objectifs. L'analyse du besoin est appuyée par un état de l'art concernant les échecs implantaires, associés principalement au traitement All-on-4<sup>®</sup>. De plus, quelques améliorations de ce concept issues de la littérature sont présentées.

Le deuxième chapitre est dédié à une étude de corrélation entre une approche expérimentale et numérique. Cette étude s'appuie sur un banc d'essai de mastication innovant, développé dans le cadre de précédents travaux de thèse. L'objectif est de valider l'utilisation d'un modèle numérique par éléments finis, indispensable pour la suite de l'étude.

Le troisième chapitre traite de l'optimisation de la barre prothétique en incluant des porosités contrôlées à l'aide d'une structure *lattice*. Un seul motif de cette structure *lat-*

*tice* a été retenu, et les critères de choix sont présentés en détail. Les paramètres matériaux effectifs de cette structure *lattice* sont déterminés, en s'appuyant sur une méthode d'homogénéisation numérique. De plus, une validation expérimentale de ces paramètres déterminés numériquement est proposée. Ce chapitre fait partie intégrante de l'originalité de ces travaux de thèse, en proposant une solution alternative innovante pour une réhabilitation complète fixe mandibulaire permettant une réelle approche biomimétique en diminuant nettement la rigidité de la barre prothétique.

Le quatrième chapitre intègre les paramètres effectifs de la barre prothétique *lattice* dans un modèle numérique par éléments finis. Ce modèle vise à représenter le plus fidèlement possible les conditions physiologiques réelles de trois phases du cycle masticaire. Une analyse comparative entre la solution alternative proposée et une solution conventionnelle (avec une barre prothétique en titane monolithique) y est effectuée.

Enfin, le cinquième chapitre se concentre sur la prédiction de la tenue en service de la solution prothétique présentée. L'analyse de résistance concerne la barre prothétique optimisée seule puis avec l'ajout de la résine acrylique (fausse gencive). L'étude est conduite exclusivement de manière numérique, en considérant la structure hétérogène de la barre prothétique optimisée, constituée des différentes poutres de la structure *lattice*. La fatigue du matériau métallique de la barre prothétique est également considérée.



# 1

## Contexte et justification de l'étude

### Sommaire

---

<b>1.1</b>	<b>L'essor de l'implantologie : un demi-siècle d'innovations . . .</b>	<b>3</b>
1.1.1	L'implant dentaire, origine antique . . . . .	3
1.1.2	Intégration de l'implant et prise en compte des tissus parodontaux . . . . .	4
<b>1.2</b>	<b>De l'implant seul aux systèmes de bridges transvissés sur implants . . . . .</b>	<b>5</b>
<b>1.3</b>	<b>Le concept « All-on-4 » : historique et évolution . . . . .</b>	<b>7</b>
1.3.1	Présentation du traitement . . . . .	7
1.3.2	Épidémiologie des principaux échecs implantaires . . . . .	9
<b>1.4</b>	<b>Un concept toujours en évolution avec des améliorations, notamment au niveau de la barre prothétique . . . . .</b>	<b>10</b>
<b>1.5</b>	<b>Étude du matériau constituant la barre prothétique . . . . .</b>	<b>11</b>
1.5.1	Présentation de travaux précédents . . . . .	11
1.5.2	Vers une nouvelle proposition d'amélioration du concept prothétique : objectif et présentation . . . . .	12
<b>1.6</b>	<b>Organisation globale de l'étude . . . . .</b>	<b>16</b>
<b>1.7</b>	<b>Conclusion du chapitre . . . . .</b>	<b>19</b>
	<b>Résumé du chapitre . . . . .</b>	<b>20</b>

---

## Introduction

Au sein de l'important domaine de la santé bucco-dentaire, l'implantologie occupe une place prépondérante en tant que discipline reliant la chirurgie, la prothèse et la dentisterie esthétique. Dans un monde où les problèmes dentaires affectent une proportion significative de la population, l'implantologie émerge comme une solution innovante et durable pour restaurer la fonctionnalité et l'esthétique des personnes partiellement ou totalement édentées. En effet, les données épidémiologiques révèlent que le nombre de personnes souffrant de problèmes dentaires et d'édentation partielle ou totale est en constante augmentation, aussi bien à l'échelle mondiale qu'en France. Ce constat est attribué en partie au vieillissement de la population [1]. Selon les estimations de l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé), la prévalence moyenne mondiale de l'édentement serait de près de 7 % chez les personnes âgées de 20 ans ou plus. Pour celles de 60 ans ou plus, la prévalence mondiale estimée est beaucoup plus élevée, s'établissant à environ 23 % [2]. Ces données sur les proportions de personnes atteintes de problèmes dentaires et édentées peuvent varier selon les sources et les études spécifiques, mais il est important de noter qu'il ne s'agit pas seulement d'une minorité d'individus. Ces données mettent ainsi en évidence une nécessité de poursuivre les efforts pour le traitement des problèmes dentaires et de l'édentulisme, dans le monde et notamment en France [3].

Ce chapitre présente en détail le contexte et le choix du sujet de recherche associé à ce travail de thèse. La première partie sera consacrée à un retour succinct sur les débuts de l'implantologie et son évolution au cours des siècles, jusqu'à l'intégration des implants dentaires actuels. Puis, une deuxième partie exposera davantage l'évolution des reconstructions prothétiques, allant de l'implant seul aux prothèses dento-portées et implanto-portées. Dans la troisième partie, la problématique centrale de ce sujet de thèse sera exposée, avec une présentation du concept « All-on-4<sup>®</sup> », suivie d'une discussion concernant la nécessité d'optimiser ce concept. Ce chapitre se terminera par une proposition d'amélioration de ce concept prothétique, investiguée tout au long de ce manuscrit de thèse, et par une présentation de l'organisation globale de l'étude.

## 1.1 L'essor de l'implantologie : un demi-siècle d'innovations

### 1.1.1 L'implant dentaire, origine antique

Pendant plus d'un siècle, l'évolution et l'adaptation de l'ossature humaine liées aux changements d'environnement et de fonctions ont constitué un sujet de recherche captivant. Le concept d'implant dentaire, dans sa configuration la plus simple, se compose de la partie insérée dans l'os (appelée implant), du pilier et d'une couronne artificielle permettant d'aboutir à une apparence similaire à la dent naturelle. L'os maxillaire recevant l'implant est constitué de tissus corticaux et spongieux. L'utilisation de ce concept de prothèse fixe remonte à l'Égypte antique où des coquillages et, quelques temps après, de l'ivoire, étaient insérés dans l'os de la mâchoire afin de se substituer à des dents manquantes (figure 1.1a). De plus, la notion de bridge dentaire semble remonter à cette époque avec l'utilisation d'un fil en or en guise de bridge (figure 1.1b). Cette méconnaissance de la biomécanique et de l'interaction entre l'os et l'implant a donc engendré un très grand taux d'échecs implantaires.

Au fil des siècles, d'autres civilisations se sont également intéressées à cette notion d'implant dentaire. Nous pouvons citer par exemple la civilisation maya, en Mésoamérique, ou encore le peuple étrusque, en Italie. Cependant, les avancées médicales dans le domaine de l'odontologie, et plus généralement de la médecine, ont très peu évolué par la suite, et ce pendant au moins un millénaire. En effet, la période du Moyen-Âge est considérée comme une période sombre pour la science en général. En Europe, cette longue période creuse se prolonge jusqu'au début du XVIII<sup>e</sup> siècle.



FIGURE 1.1 – Implant dentaire (a) et bridge dentaire (b) datant de l'époque antique [4].

### 1.1.2 Intégration de l'implant et prise en compte des tissus parodontaux

Après avoir retracé brièvement l'histoire de l'implant dentaire dans sa globalité, il est important d'évoquer les différents changements majeurs intervenus depuis la fin du XIX<sup>e</sup> siècle notamment. Une date importante à citer est 1892, année durant laquelle un physiologiste allemand, Julius Wolff, publia un ouvrage consacré à la relation entre la répartition de l'os cortical et spongieux sous l'effet de contraintes mécaniques [5]. Les recherches et avancées dans ce domaine de l'implantologie se sont poursuivies progressivement au fil des années, sans bouleversements majeurs.

C'est en 1965 que fut implanté le premier patient par l'équipe du professeur Brånemark, ce qui a marqué le début d'une nouvelle ère dans cette branche de la dentisterie. Durant cette période, qui dura environ deux décennies, le taux d'échec implantaire était très important, du fait du protocole de mise en charge précoce et des techniques utilisées. Quelques années plus tard, Brånemark initie la notion d'ostéointégration avec un implant en titane, matériau biocompatible [6] et poursuit les recherches afin d'obtenir un protocole chirurgical fiable. C'est à partir de cette date que prend forme une réelle perspective concernant l'intégration d'un élément étranger à travers la barrière muqueuse, en établissant une connexion entre l'environnement intérieur (os vivant) et extérieur (surface d'un implant), sans aboutir à une quelconque infection prématurée. L'implant joue le rôle d'une racine artificielle, destinée à fixer une prothèse dentaire. À la différence d'une dent qui s'articule avec l'os sous forme de synarthrose grâce au ligament alvéolo-dentaire, l'implant est en contact direct avec l'os. Le ligament alvéolo-dentaire est un tissu conjonctif jouant un rôle crucial dans la stabilité et la mobilité dentaire à travers sa fonction d'amortisseur.

Cela fait environ un demi-siècle que cette discipline de l'implantologie ne cesse d'évoluer. La fiabilité de la mise en charge implantaire par le biais de protocoles classiques et en deux temps chirurgicaux a été reconnue dans les années 1980 [7]. Le protocole en deux temps intègre une phase de mise en charge précoce, favorisant l'ostéointégration par une période de cicatrisation sous la gencive. L'évolution concerne également le matériel et les solutions prothétiques proposées, dont nous parlerons plus en détail dans ce chapitre. Concernant les protocoles chirurgicaux, un changement majeur a vu le jour au début des années 2000 avec le protocole de mise en charge immédiate reconsidéré dans les travaux de Szukler-Moncle et al. [8]. L'objectif de ce protocole est d'assurer que les implants soient fonctionnels au moment de leur mise en place ou, au plus tard, dans les 48 heures qui suivent. Une des clés de la réussite est la limitation des micromouvements au niveau de l'interface os-implant.

## 1.2 De l'implant seul aux systèmes de bridges transvissés sur implants

L'évolution du domaine de l'implantologie ne s'inscrit pas uniquement dans une amélioration de l'aspect biologique et intra-osseux, mais concerne également les options thérapeutiques allant de la pose d'implants dentaires à la prothèse dentaire (bridge, couronne) afin de remplacer une ou plusieurs dents.

L'implant dentaire, *stricto sensu*, se présente sous la forme d'une vis métallique, le plus souvent en titane ou alliage de titane biocompatible. Il est le plus régulièrement de forme conique, accompagné d'un filetage permettant son insertion, sa stabilité et donc sa bonne ostéointégration. Aujourd'hui, il existe un grand nombre de systèmes d'implants (figure 1.2) avec des taux de succès très élevés, de plus de 90% [9, 10]. L'implant dentaire constitue finalement un point d'ancrage pour la fixation d'une prothèse dentaire.



FIGURE 1.2 – Différents types d'implants proposés par les entreprises [11].

Une prothèse dentaire a pour fonction de restaurer ou de se substituer à une ou plusieurs dents. Il en existe également de différents types, comprenant des évolutions notables au fil des années. Les prothèses dentaires peuvent se regrouper en deux catégories, que sont les prothèses fixes et amovibles. Les prothèses dentaires amovibles sont soit partielles, composées d'une structure métallique ou résine avec des crochets se fixant aux dents encore présentes, soit complètes (appelées communément « dentier ») permettant de remplacer toute la dentition. Différentes solutions de réhabilitation existent (figure 1.3) :

- l'inlay et l'onlay, qui permettent de restaurer une dent partiellement endommagée, que ce soit sur une paroi intérieure ou sur une face extérieure. Ce sont les successeurs des plombages, abandonnés en raison des dangers potentiels sur la santé ;
- la couronne, dont le rôle est de se substituer à l'intégralité de la partie apparente d'une

dent manquante ou fortement altérée en utilisant comme support sa racine ;

- la facette dentaire, qui permet quant à elle d'améliorer l'esthétisme d'une dent endommagée ou bien tachée, par simple collage ;
- le bridge, qui a pour rôle de remplacer une ou plusieurs dents en les reliant à des dents naturelles ou bien à des implants ;
- la prothèse amovible complète, souvent appelée « dentier » avec la présence d'un faux palais, qui sert à remplacer toutes les dents d'une arcade et peut être retirée aisément pour effectuer un nettoyage ;
- la prothèse fixe, implanto-portée, qui permet également une réhabilitation d'une arcade complète. Elle ne comporte pas de faux palais, mais consiste uniquement en l'ajout de fausses dents et d'une partie de fausse gencive au niveau de la barre prothétique. L'ancrage permanent sur des implants dentaires offre à cette solution une meilleure stabilité et un meilleur confort que la solution amovible [12].

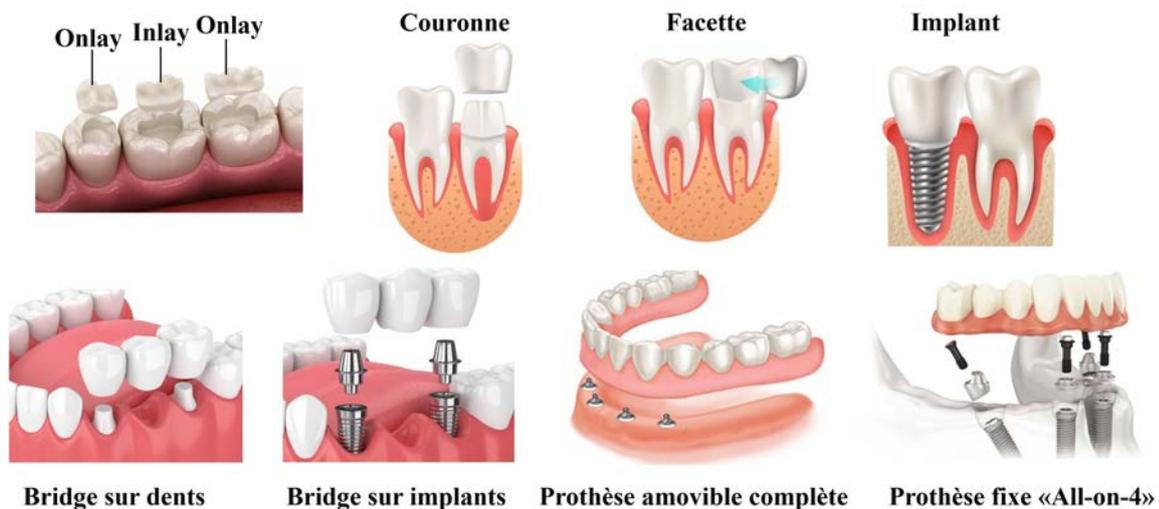


FIGURE 1.3 – Diverses solutions prothétiques.

Depuis la fin du XX<sup>e</sup> siècle, les attentes évoluent, notamment celles concernant la réhabilitation des patients totalement édentés. L'objectif n'est plus uniquement l'aspect ostéointégration, mais également une composante esthétique importante. L'implantologie a évolué en conséquence, en proposant des solutions prothétiques de plus en plus sûres et adaptées suivant le cas clinique. Des techniques chirurgicales ont pu être développées, notamment l'augmentation de volumes osseux, la greffe sinusienne avec le soulèvement de sinus et des techniques de correction de défauts osseux. Les solutions prothétiques proposées aux patients souffrants d'édentation totale sont nombreuses. Les différents concepts de prothèses supra-implantaires sont les suivantes : la prothèse amovible complète supra-implantaire, le bridge complet implanto-porté qui est cimenté de manière fixe et la prothèse

complète implanto-portée qui est donc transvissée sur le ou les implants. Ces solutions prothétiques peuvent s'appliquer tant au niveau du maxillaire supérieur qu'au niveau mandibulaire. Cependant, les techniques chirurgicales vont changer. Les connexions entre le ou les implants et le pilier prothétique (et donc la prothèse) sont réalisées grâce à diverses connexions : les plus anciennes sont des connexions externes hexagonales et ont été remplacées majoritairement par des connexions de type cone morse avec hexagone interne [13]. Le nombre de connexions implant-prothèse varie suivant la solution prothétique, allant de 8 à 10 implants pour un bridge complet et de 4 à 6 implants pour la prothèse complète transvissée. Cette dernière comporte une barre prothétique permettant la réhabilitation de 12 dents, après l'ajout d'une cosmétique en résine acrylique.

L'étude proposée dans ces travaux de recherche concerne une réhabilitation prothétique fixe au niveau mandibulaire, avec une barre prothétique implanto-portée. Ce concept prothétique sera présenté ultérieurement, mais il est important de préciser que les reconstructions implantaires totales impliquent fréquemment des interventions chirurgicales complexes, accompagnées par exemple de greffes osseuses au niveau mandibulaire. Outre la chirurgie invasive, le coût de ces solutions prothétiques demeure élevé. En conséquence, un traitement original a vu le jour à la fin des années 1990 : la prothèse fixe transvissée sur quatre implants.

## 1.3 Le concept « All-on-4 » : historique et évolution

### 1.3.1 Présentation du traitement

Afin de proposer une solution prothétique moins onéreuse et moins invasive pour le patient présentant une édentation totale, le docteur Paulo Maló a développé au Portugal, à la fin des années 1990, une technique nommée « All-on-4<sup>®</sup> » (figure 1.4). C'est une solution thérapeutique possible après avulsion de toutes les dents résiduelles. Ce concept se démarque de ce que proposait le professeur Brånemark, notamment avec la possibilité d'une mise en charge immédiate. Cette solution se distingue de la mise en charge conventionnelle. En effet, la mise en charge conventionnelle consiste à minimiser toute contrainte sur les implants pendant la phase de cicatrisation osseuse, pouvant s'étendre de deux à six mois.

En partie grâce au partenariat avec l'entreprise suédoise Nobel Biocare, s'occupant notamment de la commercialisation, le concept All-on-4 a connu une expansion rapide, surtout dans les pays où seules les extractions étaient couvertes par les assurances.

Ce concept a pour originalité l'utilisation de seulement quatre implants placés entre le foramen mentonnier, dont deux implants postérieurs inclinés afin d'éviter certains obstacles anatomiques et ainsi s'affranchir de chirurgies lourdes. Ce traitement est bien adapté

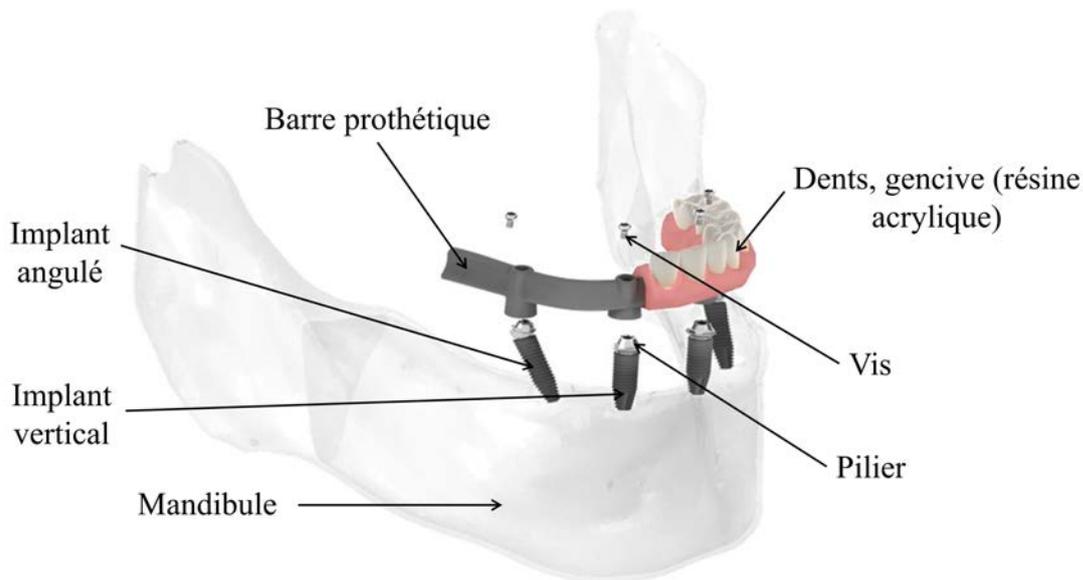


FIGURE 1.4 – Principe du traitement All-on-4<sup>®</sup>.

pour des cas de patients présentant un déficit tissulaire important. Également, la possibilité d'une mise en charge immédiate, dans la journée, rend ce principe séduisant. La mise en charge immédiate de ce traitement permet un soin centré sur le patient, avec comme but d'améliorer la satisfaction et la qualité de vie [14]. Il est important de mentionner que le protocole inclut la pose d'une prothèse transitoire, en résine acrylique (parfois renforcée par un bandeau métallique), environ deux heures après la chirurgie. C'est seulement entre 4 à 6 mois après la chirurgie que la prothèse d'usage (en métal avec les fausses dents et la fausse gencive) sera posée. Cependant, tous les praticiens ne sont pas unanimes, et certains sont partisans de la pose d'une prothèse d'usage directement après la chirurgie, afin d'éviter les micro-mouvements liés à l'utilisation d'une prothèse trop peu rigide [8]. Néanmoins, les résultats ne semblent pas significatifs, et l'utilisation d'une prothèse transitoire permettrait l'évaluation des paramètres esthétiques et fonctionnels, mais également d'obtenir une maturation optimale des tissus mous. Postérieurement, la prothèse d'usage serait donc incluse dans un environnement muqueux stable, améliorant ainsi sa longévité.

Finalement, l'attrait de ce concept est lié à son faible coût, avec seulement quatre implants, et un véritable atout esthétique avec l'ajout de douze dents et une fausse gencive en résine acrylique. Cette résine acrylique tient par rétention mécanique au niveau de la sous-structure (barre) prothétique en métal. À l'origine, ces barres pour prothèses complètes fixes étaient composées d'un alliage Cr-Co (chrome-cobalt). Cet alliage a été remplacé par la coulée d'alliage d'or, afin d'assurer notamment une occlusion plus stable. Cependant, une grande quantité devait être coulée pour les patients atteints de résorption osseuse sévère. C'est ainsi que se sont développées des approches sans coulées, et en grande partie l'utilisation de barres en titane soudées au laser ou, plus récemment, le fraisage à commande numérique 3 axes [15, 16].

Les progrès dans le domaine de l'odontologie, notamment avec l'émergence de la biomécanique, ont permis à ce type de réhabilitation de connaître de moins en moins de contre-indications [17–19]. L'épidémiologie concernant les échecs implantaires de prothèses fixes implanto-portées (dont le système All-on-4<sup>®</sup>) reporte divers problèmes à la fois d'ordre mécanique mais également biologique que nous allons aborder maintenant.

### 1.3.2 Épidémiologie des principaux échecs implantaires

Une étude menée en 2017, par une équipe du docteur Maló (Lopes et al. [20]) sur un suivi pendant sept ans de 111 patients totalement édentés, révèle un taux de succès de réhabilitation élevé (94,5 %) mais présente quelques échecs notables. Les échecs proviennent en partie de la prothèse définitive et de la cosmétique en résine acrylique (pour 20,7 % des patients) mais également de descellement (7,2 %) ou fracture (0,9 %) d'un pilier, ou encore un patient avec une perte et une fracture de la vis prothétique. Il est essentiel de souligner que 55 % de ces patients sont atteints de parafunctions, tel que le bruxisme, et également des habitudes tabagiques.

Une autre étude de suivi sur une moyenne de 10 ans, menée par l'équipe de Zhang et al. [21], compare les réhabilitations prothétiques All-on-4<sup>®</sup> et All-on-6<sup>®</sup> (avec 6 implants). En s'intéressant uniquement à la solution prothétique sur quatre implants, qui est au cœur de ces travaux de recherche, cette étude recense un taux de réussite de 95,6 % avec l'utilisation d'une barre prothétique en métal accompagnée de résine acrylique. Cependant, aucune précision n'est fournie sur la répartition de ces complications techniques. Elles sont uniquement attribuées à des complications telles que la fracture de l'un des composants de la prothèse (métal ou résine) et la perte d'un pilier ou d'une vis de la prothèse. Cette étude considère aussi les complications biologiques comme la mucosite péri-implantaire pouvant dégénérer en péri-implantite, et concerne 13,3 % des cas. La péri-implantite est à l'implant l'équivalent de ce que la parodontite est à la dent [22]. Ces problèmes biologiques potentiels ont également été relevés dans une étude conduite par Fernández-Ruiz et al. [23]. Les résultats sont obtenus au minimum un an après la pose définitive de la prothèse, et révèlent un taux d'échec biologique de 11,88 %.

Il est donc difficile de dresser une conclusion définitive sur les complications prédominantes à la suite de la pose d'une prothèse fixe transsissée sur quatre implants. L'analyse de la littérature nous permet tout de même d'observer diverses conséquences d'origine mécanique ou biologique. En premier lieu, les problèmes de type péri-implantite sont considérés comme une des complications les plus fréquentes en implantologie orale [24]. Cette inflammation autour de l'implant, caractérisée par une perte osseuse importante, pourrait être une cause du descellement d'implants relevé comme un échec subsistant [17, 25]. La perte osseuse peut être déterminée grâce à une mesure du niveau de l'os marginal, qui correspond à la partie de l'os alvéolaire qui entoure la base d'un implant. Les seuils diffèrent selon les études et influent donc sur l'importance ou non de la perte

osseuse relevée [26]. De plus, quelques fractures de la barre prothétique en métal sont à mettre en évidence [27–30], mais la cosmétique en résine acrylique ajoutée à cette barre métallique semble être un souci davantage présent [31–34]. Les complications majeures retrouvées dans la littérature s'avèrent être au niveau de l'accastillage, c'est-à-dire les composants de la prothèse permettant notamment sa stabilité (éléments de fixation, vis, piliers) [30, 35, 36].

Le rapport d'une conférence de l'association EAO (*European Association for Osseointegration*) [37] indique un nombre minimum de trois implants pour des reconstructions prothétiques fixes. Le nombre optimal serait, selon ce rapport, d'au moins quatre implants. Une solution prothétique inférieure à trois implants n'est pas conseillée et semble être considérée comme non viable.

## 1.4 Un concept toujours en évolution avec des améliorations, notamment au niveau de la barre prothétique

Afin de pallier certains problèmes d'origine mécanique, ainsi que d'améliorer et fiabiliser la réhabilitation prothétique fixe, diverses pistes sont étudiées par la communauté scientifique. Tout d'abord, les améliorations et évolutions ont été dirigées vers les implants. Une revue de la littérature, proposée par Kandavalli et al. [38] en 2021, recense l'histoire des implants dentaires, des progrès et du développement de la nanotechnologie avec en partie la morphologie de la surface de l'implant, ainsi que les différents types de nanomatériaux utilisés.

De plus, certains spécialistes s'intéressent à la barre prothétique et proposent une compensation de la flexion mandibulaire en choisissant de scinder cette barre au niveau de la symphyse mentonnière [39, 40]. Cette prise en compte de la flexibilité mandibulaire et de l'augmentation intrinsèque de sa rigidité avec l'ajout d'un dispositif prothétique rassemble une partie de la communauté scientifique depuis quelques années déjà [41–43]. Toujours dans l'objectif de réduire la rigidité globale du système de réhabilitation prothétique fixe, Maló et al. [44] en 2018 proposent de modifier le matériau constituant la barre prothétique. Leur proposition est d'utiliser une prothèse fixe hybride polyétheréthércé-*tone* (PEEK) et résine acrylique en remplacement de la barre en titane. Ils soulignent que cette dernière, à cause de sa rigidité importante, est un inconvénient potentiel dans le comportement d'absorption des chocs. L'utilisation d'une infrastructure en PEEK, matériau largement utilisé dans l'industrie automobile, aéronautique et plus récemment dans le secteur dentaire, permet une meilleure absorption aux chocs avec une meilleure répartition des contraintes [45]. Cette étude à court terme, basée sur 37 patients, relève malgré tout une fracture de la barre PEEK (2,6 %), de la résine acrylique (10,2 %) ainsi que des

problèmes au niveau des vis de la prothèse (5,3 %). Ces résultats ont été obtenus environ un an après la pose de la prothèse définitive, et nécessiteraient donc une étude sur du plus long terme. Une autre étude menée par Diaconu-Popa et al. [46] s'intéresse également à l'utilisation d'une structure prothétique en PEEK. L'utilisation du PEEK offre la possibilité d'obtenir des prothèses plus flexibles, plus légères et donc moins coûteuses. De plus, le PEEK apporterait un très bon confort pour le patient et offrirait une excellente biocompatibilité [47, 48]. La très faible rigidité de ce type de matériau (estimée à environ 5 GPa [49]) utilisé en remplacement de la barre prothétique en titane pourrait expliquer les différents échecs subsistants. Il est donc, selon notre avis, nécessaire de trouver un compromis de matériau qui soit ni trop rigide ni trop flexible.

## 1.5 Étude du matériau constituant la barre prothétique

Longtemps considérée comme étant peu influente, la rigidité élevée de la barre prothétique d'une réhabilitation mandibulaire fixe n'a pas été pleinement intégrée au sein des études biomécaniques. Les divers courants de pensée ont majoritairement convergé vers la nécessité de maintenir une rigidité élevée pour cette barre, afin d'en favoriser notamment le processus d'ostéo-intégration [50]. Depuis environ une décennie, à l'image des études présentées dans la partie précédente, une tendance émerge concernant la diminution de la rigidité des infrastructures prothétiques. Il semble être évident qu'un environnement trop rigide, au sein de l'appareil manducateur, risque d'entraîner diverses complications. Si l'on s'intéresse uniquement à la partie mandibulaire, l'ajout d'une barre prothétique trop rigide provoque logiquement des contraintes délétères d'un point de vue de la cinématique naturelle de la mandibule. La prise en compte d'un environnement biomimétique, souhaitable pour les implants en contact direct avec l'os environnant, n'est donc pas conciliable avec une rigidité élevée. Bien qu'il n'y ait pas de contact direct avec l'os, la rigidité de la barre prothétique peut néanmoins présenter une influence significative. Cette partie est dédiée à la présentation de précédents travaux sur lesquels se base ce sujet de thèse, puis une description détaillée de la problématique de recherche liée à ce travail sera proposée.

### 1.5.1 Présentation de travaux précédents

La majeure partie des travaux présentés dans ce manuscrit sont basés sur une étude antérieure conduite par L.M. Favot [51]. Ce projet de recherche, mené lors d'une thèse soutenue en 2016, a porté sur l'analyse de la tenue mécanique d'un type particulier de prothèse dentaire, la prothèse transvissée sur quatre implants. L'objectif de ce travail a été d'observer les conséquences d'une solution prothétique complète fixe sur les mouvements du corps mandibulaire lors des principales phases de la mastication. L'influence de plusieurs paramètres a été étudiée, tels que le type de matériau, des caractéristiques

géométriques de la prothèse ainsi que la qualité de l'os mandibulaire et l'angulation des implants postérieurs. L'étude a d'abord été conduite par voie numérique, grâce à un modèle éléments finis paramétré via le code de calcul Abaqus<sup>®</sup>. Puis, la création d'un banc d'essais mécaniques novateur a permis d'étendre l'étude de façon expérimentale. Les résultats préliminaires liés à ce banc mécanique seront présentés dans le chapitre 2. La conclusion de ces travaux a permis d'établir que le biomimétisme est l'une des meilleures réponses mécaniques aux solutions prothétiques en odontologie. L'optimisation et la pérennité des soins doivent tenir compte des propriétés mécaniques des tissus naturels, et ainsi respecter la physiologie du patient. L'utilisation de matériaux trop rigides vis-à-vis du tissu osseux génère une rigidification excessive et délétère de la mandibule. Les perspectives de cette étude sont diverses. Tout d'abord, une exploitation du banc d'essai expérimental peut être envisagée, étant donné que les résultats obtenus n'ont pas été pleinement satisfaisants. Ce sera l'objet du chapitre 2. Une autre perspective notable de ce travail de thèse met en exergue la nécessité d'utiliser un nouveau type de matériau pour la barre prothétique. Cette perspective est à l'origine du travail de recherche présenté dans ce manuscrit.

### **1.5.2 Vers une nouvelle proposition d'amélioration du concept prothétique : objectif et présentation**

La principale conclusion des travaux de L.M. Favot, concernant l'utilisation d'un matériau moins rigide pour la barre prothétique, a été confortée par des travaux de recherche récents. Comme exposé dans la partie précédente de ce chapitre, certains chercheurs se sont intéressés au remplacement du matériau solide en titane de la barre prothétique par un polymère beaucoup plus souple, le PEEK (Polyétheréthercétone). Bien que ce type de matériau offre des propriétés élastiques très attrayantes, particulièrement en ce qui concerne la flexibilité, il est cependant notoire que sa résistance est moindre. Cette résistance relative combinée à une rigidité très faible, comparée à d'autres alliages métalliques, peut contribuer aux complications fréquemment observées dans les études scientifiques, telles que les fractures de la résine acrylique (cette résine est maintenue par rétention mécanique autour de la barre prothétique). De plus, quelques fractures de la barre prothétique sont à relever.

Une proposition alternative est faite dans nos travaux, qui consiste à investiguer l'intérêt du remplacement du matériau solide de la barre prothétique par un alliage poreux. Un point important qui sera abordé par la suite est la notion de biocompatibilité. En se basant sur le savoir actuel, et sur les produits présents sur le marché de l'implantologie, on remarque que les matériaux majoritaires sont des alliages métalliques en titane. Pour cette étude, le choix a été fait de conserver un alliage métallique en titane biocompatible, l'objectif étant de réduire la rigidité de la barre prothétique. Le matériau étant fixé, cet objectif ne peut être atteint qu'en ajustant la topologie de la structure, notamment en y incluant des porosités. L'obtention d'une structure poreuse à topologie « contrôlée » peut être menée à bien suivant deux approches distinctes : l'optimisation topologique ou l'emploi de structures architecturées (ou *lattice*).

Concernant l'optimisation topologique, il s'agit d'une méthode d'optimisation de conception visant à trouver la meilleure distribution de matériaux dans une structure, en minimisant ou maximisant une fonction objectif, comme la masse ou la rigidité, tout en satisfaisant des contraintes spécifiées telles que le chargement, les conditions aux limites ou des conditions de fabrication. La méthode comporte deux phases distinctes : la phase d'analyse et la phase d'optimisation. Les deux phases interagissent l'une avec l'autre pour s'approcher de la solution optimale. La phase d'analyse fait souvent référence à l'application de la méthode numérique par éléments finis, tandis que la phase d'optimisation cherche à déterminer où et comment mettre à jour la structure en fonction des résultats de la phase d'analyse [52]. Cette phase d'optimisation typique est basée sur l'utilisation de pixels (ou voxels en 3D) déterminés par le maillage de la structure avec les éléments finis. Chaque pixel (ou voxel) se voit assigner une valeur de densité normalisée. La densité est une variable de conception, et sa distribution décrit la forme de la structure finale, où 0 représente le vide, et 1 représente le solide (figure 1.5). Cette méthode vise à trouver la disposition idéale des éléments dans une structure, ce qui généralement se traduit par des conceptions finales plus performantes (selon les objectifs fonctionnels) et économiques (avec moins de matière). Certains logiciels possèdent leur propre module d'optimisation topologique, à l'instar du logiciel Abaqus<sup>®</sup> avec son module Tosca Structure<sup>®</sup>. Sinon, il est également possible de définir son propre module d'optimisation par programmation, mais cela nécessite un temps important pour aboutir à un outil robuste. Certains chercheurs utilisent l'approche d'optimisation topologique afin de générer par la suite une structure architecturée innovante basée sur la géométrie optimisée (figure 1.6) [53]. D'une manière générale, les structures architecturées sont définies comme des structures tridimensionnelles composées de cellules interconnectées, disposées de manière successive et répétée selon un motif, ce qui peut également être considéré comme une structure poreuse composée de poutres et de nœuds interconnectés dans l'espace tridimensionnel [54]. Ces poutres ou nœuds sont souvent organisés selon des règles d'ordre ou de relation, en s'inspirant de structures naturelles, de configurations cristallographiques ou bien définis mathématiquement. Ces structures peuvent être obtenues uniquement par des procédés récents de fabrication additive. Cependant, l'optimisation topologique est le plus souvent utilisée pour obtenir un design final optimal, à partir d'une structure complète [55, 56].

La recherche actuelle sur l'utilisation de l'optimisation topologique dans le contexte de l'implantologie est relativement limitée. En 2019, une étude assez originale a été menée par l'équipe de Park et al. [58] avec comme objectif l'optimisation topologique de la barre prothétique intégrée à une prothèse complète fixe du maxillaire supérieur. Les conditions aux limites sont très simples, avec une contrainte de type « collage » parfait entre les trous des implants et les vis. Le chargement est appliqué sur des fixations destinées à fixer les fausses dents, avec la même intensité et selon une direction normale. Au final, trois *designs* sont présentés et se différencient par les conditions de l'optimisation, en particulier la contrainte de fraction volumique, qui représente la proportion du volume occupé par le design final par rapport au volume total de la structure initiale non optimisée. La for-

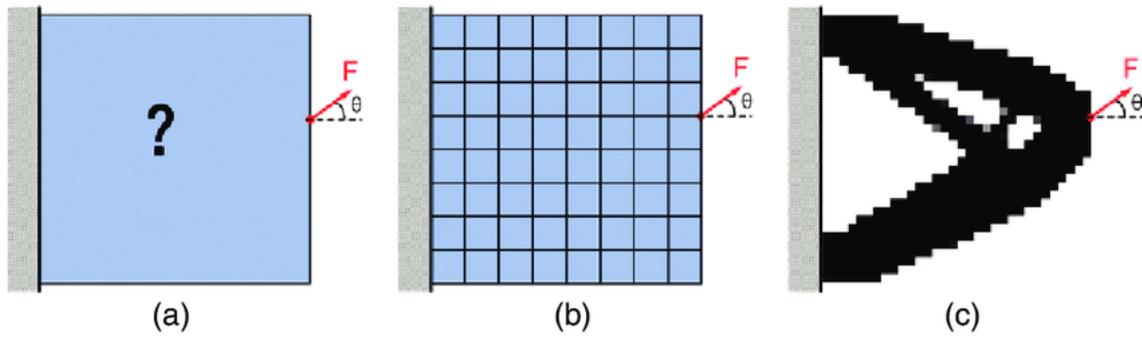


FIGURE 1.5 – Illustration de l'optimisation topologique (2D) avec le domaine de conception (initial), la discrétisation par éléments finis (b) et la structure optimisée avec les différents pixels (c) [57].

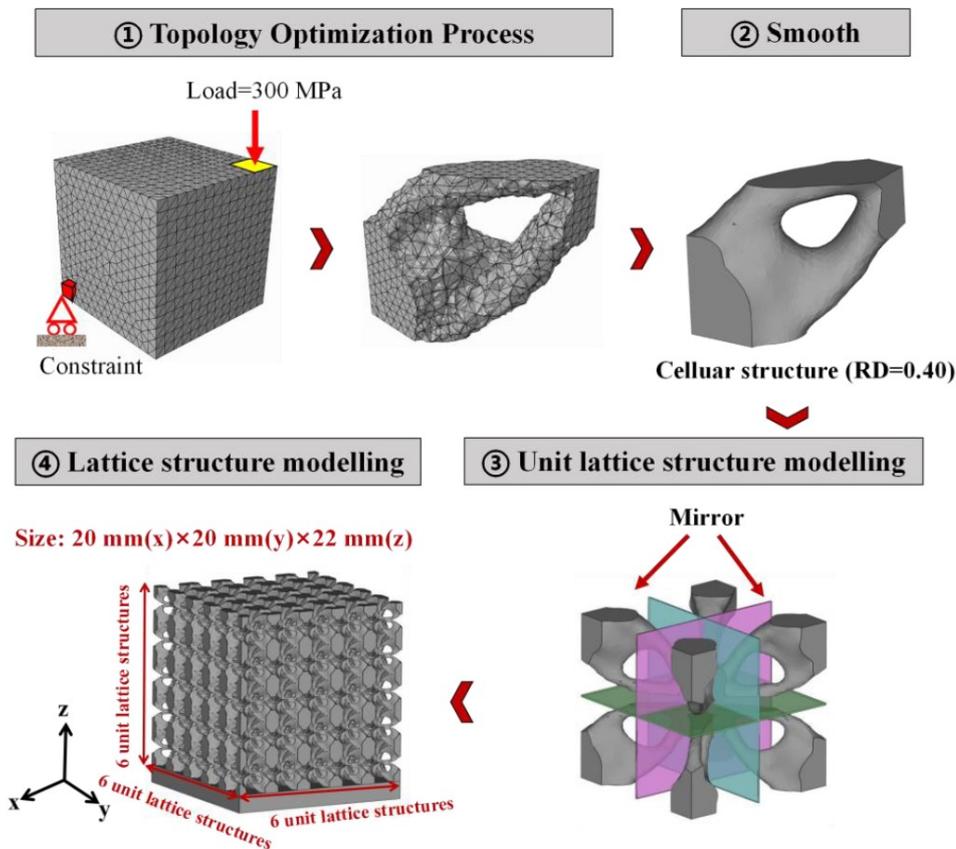


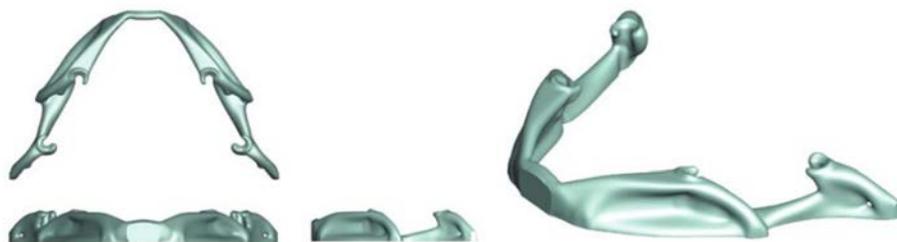
FIGURE 1.6 – Processus détaillé de l'optimisation topologique pour une structure lattice [53].

mulation de la fonction objective est basée sur la minimisation de la complaisance, donc l'obtention d'une structure normalement assez rigide selon le cas de chargement considéré (figure 1.7). Les designs respectifs semblent être tout de même assez éloignés d'une potentielle réalité clinique. Les résultats de l'optimisation topologique sont fortement influencés par les conditions aux limites qui, dans cette étude, ne prennent que peu en compte la

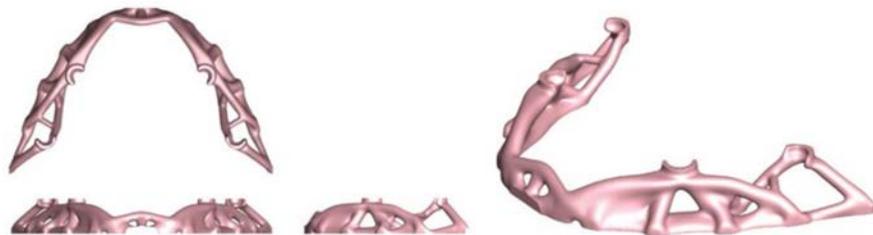
réalité physiologique.



Design 1 pour la barre prothétique, obtenu par optimisation topologique



Design 2 pour la barre prothétique, obtenu par optimisation topologique



Design 3 pour la barre prothétique, obtenu par optimisation topologique

FIGURE 1.7 – Résultats des travaux de Park et al. pour la conception de la barre prothétique optimisée topologiquement, avec différentes conditions d'optimisation [58].

En dépit des perspectives offertes par l'optimisation topologique, notamment la possibilité d'obtenir une barre anatomique unique pour chaque patient, il a été décidé de ne pas poursuivre les recherches avec cette approche. En effet, une étude beaucoup plus approfondie aurait été nécessaire, mais par souci de temps, une autre solution devait être trouvée. Par conséquent, le choix s'est tourné vers l'optimisation de la barre prothétique à l'aide d'une structure architecturée, appelée aussi structure treillis ou structure *lattice* dans la littérature. Ce choix découle d'une discussion avec un praticien concernant une solution développée par l'entreprise Dentsply® afin d'offrir une meilleure adhérence du matériau cosmétique (en particulier la résine acrylique) qui repose sur une rétention mécanique. En effet, cette rétention est possible grâce à un état de surface de la barre sous forme de structure cellulaire « en nid d'abeille » (figure 1.8). Les porosités induites par les

structures *lattices* pourraient également offrir cette possibilité de rétention mécanique.

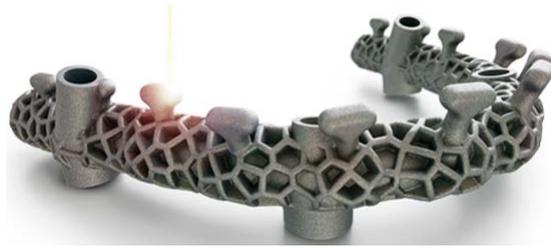


FIGURE 1.8 – Exemple d'un état de surface d'une barre prothétique (Dentsply Sirona®).

## 1.6 Organisation globale de l'étude

L'organisation de cette étude prospective implique une démarche structurée, présentée tout au long de ce manuscrit. Chaque chapitre sera traité indépendamment, mais en cohérence avec l'objectif final. La répartition des différents chapitres est illustrée à l'aide d'un schéma (figure 1.10).

Au centre de ce schéma se trouve l'objectif de cette étude, qui concerne l'amélioration du concept prothétique pour un patient potentiel. L'étude est focalisée uniquement au niveau mandibulaire. Elle se divise en cinq chapitres distincts, avec des interactions communes, à l'exception du **premier chapitre** qui présente le contexte.

La présentation des divers travaux conduits lors de ce travail de thèse débute avec le **deuxième chapitre**, qui est une étude de corrélation entre méthodes expérimentale et numérique. Le dispositif expérimental est un banc d'essai masticateur développé au sein du laboratoire lors de précédents travaux. Ce banc novateur a été conçu dans le cadre des travaux de thèse de L.M. Favot, afin de pouvoir simuler les phases masticatoires principales (figure 1.9). L'objectif est de valider l'utilisation d'un modèle numérique par éléments finis équivalent, nécessaire pour la suite de l'étude. Le **troisième chapitre** concerne l'optimisation de la barre prothétique avec l'emploi d'une structure *lattice*, et la détermination des paramètres matériaux effectifs. C'est finalement ce chapitre qui est représentatif de l'originalité de ces travaux, avec la proposition d'une solution alternative pour une réhabilitation complète fixe mandibulaire. Le **quatrième chapitre** concerne l'intégration des paramètres effectifs, déterminés au chapitre précédent, de la barre prothétique architecturée au sein d'un modèle numérique par éléments finis. Ce modèle éléments finis a pour but d'être le plus proche possible des conditions physiologiques réelles. Ce chapitre est une analyse comparative entre la solution alternative proposée et une solution conventionnelle (avec une barre prothétique métallique « *bulk* » ou monolithique). Enfin, le **cinquième chapitre** porte sur la prédiction de la tenue en service pour la solution prothétique présentée. Une analyse de la résistance de la barre prothétique *lattice* et de

la résine acrylique ajoutée à la barre prothétique (fausses dents et fausse gencive) permet de compléter l'étude prospective. Ce dernier chapitre a également pour but d'exposer différentes perspectives de ce travail de thèse.

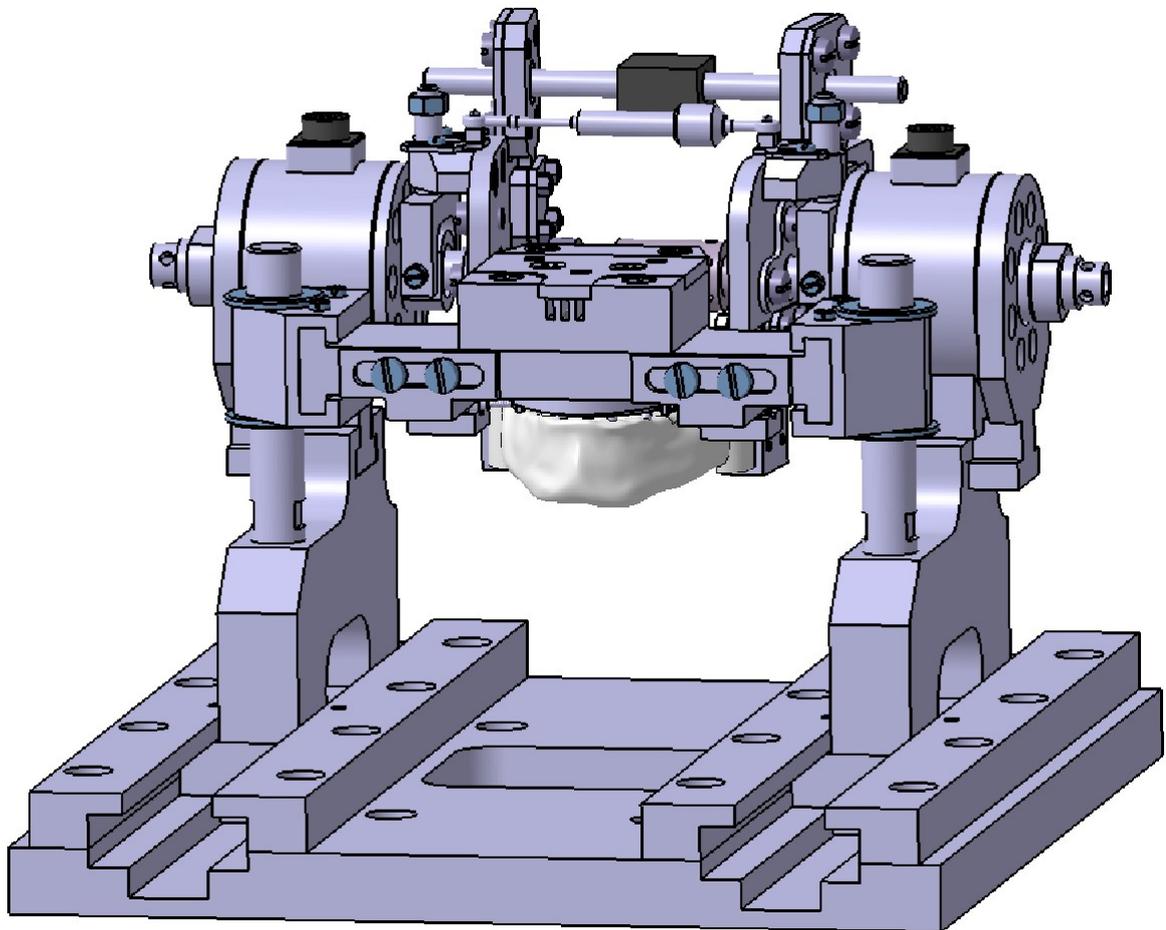


FIGURE 1.9 – Illustration du banc d'essais dentaire conçu dans le cadre de la thèse de L.M. Favot [51].

En résumé, ces travaux se placent au centre d'une potentielle amélioration du concept prothétique, en gardant toujours un lien avec la réalité clinique. L'élaboration d'une solution prothétique commence dès l'anamnèse du patient par le chirurgien-dentiste. Ensuite, intervient la sélection de la solution prothétique, impliquant le prothésiste et le centre d'usinage pour sa fabrication. Enfin, la création d'un outil numérique permettrait de générer une base de données, dans l'objectif de concevoir des solutions prothétiques totalement personnalisées pour chaque patient et couvrant ainsi l'ensemble du processus, de l'imagerie à la fabrication.

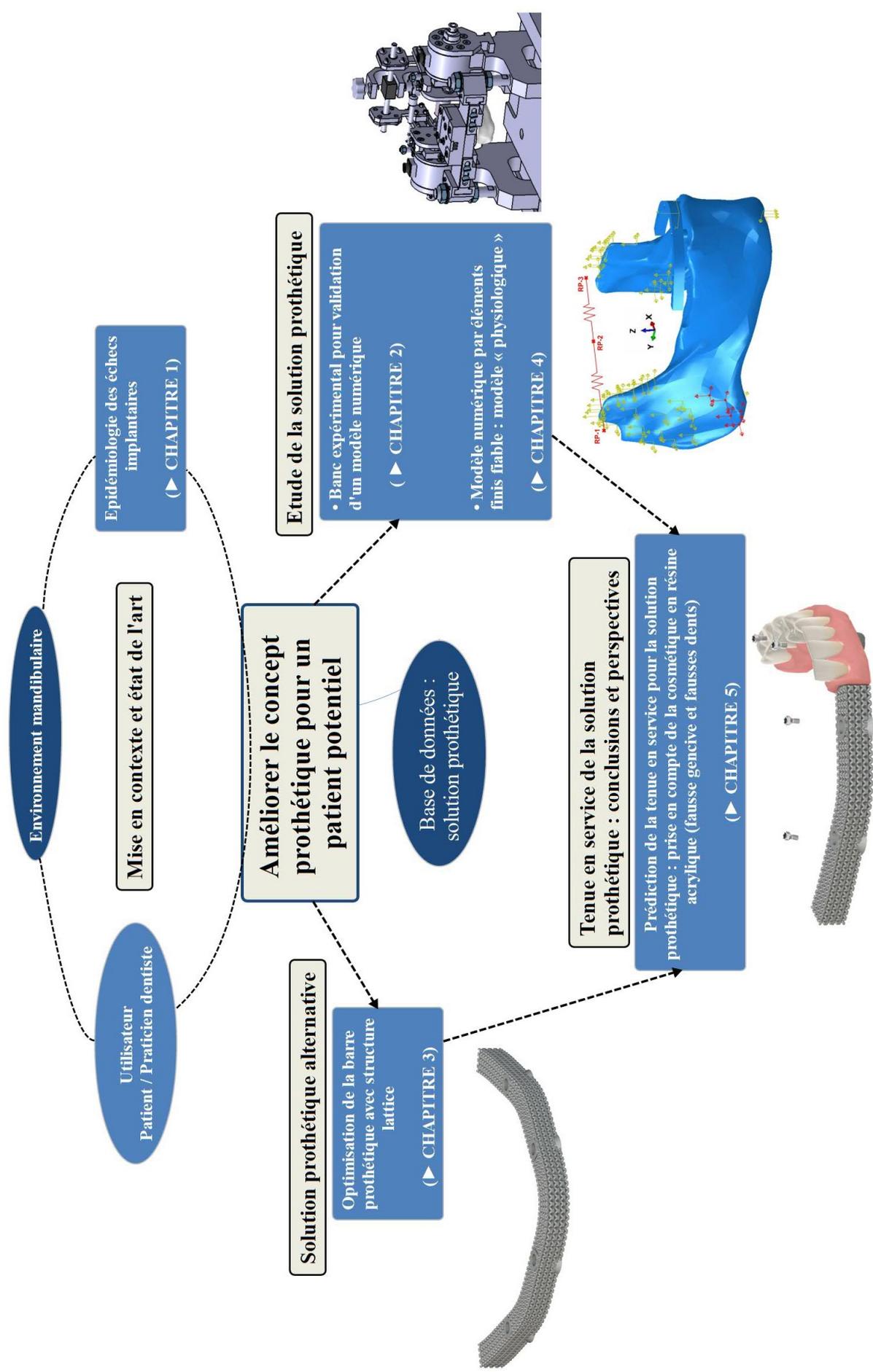


FIGURE 1.10 – Schéma de l'organisation du travail de thèse.

## 1.7 Conclusion du chapitre

Ce premier chapitre a permis de mettre en contexte l'étude décrite dans ce manuscrit. Tout d'abord, une présentation concise de l'évolution du domaine de l'implantologie, notamment la notion clé de biocompatibilité durant la deuxième moitié du XX<sup>e</sup> siècle, a été proposée. Ensuite, l'avènement des prothèses fixes tranvissées a considérablement fait évoluer ce domaine, avec une prise en charge de plus en plus centrée sur le patient. Finalement, la logique chronologique de ce chapitre converge vers le concept prothétique au cœur de cette étude : le « All-on-4 ». L'épidémiologie des échecs implantaires recensés dans la littérature montre la nécessité d'optimiser ce concept, malgré un taux de succès assez élevé. Le postulat d'une barre prothétique trop rigide peut être à l'origine de diverses complications, mais ne bénéficie pas encore d'un consensus au sein de la communauté scientifique. Cependant, quelques chercheurs s'y intéressent, dont le pionnier de ce concept, le Dr Paulo Maló, qui intègre un matériau moins rigide pour la barre prothétique. Ce projet de recherche s'intéresse précisément à la réduction de la rigidité de la barre prothétique en modifiant non pas le matériau constitutif, mais plutôt sa topologie. Le choix retenu est l'optimisation à l'aide d'une structure *lattice*, permettant un contrôle de la topologie. Avant de présenter cette solution, et ainsi l'intégrer dans un modèle numérique pour l'étude de la réhabilitation mandibulaire, il est nécessaire de mener au préalable une étude expérimentale. En effet, la fiabilité d'un modèle numérique repose sur sa validation via d'autres modèles numériques préalables, ou, si ces modèles n'existent pas, sur une validation expérimentale. Cette étude expérimentale est précisément l'objet du deuxième chapitre.

**Résumé du chapitre 1 :**

Dans ce chapitre nous avons présenté le contexte général et les objectifs de ces travaux de recherche. Une première partie historique, sur l'évolution de l'implantologie, nous a conduit vers les réhabilitations prothétiques actuelles, dont la prothèse fixe tranvissée sur quatre implants avec le concept « All-on-4 ». Par la suite, une revue de la littérature a été proposée concernant l'épidémiologie des échecs implantaires liés en particulier à ce concept, avec quelques améliorations. Les améliorations présentées concernent particulièrement la barre prothétique, puisqu'il s'agit du point central de notre étude. Enfin, le sujet de ce projet de recherche a été détaillé en incluant, notamment, un organigramme récapitulatif des différents travaux, avec pour objectif final d'améliorer le concept prothétique pour un patient potentiel.

## 2

# Corrélation entre approches numérique et expérimentale de la mandibule prothésée

## Sommaire

---

<b>2.1</b>	<b>État de l’art : bancs d’essais mécaniques pour simuler la mastication humaine</b>	<b>23</b>
2.1.1	Simulateurs de mastication pour l’étude sur des aliments	24
2.1.2	Simulateurs de mastication pour l’analyse des propriétés physiques des matériaux	28
<b>2.2</b>	<b>Présentation d’un dispositif expérimental novateur pour l’étude de mouvements masticateurs</b>	<b>33</b>
2.2.1	Énoncé du besoin	33
2.2.2	Réhabilitation prothétique d’une mandibule artificielle	33
2.2.3	Description générale du fonctionnement	35
2.2.4	Synthèse des travaux antérieurs	38
<b>2.3</b>	<b>Révision et amélioration du banc d’essais : nouvelles investigations</b>	<b>42</b>
2.3.1	Vérification des différents capteurs	42
2.3.2	Réinstrumentation de la barre prothétique	47
2.3.3	Principales modifications des méthodes de mesure	49
<b>2.4</b>	<b>Corrélation entre résultats numériques et expérimentaux</b>	<b>50</b>
2.4.1	Modèle éléments finis de la mandibule artificielle réhabilitée	51
2.4.2	Essais en écartement et rapprochement (mode 1)	54
2.4.3	Essais en force en flexion (mode 2)	61
<b>2.5</b>	<b>Conclusion du chapitre</b>	<b>65</b>
	<b>Résumé du chapitre</b>	<b>68</b>

---

## **Introduction**

L'amélioration d'un concept prothétique, quel qu'il soit, peut se baser sur une approche empirique. L'accès aux technologies numériques, de plus en plus démocratisé depuis la dernière moitié du XX<sup>e</sup> siècle [59], semble être extrêmement important pour mieux comprendre et développer la discipline de l'odontologie, tout en mettant l'accent sur une réelle prise en compte du patient dans sa globalité. L'intégration des modèles numériques au sein de l'odontologie s'est étalée sur plusieurs décennies, à partir de la dernière moitié du XX<sup>e</sup> siècle [60]. Ces modèles, tels les simulations par éléments finis, sont des outils puissants pour l'analyse de la biomécanique et du comportement de l'environnement maxillo-facial à différentes échelles (que ce soit macroscopique, mesoscopique ou encore microscopique). Ce sont des méthodes de choix pour le développement et l'optimisation de nouveaux concepts en ingénierie mécanique en général, et en odontologie en particulier. Cependant, afin d'assurer la fiabilité de ces modèles, il est nécessaire de les confronter au préalable à une validation expérimentale.

Ce travail de recherche, visant à intégrer des alliages poreux en dentisterie, n'échappe pas à cette règle. Il repose sur un modèle par éléments finis dit « physiologique », qui a pour objectif d'analyser le comportement mécanique d'une mandibule réhabilitée par une prothèse All-on-Four<sup>®</sup> avec un matériau poreux optimisé, selon différentes étapes du cycle masticatoire. Ce modèle physiologique et les résultats associés feront l'objet du chapitre 4 de ce rapport.

Ce chapitre débute par un état de l'art relatif aux bancs d'essais mécaniques destinés à reproduire la mastication humaine, nécessaires pour l'étude des propriétés des matériaux prothétiques, mais également pour des études relatives à certaines propriétés des aliments. Les bancs d'essais existants n'étant pas adaptés à notre problématique, la deuxième partie du chapitre concerne la présentation d'un banc de mastication original, développé lors de précédents travaux au sein du laboratoire et spécifiquement dédié au cas de mandibules réhabilitées. Ce banc d'essais a été retravaillé dans le cadre de cette thèse, dans l'objectif d'aboutir à des résultats fiables et exploitables. Les modifications et améliorations apportées au banc initial sont présentées dans la troisième partie. Enfin, la dernière partie de ce chapitre permet la confrontation des résultats issus du banc expérimental amélioré avec ceux provenant d'un modèle numérique par éléments finis simplifié.

## 2.1 État de l'art : bancs d'essais mécaniques pour simuler la mastication humaine

Le développement de simulateurs de mastication robotisés continue d'intéresser la communauté scientifique et fait l'objet de recherches récentes. Les simulateurs ont évolué afin de reproduire de plus en plus fidèlement les mouvements et efforts complexes impliqués au sein de la mastication chez l'humain. La compréhension de la biomécanique masticatoire, ainsi que des caractéristiques physiques ou de biocompatibilité des matériaux de restauration, joue un rôle essentiel dans la pratique odontologique, permettant d'assurer une restauration anatomique et fonctionnelle en adéquation avec le système stomatognathique. Dans les années 1950, Posselt [61] a examiné le déplacement des condyles au sein des fosses temporales des articulations temporo-mandibulaires. Il a observé un mouvement initial de rotation de  $10^\circ$ , suivi d'une translation vers l'avant dès que ce seuil est dépassé. En 1995, Koolstra et van Eijden [62] proposent une analyse complète de la biomécanique masticatoire avec une description détaillée du cycle masticatoire. Cette étude souligne la capacité omnivore de l'homme, illustrée par le mouvement de la mandibule, qui effectue une boucle masticatoire permettant une mastication efficace d'une grande variété d'aliments. Au fur et à mesure des années, d'autres études se sont intéressées à ces mouvements mandibulaires pendant la mastication, afin de comprendre plus précisément la biomécanique associée à cette fonction [63–65]. Finalement, la prise en compte de ces descriptions a conduit à l'émergence de divers bancs d'essais mécaniques, tous conçus dans le but de reproduire au plus près les conditions physiologiques et biomécaniques humaines.

Dans l'ensemble, l'utilisation de ces divers simulateurs fournit des outils précieux pour l'évaluation de matériaux dentaires et pour l'étude de la biomécanique masticatoire [66]. Ces simulateurs peuvent permettre également l'étude de l'effet de la mastication sur les propriétés des aliments, pouvant s'avérer difficile à étudier *in situ* en raison de difficultés éthiques mais aussi techniques [67]. On recense dans la littérature deux principaux types de bancs d'essais mécaniques pour simuler la fonction masticatoire, se distinguant notamment par leur design respectif. Certains sont orientés pour l'étude de la transformation des aliments, pendant la mastication, tandis que d'autres permettent l'analyse des propriétés des matériaux prothétiques (durabilité, résistance à l'usure, mécanique de rupture). Chaque catégorie de simulateurs de mastication remplit un rôle spécifique suivant l'intention d'application, apportant ainsi des avancées significatives dans les domaines des soins dentaires, des techniques liées à l'alimentaire et de la science des matériaux. Ces simulateurs fournissent aux chercheurs un outil précieux pour analyser les impacts de la mastication sur une variété de matériaux. Il est indéniable qu'avant d'introduire un quelconque matériau au sein du milieu buccal, des phases de tests pré-cliniques doivent être effectuées. En outre, ces bancs d'essais peuvent permettre de valider l'utilisation d'un modèle numérique équivalent et ainsi accéder à certaines informations précieuses non disponibles expérimentalement. L'utilisation de modèles numériques dans le domaine

de l'odontologie a connu des avancées significatives ces dernières années. Ainsi, notons que Kamenskikh et al. [68] soulignent quelques exemples d'applications concluantes et relèvent la croissance significative de ces méthodes de calcul au sein de cette discipline.

### 2.1.1 Simulateurs de mastication pour l'étude sur des aliments

L'étude de revue de la littérature menée par Júnior et al. [66] révèle que les simulateurs de mastication pour l'étude des substances libérées lors de la mastication du bol alimentaire sont bien moins nombreux que ceux pour l'étude des propriétés des matériaux. Pour cette dernière catégorie, la part de bancs d'essais issus de la fabrication par des industries est majoritaire comparée aux bancs d'essais développés par des universités, groupes et centres de recherches. Parmi les machines issues de l'industrie, sont également considérés les simulateurs de charges statiques ou dynamiques ou bien une association des deux.

Les principaux simulateurs utilisés pour les études sur des aliments sont conçus de façon équivalente. Ils se composent d'une cellule active (majoritairement thermostatée afin de se placer dans les conditions buccales à environ  $35^{\circ}C$  [69]) où se déroule le processus de mastication, d'un boîtier de commande électronique et d'un ordinateur permettant de contrôler et d'ajuster chaque paramètre. Ces dispositifs comportent deux zones de mastication, assimilées à deux mâchoires (une statique et l'autre mobile) chacune équipée d'une « arcade dentaire ». Ces arcades dentaires sont conçues en forme d'anneau avec une surface masticatoire similaire à celle de la dentition humaine. Bien que ces arcades ne reproduisent pas l'anatomie humaine, leur conception vise à appliquer sur les aliments les mêmes contraintes de cisaillement et de compression que celles rencontrées dans les conditions réelles de mastication.

Le simulateur de mastication conçu par la société SD Mechatronik<sup>®</sup> (Allemagne) permet l'exécution de cycles de mastication complets au moyen d'un mouvement linéaire à deux axes (figure 2.1a). Cette machine offre la possibilité de régler la pression exercée lors de la mastication (ce qui permet de simuler différentes textures et consistances d'aliments) et propose plusieurs modes de mastication. Chaque module de mastication peut fonctionner de manière indépendante mais avec une structure identique, détaillée dans la figure 2.1b.

D'autres simulateurs, développés spécifiquement par des équipes de recherche, permettent d'avoir un contrôle assez large sur des paramètres bien précis et sur les mouvements relatifs au système de mastication. L'équipe de Peyron et al. [71], en 2019, a utilisé une machine de mastication conçue par la faculté de chirurgie dentaire de Clermont-Ferrand en collaboration avec l'entreprise Protolab (figure 2.2). Ce simulateur comporte deux disques, l'un fixe, correspondant au maxillaire, et l'autre mobile, correspondant à la mandibule. La forme des disques diffère de l'anatomie dentaire humaine mais est similaire aux zones de contact lors de la mastication humaine. Différents paramètres peuvent être contrôlés, tels que le type de contraintes appliquées à l'aliment (cisaillement et compres-

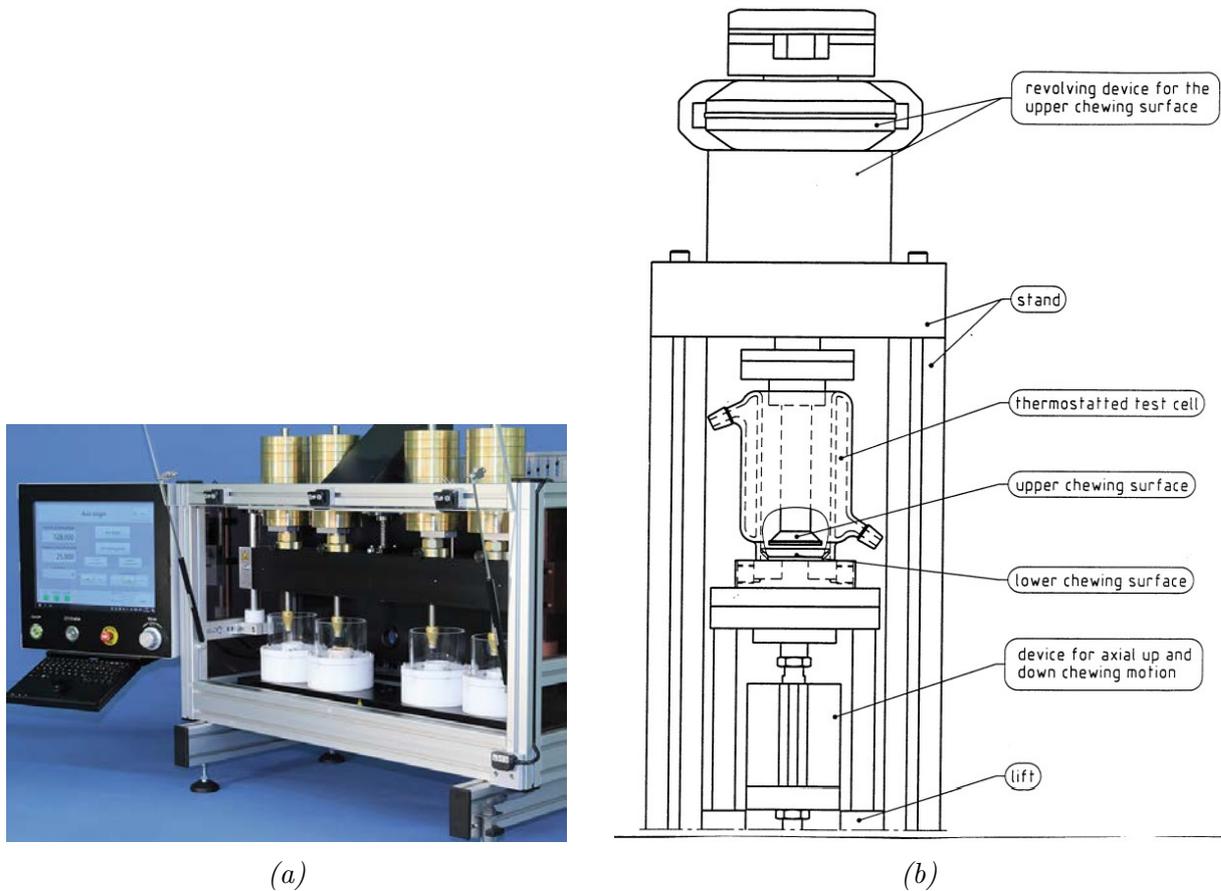


FIGURE 2.1 – Simulateur de mastication CS-4, SD Mechatronik (a) et schéma détaillé d'un module de mastication issu de Kvist et al.[70] (b).

sion associés aux mouvements verticaux et latéraux de la mâchoire inférieure), le nombre de cycles masticatoires, la gamme de forces à appliquer, l'ajout d'une salive artificielle et la température au sein de la chambre de mastication. Cette machine permet également une analyse du bol alimentaire (granulométrie, comportement rhéologique). D'après les auteurs, les particules issues de l'écrasement dans le simulateur étaient statistiquement comparables en taille à celles issues de la mastication humaine.

Un autre simulateur de mastication intéressant est issu des travaux de Salles et al. en 2007 [73]. Cette étude se focalise sur la libération des arômes au cours de l'alimentation, qui est fortement dépendante des paramètres buccaux. Le système (figure 2.3a) comprend une cellule active où se déroule le processus de mastication et où s'effectue l'échantillonnage, un boîtier de commande électronique et un ordinateur pour surveiller et régler chaque paramètre. La cellule comprend une partie supérieure fixe (maxillaire supérieur) avec une partie inférieure mobile (mandibule et langue avec un contrôle du déplacement et de la force). Les dents associées aux pièces maxillaires supérieures et inférieures sont constituées de PEEK (figure 2.3b). Seules les premières molaires sont représentées, afin de simplifier le contrôle des mouvements horizontaux de la mâchoire. La mastication est donc

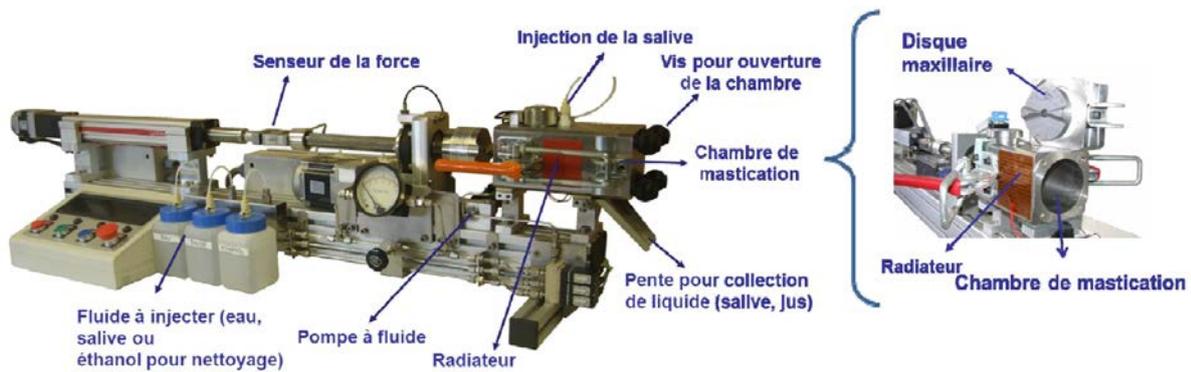


FIGURE 2.2 – Simulateur de mastication  $AM^2$  (Artificial Masticatory Advanced Machine.) [72]

essentiellement considérée au niveau de la partie travaillante d'une molaire. La langue est constituée d'un cylindre complet en PEEK, doté d'une partie supérieure conique. Elle est actionnée par un troisième moteur et fonctionne à l'intérieur de la mandibule inférieure. Bien que ce dispositif soit capable d'imiter les fonctions importantes de la cavité buccale, il n'a pas été conçu pour simuler certaines autres fonctions telles que la déglutition.

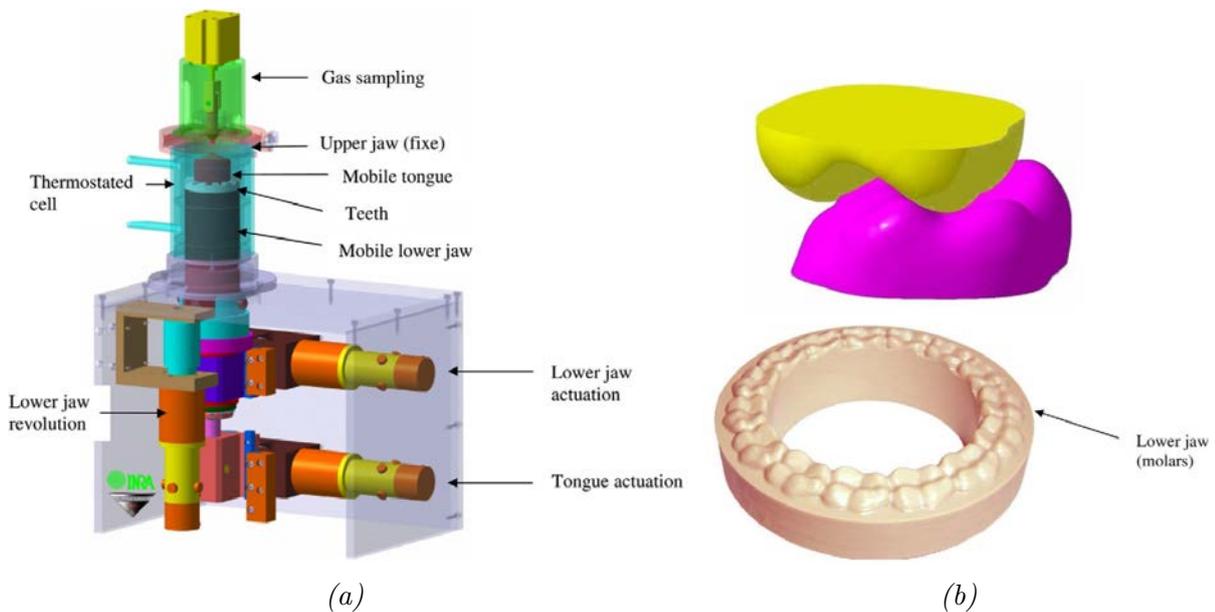


FIGURE 2.3 – Simulateur de mastication personnalisé (a) et détail des dents et mâchoires conçues pour l'appareil (molaires entre la mâchoire supérieure et inférieure) [73] (b).

Plus récemment, en 2022, Chen et al. [74] ont développé un robot masticateur biomimétique, utilisé pour l'analyse de la texture des aliments. Ce simulateur reproduit le mouvement cyclique et le broyage des aliments par les molaires, en utilisant un mécanisme de bielles à trois degrés de liberté. Ce système contient une cavité souple, commandée par

des actionneurs pneumatiques afin de contenir et repositionner les aliments entre chaque occlusion. Les mouvements de mastication des molaires se basent sur des trajectoires et des durées des cycles de mastication rapportées dans la littérature (non explicitées par les auteurs). Le système de commande consiste à régler le plateau mobile en fonction de la trajectoire molaire souhaitée, et à faire tourner le mécanisme de bielles en fonction de la durée du cycle. Il sert également à positionner le plateau de transmission pour une occlusion correcte des molaires supérieures et inférieures (figure 2.4).

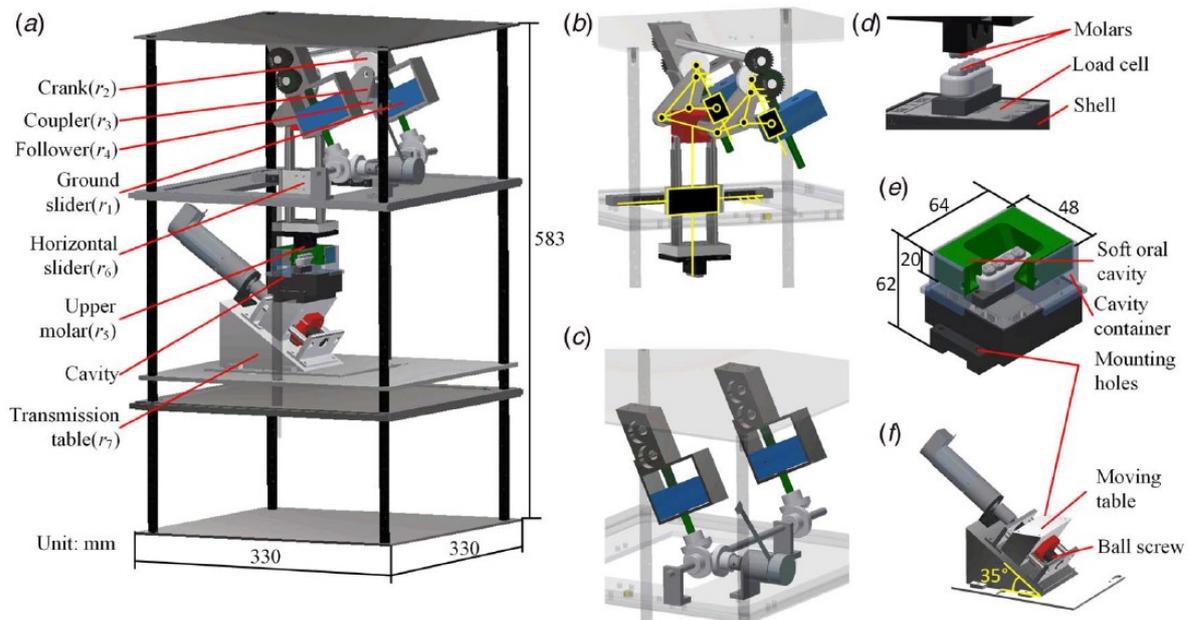


FIGURE 2.4 – Simulateur de mastication de Chen et al. [74] ; avec le modèle 3D d'assemblage (a), l'articulation (b), le système de transmission du plateau mobile (c), la partie comprenant les dents molaires (d), la cavité artificielle (e) et le plateau de transmission (f).

Pour conclure, ces différents simulateurs de mastication sont spécifiques à un domaine particulier, concernant l'étude des aliments. Ainsi, ils ne prennent pas en considération la structure de la mâchoire avec une dentition complète et ne permettent pas la reproduction des conditions et mécanismes réels de la cavité buccale humaine [67]. De plus, une imprécision peut subsister quant à la reproduction de la désintégration des aliments, la protéolyse et l'hydrolyse de l'amidon qui se produisent pendant la digestion orale [75]. Cependant, une modélisation anatomique n'est pas forcément nécessaire pour cette catégorie de simulateurs, comme en témoignent les résultats probants de l'étude de Peyron et al. [71], par exemple.

### 2.1.2 Simulateurs de mastication pour l'analyse des propriétés physiques des matériaux

D'autres modèles de simulateurs de mastication sont présents dans la littérature, avec des spécificités différentes de ceux exposés précédemment. Les simulateurs inclus dans cette autre catégorie permettent d'étudier les propriétés des biomatériaux et d'évaluer les caractéristiques d'autres matériaux. Ils sont également utilisés pour effectuer des tests d'usure et de fatigue sur les matériaux de restauration dentaire, grâce à une simulation la plus représentative possible de l'environnement buccal complexe [76]. La plupart des machines industrielles axées sur des essais de matériaux (pour le domaine dentaire) n'ont pas inclus cette dimension de réalité physiologique. La présentation de quelques simulateurs de mastication concernera uniquement les plus récents, comprenant cette modélisation la plus physiologique possible. Ainsi, la plupart des simulateurs industriels spécifiques à des essais dynamiques d'usure par fatigue, ne seront pas présentés. Les simulateurs commercialisés par des entreprises offrent des méthodes de test rapides et extrêmement fiables mais négligent l'anatomie spécifique des arcades dentaires et leur physiologie, avec, pour la plupart, des tests en ligne. Ces tests s'apparenteraient à un patient présentant une dentition alignée avec uniquement un déplacement d'ouverture ou de fermeture de la mandibule par rapport au maxillaire. De plus, ces tests supposent que le patient maintiendrait sa mâchoire appuyée contre une surface plane. Cependant, ces diverses hypothèses sont très éloignées de la réalité physiologique et vont donc dépendre de l'étude considérée.

Le premier simulateur de mastication important à mentionner est issu des travaux de Singhatanadgit et al. [77] en 2016. L'étude concerne les fractures cuspidiennes, représentant un problème courant dans la pratique dentaire. Ce simulateur permet d'effectuer des mesures *in vitro* avec des charges unidirectionnelles et bidirectionnelles. Il se compose de deux parties principales, à savoir la partie supérieure qui reproduit le maxillaire et la partie inférieure qui crée le mouvement de la mandibule. Une simple liaison à quatre barres proposée dans une étude de Xu et al. [78] a été utilisée afin de créer le mouvement de la mandibule (figure 2.5). Les résultats de ces travaux peuvent contribuer à l'élaboration de stratégies de prévention ou de gestion des fractures de la cuspide, améliorant ainsi les résultats des traitements dentaires et les soins aux patients.

Une autre étude, menée par l'équipe de Tahir et al. en 2019 [79], se focalise sur une méthode expérimentale de mastication afin d'évaluer les performances et la durabilité des implants dentaires au niveau mandibulaire. Le simulateur conçu (figure 2.6) permet de reproduire les mouvements complexes de la mastication par l'exécution de forces selon six degrés de liberté (translation et rotation selon les plans sagittal, horizontal et vertical). Ce système se base sur la direction occlusale, correspondant au plan horizontal pour lequel la force maximale est exercée pendant la mastication. Les sollicitations sont appliquées à l'aide d'un système composé d'actionneurs hydrauliques. La limite de force de mastication est fixée à 1200 N, avec une moyenne d'environ 300 N à 600 N pour la région molaire. Les auteurs évoquent un système de contrôle permettant de maintenir une pression hydraulique constante dans les actionneurs, et de maintenir ainsi au mieux

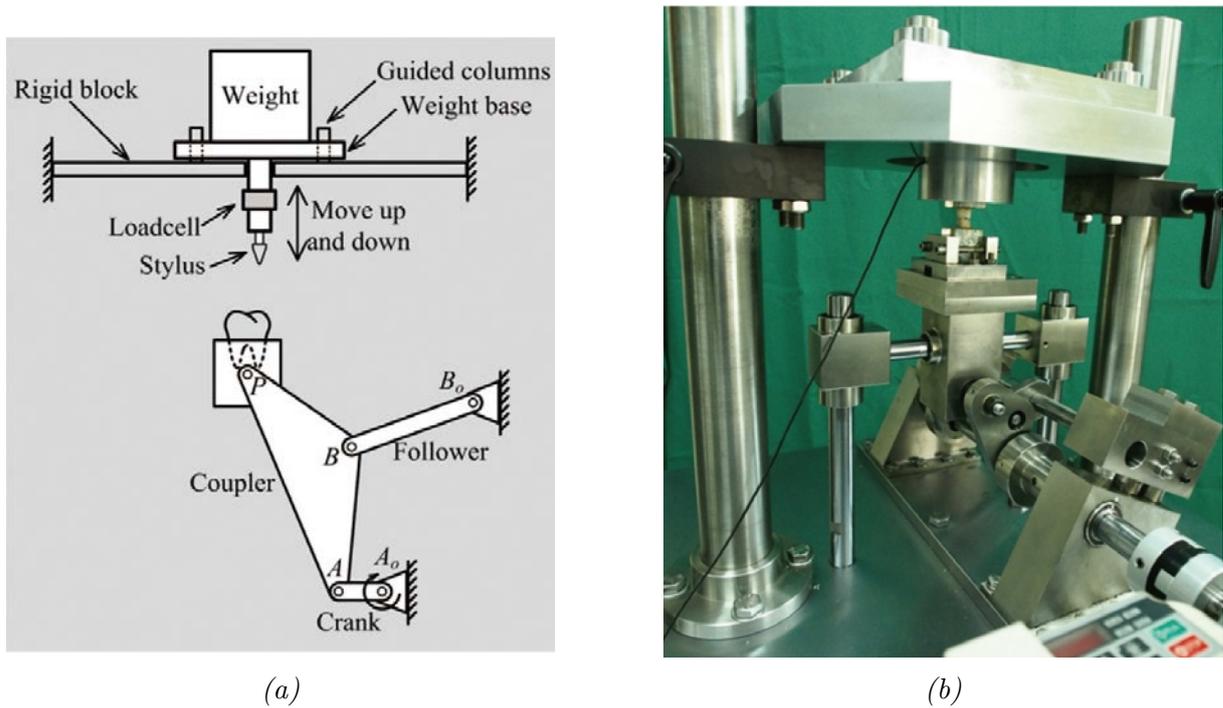


FIGURE 2.5 – Schéma du simulateur de mastication de Singhatanadgit et al. [77] (a) et le simulateur fabriqué et assemblé (b).

l'aspect reproductibilité et répétabilité des essais.

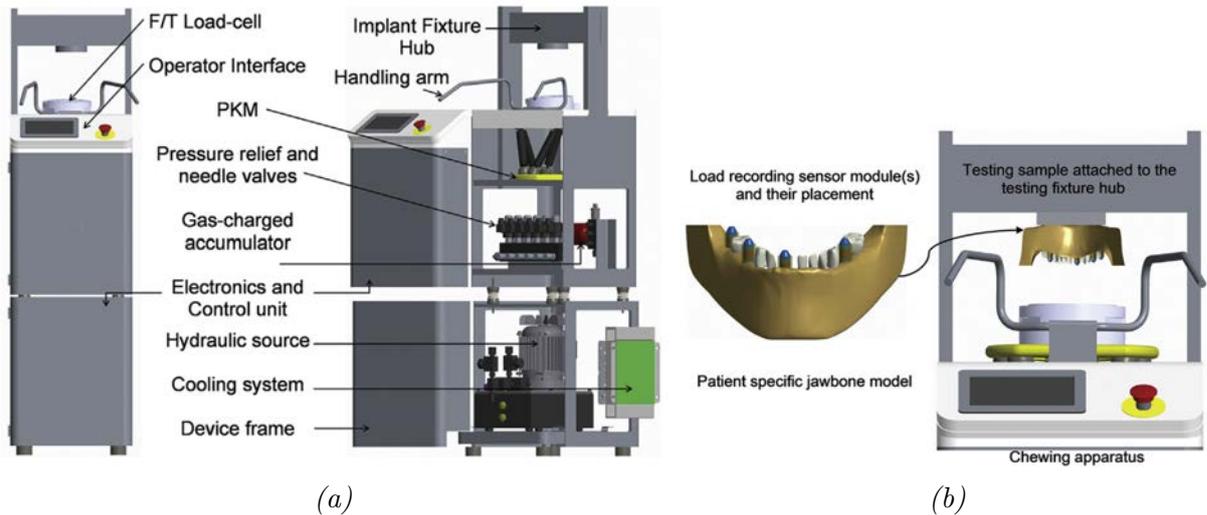


FIGURE 2.6 – Schéma du simulateur de mastication de Tahir et al. [79] (a) et préparation et fixation de la mandibule avec implants sur le simulateur (b).

Les simulateurs présentés précédemment se focalisent soit uniquement sur l'arcade dentaire, soit sur un modèle de mandibule d'après un scan d'un patient. Le simulateur

de force de mastication, développé en 2020 par des chercheurs canadiens [80], propose une réelle originalité. L'objectif est la simulation de la déformation crânio-faciale *in vitro*. L'originalité réside dans l'utilisation de crânes cadavériques. La simulation des forces masticatoires est réalisée à l'aide de vérins pneumatiques, fixés sur le crâne au niveau des emplacements des muscles masticateurs. Ces vérins sont liés aux tendons musculaires; lorsqu'ils sont activés, ils entraînent les tendons, ce qui reproduit les sollicitations musculaires. Un capteur de force à six degrés de liberté est placé à l'intérieur de la bouche pour mesurer la force de mastication générée (figure 2.7). Ce simulateur constitue donc une nouvelle méthode de recherche permettant de mieux appréhender la biomécanique de la structure crânio-faciale.

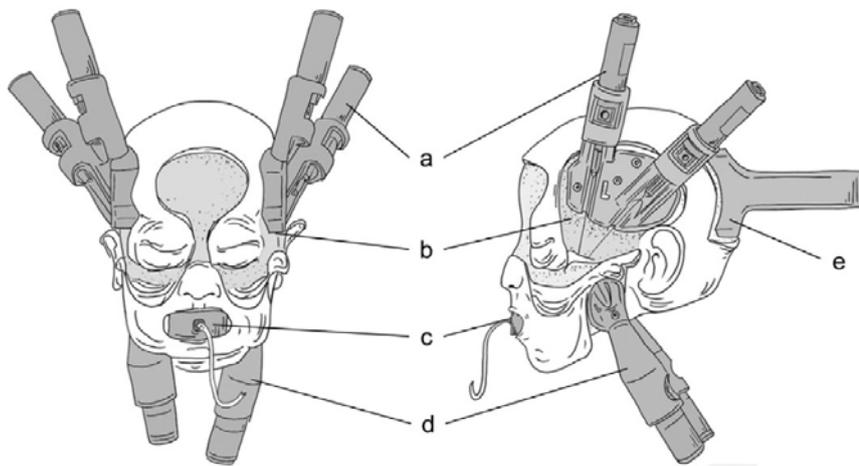


FIGURE 2.7 – Simulateur de mastication de Ip et al. [80]; avec vérins pneumatiques (a), fixation du vérin temporal (b), capteur de force (c), fixation du vérin masséter (d) et support de fixation (e).

Un autre projet important est celui de Alemzadeh et al. en 2020 [81]. Ce projet a émergé après une réelle expertise de cette équipe, qui avait déjà proposé en 2007 un banc d'essais se rapprochant de l'anatomie humaine [82]. Ce nouveau projet concerne un autre dispositif de mastication, supposé reproduire fidèlement le mouvement de mastication humaine dans un environnement clos, intégrant de la salive artificielle. L'étude porte sur l'analyse de la libération de xylitol par le chewing-gum en comparant les résultats obtenus expérimentalement avec ceux de participants. Le xylitol est un édulcorant naturel dérivé des plantes qui contribue à la prévention des caries dentaires en inhibant la croissance des bactéries responsables de la plaque dentaire. Le simulateur se base sur un modèle numérique de crâne humanoïde, après l'analyse de la trajectoire de mastication. Des actionneurs musculaires mécaniques sont ainsi placés à l'endroit où les insertions des muscles ont préalablement été définies sur la mandibule et le maxillaire (figure 2.8). D'après les auteurs, les perspectives de développement de ce simulateur seraient la création de différents modes de mastication.

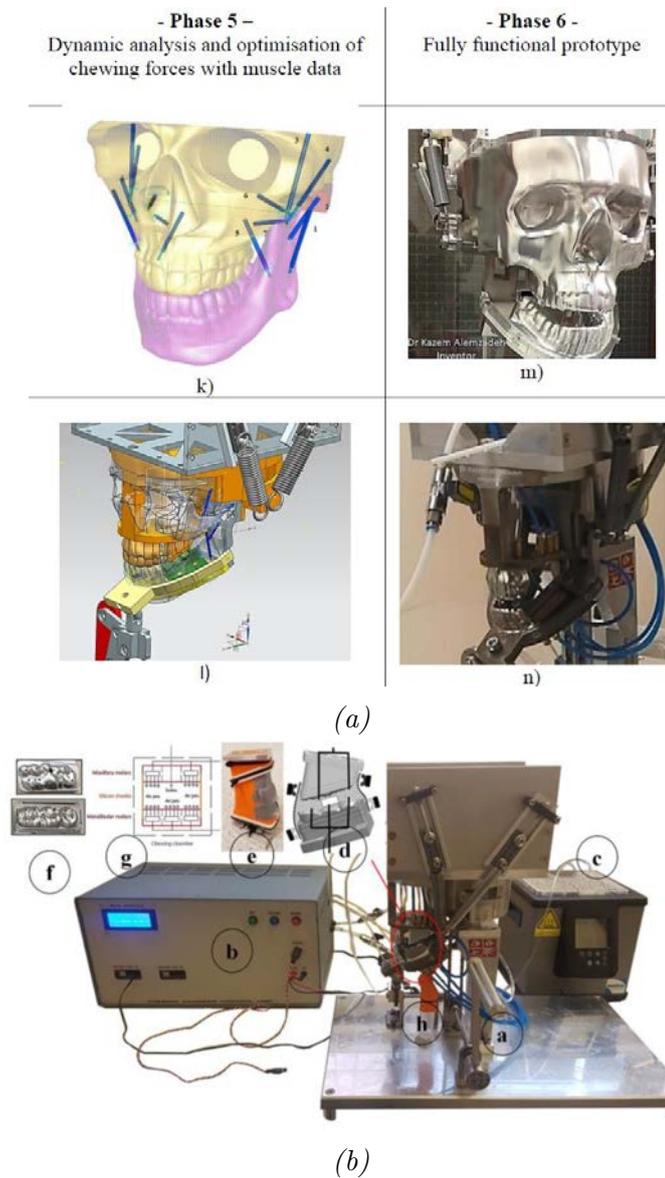


FIGURE 2.8 – Dernières phases de conception pour le prototypage final de Alemzadeh et al. [81] (a) et composants : simulateur avec mandibule issue d'un modèle humain, boîtier de commande et bain d'eau calibré pour réguler la température dans la chambre de mastication (b).

Qin et al. [83] ont proposé une stratégie pour générer des mouvements de mastication variables avec un robot de mastication original (DUT-2) comprenant une arcade mandibulaire et maxillaire totalement suspendue (figure 2.11 et figure 2.10). Il permet l'intégration de la salive, avec un système de mouvement parallèle à six axes avec des essais statiques ou dynamiques (forces maximales de 3540 N en statique et 1390 N en dynamique). Ce simulateur permet l'étude de la décomposition des aliments et de la formation du bol alimentaire mais également l'étude des performances et des modes de défaillance des prothèses dentaires.

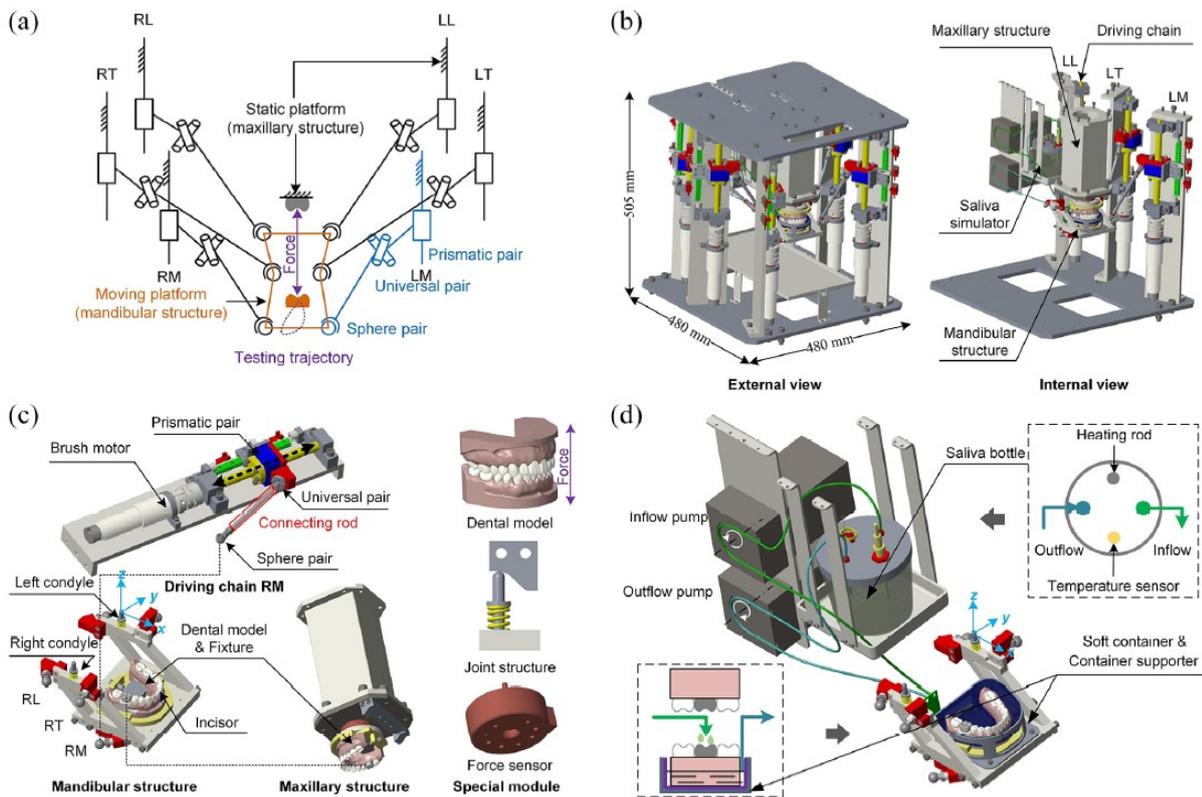


FIGURE 2.9 – Simulateur de mastication de Qin et al. [83]; avec diagramme cinématique (a), modèle 3D global (b), modèle 3D des principales pièces fonctionnelles (c) et modèle 3D du simulateur de salive (d).

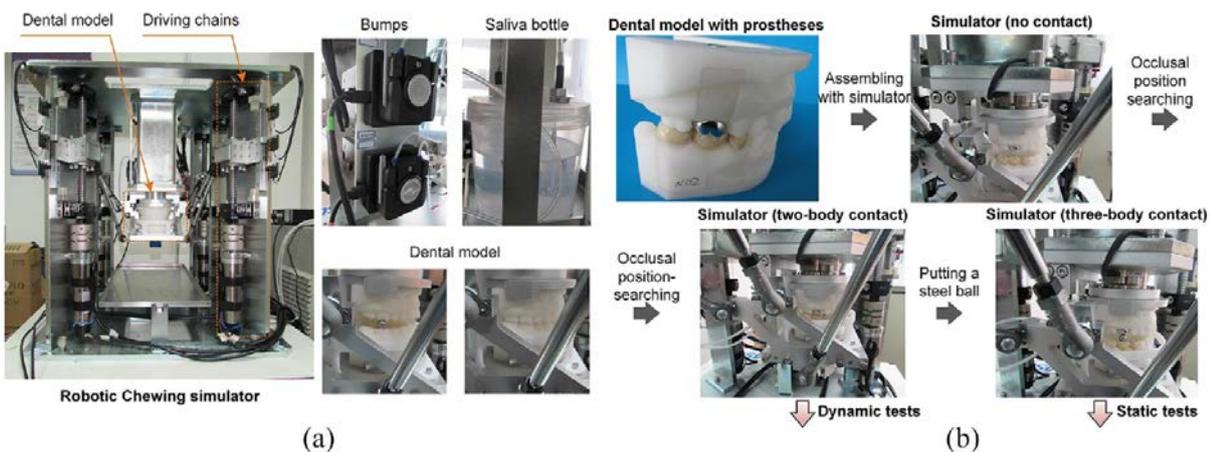


FIGURE 2.10 – Prototype (a) et fonctionnement du simulateur (b) de Qin et al. [83].

Cette deuxième catégorie de simulateurs concerne ceux davantage dédiés à l'étude des caractéristiques physiques des matériaux. Ils semblent être beaucoup plus physiologiques

et proches de l'anatomie humaine que les simulateurs présentés pour l'étude sur des aliments. En effet, ils présentent des stratégies de conceptions diverses mais ont tous pour objectif de s'approcher au plus près de la réalité clinique. Des améliorations sont bien évidemment possibles, avec notamment une meilleure prise en compte de l'élasticité mandibulaire, mis à part pour le simulateur de Ip et al. [80] basé sur des crânes cadavériques. Des mesures de déformation uniquement avec des jauges uniaxiales ont été réalisées. Ce simulateur original manque cependant de comparaisons avec des données cliniques. Ces simulateurs permettent de garantir une certaine fiabilité pour des études précliniques et ainsi assurer une fiabilité minimale pour un protocole de restauration donné [66]. Les performances des matériaux peuvent ainsi être testées dans un environnement buccal complexe, qui est proche de leur application. Des améliorations sont également possibles sur l'aspect des mécanismes d'usure et la simulation des processus tribologiques intra-oraux, comportant un environnement contrôlé [76].

## 2.2 Présentation d'un dispositif expérimental novateur pour l'étude de mouvements masticateurs

### 2.2.1 Énoncé du besoin

Il s'avère que les bancs expérimentaux existants ne sont pas spécifiques, et ne sont donc pas entièrement adaptés pour l'étude d'une solution de réhabilitation prothétique fixe. Ce paragraphe est consacré à la présentation du dispositif expérimental original qui a été spécifiquement conçu au laboratoire lors des travaux de L.M. Favot [51]. Il permet l'exploration des solutions thérapeutiques *in vitro*, en intégrant la simulation du cycle masticatoire avec une arcade dentaire complète, et tient compte des déformations de la mandibule. Tout l'enjeu a consisté en la conception d'un banc d'essais capable de reproduire le plus fidèlement possible les conditions physiologiques de l'appareil manducateur. Cet outil expérimental sera utilisé *in fine* afin de valider les résultats issus de modèles de simulation numérique par EF.

### 2.2.2 Réhabilitation prothétique d'une mandibule artificielle

Avant d'aborder la description détaillée du fonctionnement du banc d'essais, il est nécessaire de présenter les différentes étapes de fabrication de la mandibule avec prothèse.

Tout d'abord, la mandibule utilisée provient d'un fichier de tomographie (Cone Beam) d'un patient. Ce fichier a servi de base à la fabrication de la mandibule (fabrication soustractive avec une machine-outil à commande numérique) à partir d'un bloc de PMMA (figure 2.12a). Ce matériau peut être usiné assez facilement et peut également

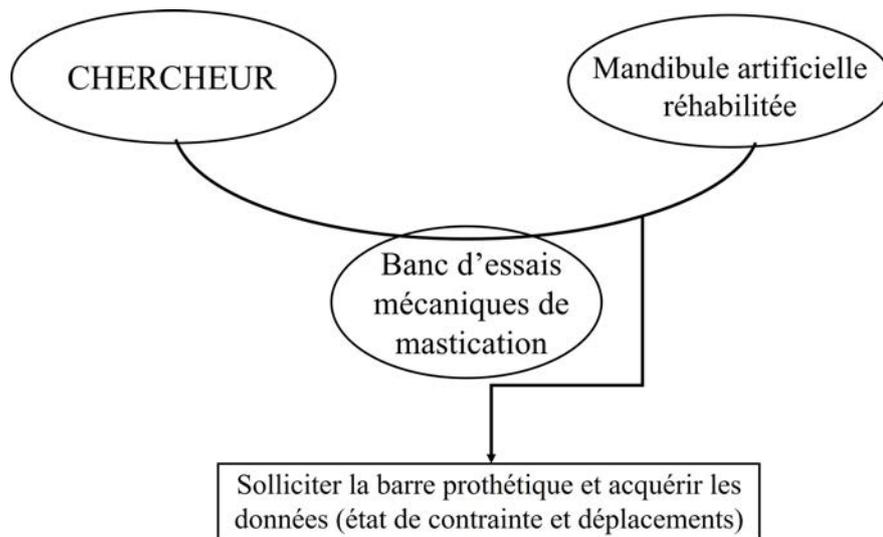


FIGURE 2.11 – Diagramme "bête à cornes" pour le dispositif expérimental de mastication utilisé dans nos travaux.

être comparable à une rigidité équivalente de l'os mandibulaire.

Une fois la mandibule usinée, il reste à positionner les implants (figure 2.12b), fabriquer la barre prothétique en titane et vérifier la passivité de cette barre afin qu'aucune contrainte résiduelle ne subsiste lorsqu'elle sera transvissée. Toutes ces étapes sont réalisées successivement, avec l'utilisation d'un modèle en plâtre consistant en une empreinte de la cavité buccale du patient. La restauration prothétique de la mandibule artificielle suit le protocole All-on-4<sup>®</sup>. La prise d'empreinte est réalisée à l'aide d'un matériau, tel que l'alginat ou de la silicone, moulé dans la bouche du patient. Des pièces, appelées transferts, sont positionnées au moment de la prise d'empreinte afin de faciliter le positionnement des implants sur le modèle plâtre. C'est après cette étape que le modèle en plâtre peut être préparé.



FIGURE 2.12 – Fabrication d'une mandibule en PMMA avec taraudage pour les implants, avec inclinaison des implants postérieurs de  $45^\circ$  (a) et implants droits et inclinés, de la marque Euroteknika<sup>®</sup> (b) [51].

Après la réalisation du modèle en plâtre, des analogues d'implants sont positionnés au niveau des sites d'implantation. Ces analogues d'implants sont ensuite solidarisés et fixés fermement, afin de s'assurer de leur stabilité pendant la phase de fabrication de la prothèse (figure 2.13a). Avant l'envoi du modèle en plâtre à une entreprise spécialisée dans la fabrication de barres prothétiques (Euroteknika<sup>®</sup>), il est indispensable de vérifier la passivité du modèle. Pour cela, une clé en plâtre est utilisée (figure 2.13b) et ne doit pas se rompre lors du serrage, validant ainsi le modèle. Ainsi, le dentiste ou le prothésiste dentaire peut procéder à une validation clinique en utilisant le modèle pour simuler la pose de la prothèse dans la bouche du patient. Cela permet de détecter et de corriger les éventuels problèmes d'ajustement ou d'occlusion avant la fabrication de la prothèse définitive.



FIGURE 2.13 – Modèle en plâtre d'après l'empreinte d'un patient, avec la mise en place des implants analogues (a) et clé en plâtre pour la vérification de la passivité (b) [51].

Finalement, la barre prothétique usinée peut être intégrée passivement sur le modèle de la mandibule artificielle (figure 2.14). Une instrumentation avec des jauges d'extensométrie a été ajoutée à cette barre, permettant de mesurer l'état de déformation en des endroits spécifiques.

L'os mandibulaire a été considéré comme étant une seule entité, sans différenciation entre l'os cortical et spongieux. De même, la cosmétique en résine acrylique (fausse gencive avec les fausses dents) n'a pas été considérée. En effet, certains chercheurs ont conclu que l'os spongieux influence marginalement la biomécanique de la mandibule, et en particulier le comportement au niveau des condyles. La conclusion est identique concernant l'ajout de la cosmétique [84, 85].

### 2.2.3 Description générale du fonctionnement

Les détails précis relatifs à la conception, au développement et à l'équipement du banc d'essais dentaires initial sont disponibles dans l'annexe A.



FIGURE 2.14 – Mandibule artificielle en PMMA transvissée avec une barre prothétique en titane [51].

L'originalité de ce banc d'essais de mastication réside dans deux spécificités :

- le mode de fixation de la mandibule artificielle, visant à s'approcher du rôle des articulations temporo-mandibulaires (ATM). Les ATM physiologiques sont remplacées par des flasques, permettant un maintien uniquement au niveau des branches mandibulaires (figure 2.15). Ainsi, cette fixation permet de laisser la mandibule assez libre dans ses mouvements ;
- les modes de chargement, visant à reproduire les principales étapes du cycle masticaire, afin de s'approcher d'une réalité clinique (figure 2.16). Ces modes de chargement sont explicités par la suite.

Le rôle des ATM est bien évidemment plus complexe, avec un maintien de la mandibule par des structures souples (ligaments, capsule articulaire) et avec des mouvements latéraux facilités par un ménisque. Bien que ne reproduisant pas exactement le fonctionnement des ATM, ce banc d'essais permet néanmoins, par rapport aux autres dispositifs existants dans la littérature, de se rapprocher de la physiologie et de l'anatomie humaine. En effet, la plupart des bancs présentés ne prennent pas en compte la forme anatomique complète de la mandibule. Le simulateur développé par l'équipe de Alemzadeh et al. [81] présente cette particularité, mais ne prend pas en compte différents modes de mastication.

Pour répondre à cet objectif, différents modes de sollicitation sont admissibles :

- premier mode : il correspond à une sollicitation en écartement ou rapprochement des branches mandibulaires, entraînant ainsi un effort de flexion au niveau de la barre prothétique. La barre est donc soumise à une sollicitation de traction sur la face vestibulaire et de compression en surface linguale (figure 2.17) ;

2.2. Présentation d'un dispositif expérimental novateur pour l'étude de mouvements masticateurs

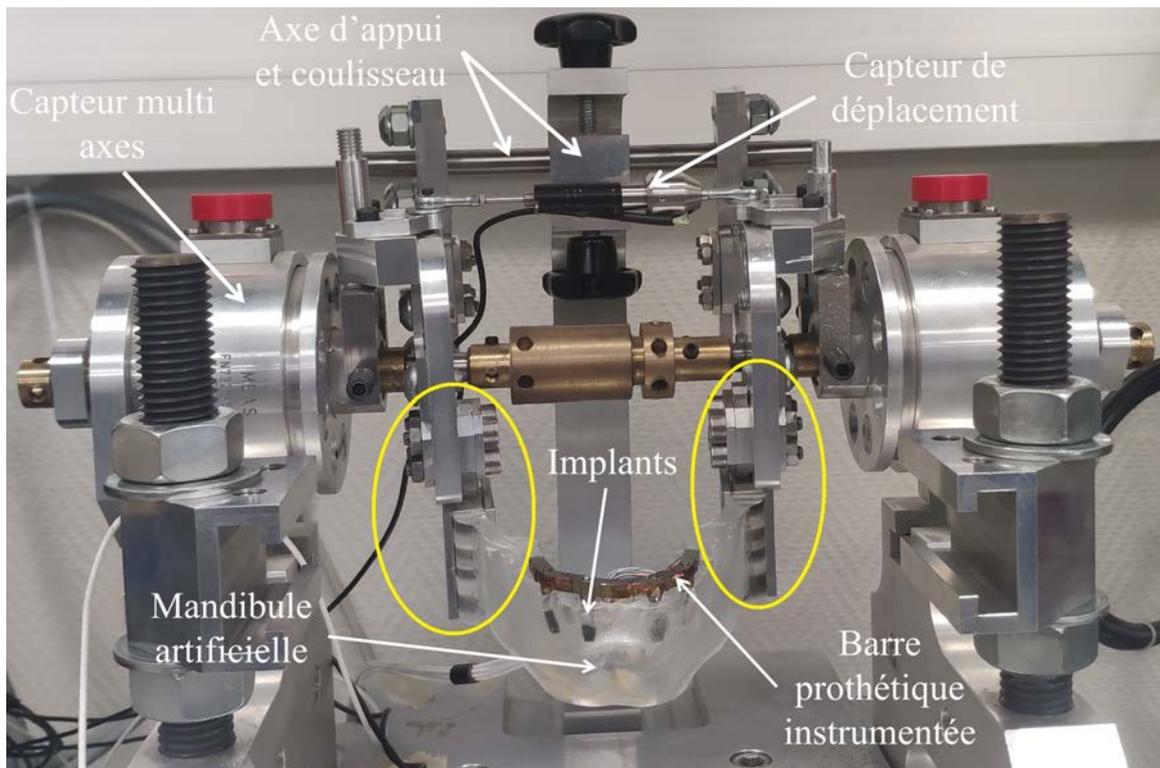


FIGURE 2.15 – Banc d'essais de mastication, avec une vue sur le mode de fixation de la mandibule artificielle (en jaune).

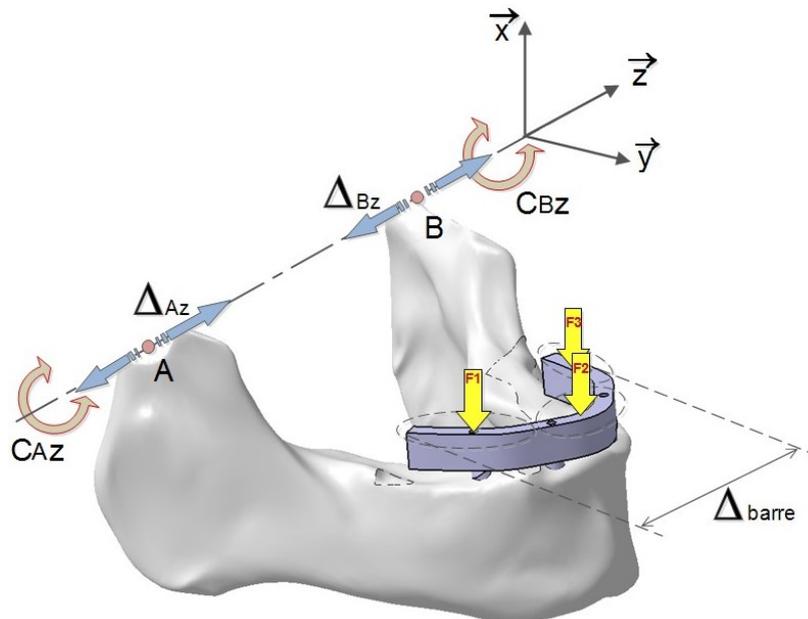


FIGURE 2.16 – Banc d'essais dentaire : schématisation des modes de sollicitation appliqués à une mandibule artificielle réhabilitée [51].

- deuxième mode : il correspond à une application directe d'un déplacement (via la machine de traction) sur la pièce de secteur d'appui, entraînant ainsi des forces occlusales de différentes intensités pour chacun des secteurs angulaires, grâce à un dispositif de ressorts à raideur variable, composé d'un empilement de rondelles Belleville (figure 2.18). Ce mode permet également l'application d'une force ponctuelle, directement sur la barre prothétique ;
- troisième mode : il correspond à l'application d'une force indirecte (exercée par une machine de traction), au niveau d'un coulisseau situé sur l'arrière du dispositif, permettant de mettre en rotation la mandibule et d'enregistrer une force occlusale au moment du contact avec une plaque rigide (comprenant différents secteurs angulaires en région incisive, molaire droit et gauche). Cette plaque s'apparente finalement au rôle du maxillaire supérieur, non intégré à ce dispositif, lors du serrage (figure 2.19).

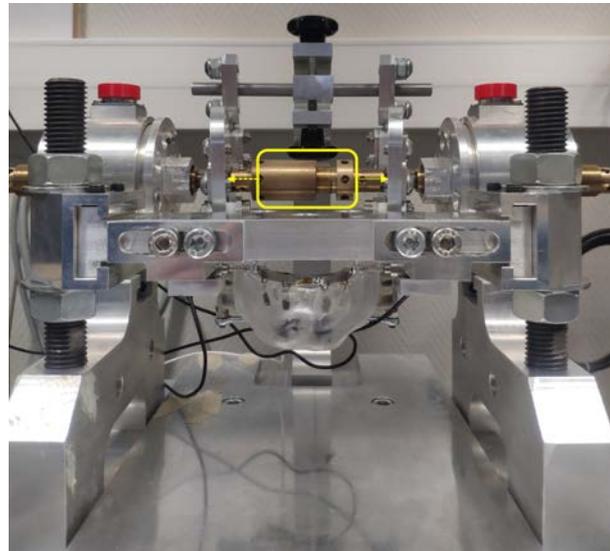
Finalement, ce banc expérimental d'une mandibule artificielle réhabilitée permet l'application de cas de chargements simples tout en cherchant à se rapprocher d'une réalité physiologique. La décomposition des sollicitations complexes (mouvements masticatoires réels) en sollicitations simples est possible d'après le principe de superposition, valide pour cette étude en élasticité linéaire. L'objectif principal de ce banc d'essais est d'obtenir des données *in vitro* afin d'établir et de valider un modèle numérique équivalent. Ce modèle numérique (par éléments finis) permettra une étude plus précise du comportement du système, en s'intéressant notamment à une analyse plus locale des champs de déformation et de contrainte, par exemple.

#### 2.2.4 Synthèse des travaux antérieurs

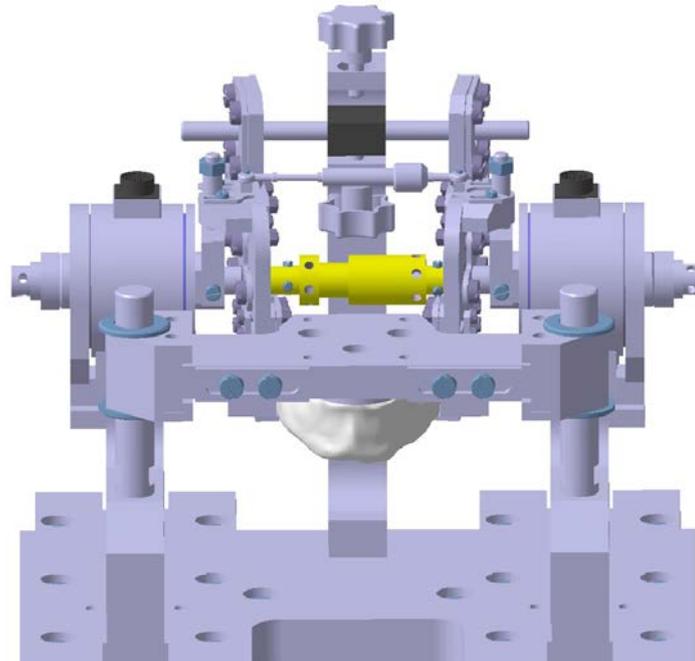
En 2016, les travaux de Favot et al. [51] ont permis d'élaborer une étude préliminaire de ce banc d'essais innovant, qui comporte une réelle complexité dans son utilisation et sa mise en œuvre. Cette étude s'est essentiellement focalisée sur la barre prothétique, instrumentée initialement par cinq rosettes. Les autres capteurs intégrés à cette machine n'ont pas été considérés. Les sollicitations explorées ont été les modes 1 et 3. Finalement, cette étude a conclu à une cohérence générale des déformations de la barre prothétique, obtenues numériquement et expérimentalement. Cependant, la précision est demeurée insuffisante. Cette étude expérimentale a été confrontée à divers défis, notamment celui de maintenir un niveau de précision élevé malgré la présence de multiples facteurs pouvant influencer les résultats. Plusieurs facteurs ont été relevés. Tout d'abord, la précision relative du placement des implants au niveau expérimental. En effet, cette imprécision provient du mouvement rotatif lors du forage qui génère un décalage de l'axe des implants, difficile à contrôler dans un os synthétique dense (PMMA). Cela entraîne donc des écarts géométriques entre les modèles numériques et expérimentaux. Un autre facteur, également en rapport avec les implants, concerne les interactions cinétiques avec la mandibule. Expérimentalement, l'insertion des implants survient après le taraudage. Le vissage engendre inévitablement une contrainte résiduelle au niveau du PMMA, dont l'estimation est très

2.2. Présentation d'un dispositif expérimental novateur pour l'étude de mouvements masticateurs

---

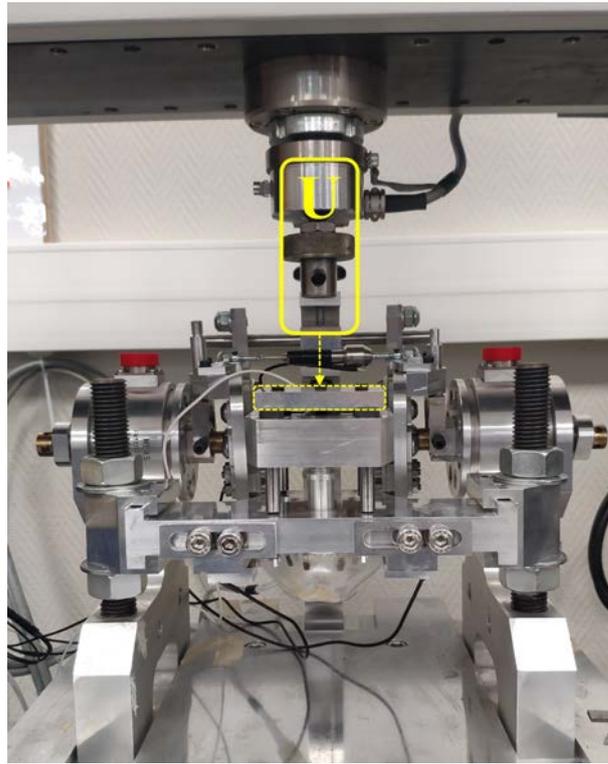


(a)

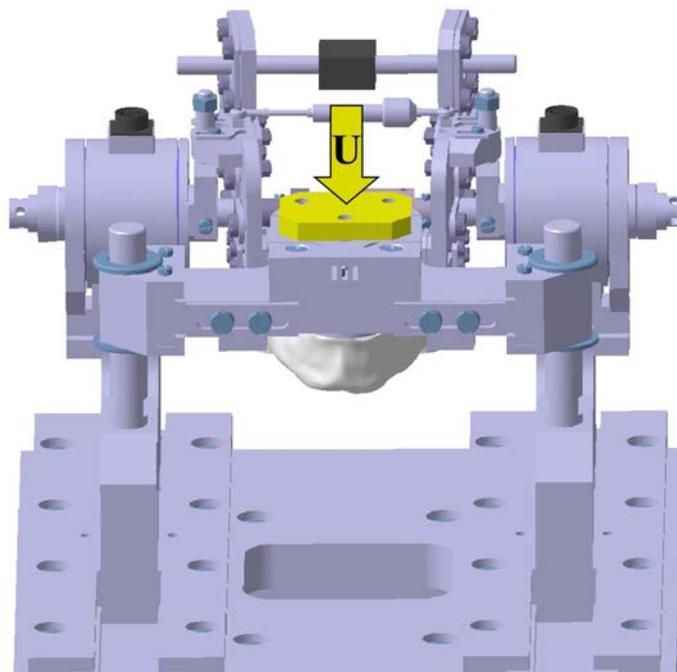


(b)

FIGURE 2.17 – Banc d'essais de mastication pour une sollicitation selon le premier mode, en écartement (a) et modèle CAO (Conception Assistée par Ordinateur) avec en jaune la pièce (poussoir latéral) permettant d'appliquer l'écartement des branches mandibulaires (b).



(a)



(b)

FIGURE 2.18 – Banc d'essais de mastication pour une sollicitation selon le deuxième mode (a) et modèle CAO avec en jaune la pièce (appui secteur) où le déplacement est appliqué (b).

2.2. Présentation d'un dispositif expérimental novateur pour l'étude de mouvements masticateurs

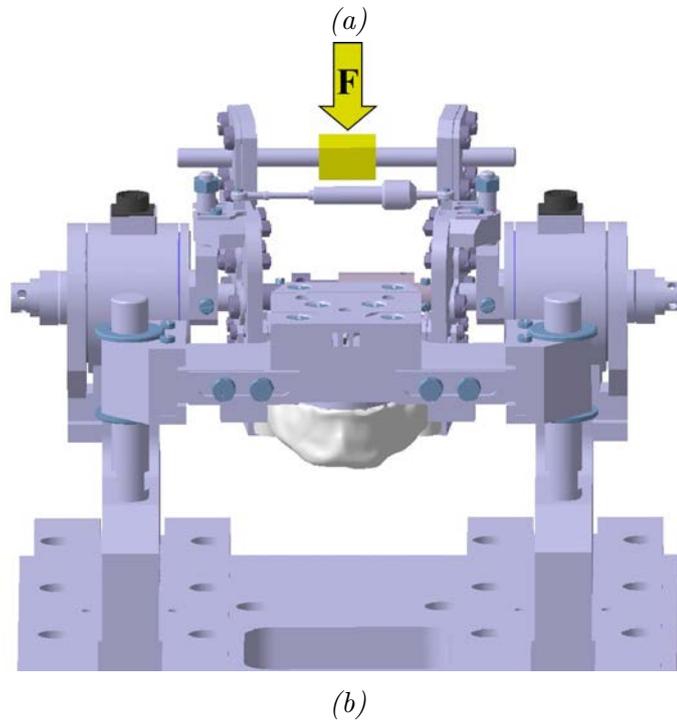
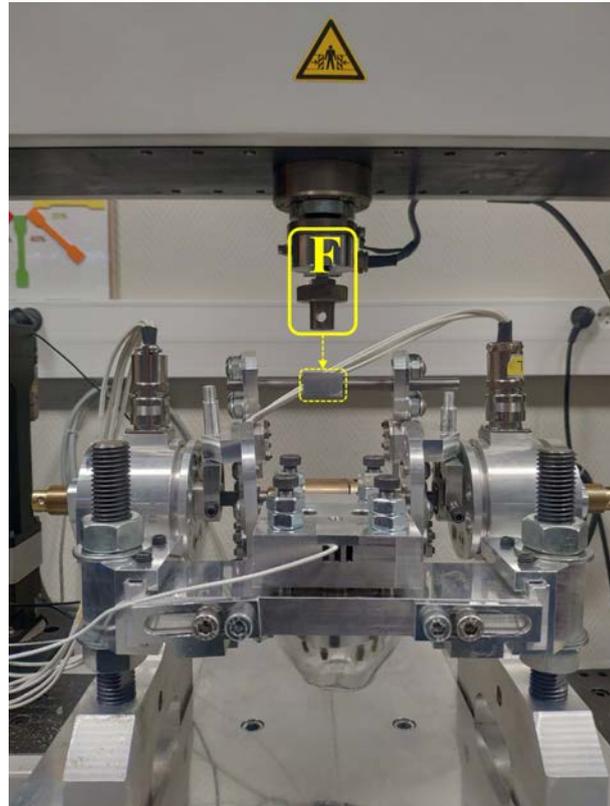


FIGURE 2.19 – Banc d'essais de mastication pour une sollicitation selon le troisième mode (a) et modèle CAO avec en jaune la pièce (coulisseau) où la force est appliquée (b).

compliquée. Enfin, l'instrumentation de la barre prothétique peut également être mise en cause. Les rosettes étant de très petite taille, des problèmes et des fragilités en ce qui concerne le collage et la soudure des connectiques ont pu être mis en évidence.

## **2.3 Révision et amélioration du banc d'essais : nouvelles investigations**

Les résultats antérieurs obtenus sur ce banc d'essais de mastication s'étant avérés décevants, sans aboutir à une bonne corrélation entre les résultats numériques et expérimentaux, il a alors été nécessaire de mettre en place une nouvelle campagne expérimentale. Afin d'améliorer la corrélation entre l'étude expérimentale et un modèle numérique, il a été impératif de s'assurer du bon état du dispositif. Toutes les pièces ont été nettoyées, certaines lubrifiées si besoin et parfois même usinées à nouveau selon l'usure. Une révision complète du banc d'essais a donc été effectuée, permettant ainsi de lever tout biais potentiel de ce côté.

Cette partie présente tout d'abord l'instrumentation existante, puis la vérification complète des différents capteurs. L'instrumentation de la barre prothétique est ensuite détaillée. Enfin, les principales modifications relatives aux méthodes de mesure sont présentées.

### **2.3.1 Vérification des différents capteurs**

Dans l'objectif de corréliser les résultats expérimentaux avec un modèle numérique, différents capteurs (déplacement, force) ont été ajoutés à ce dispositif. Concernant l'étude globale de la cinétique de ce simulateur, deux capteurs multi-axes (figure 2.20) sont présents de part et d'autre des flasques qui maintiennent les branches mandibulaires. Ces capteurs permettent de mesurer les composantes du torseur d'actions mécaniques du mouvement de la mandibule artificielle sur les pièces de fixation, à savoir les forces selon les trois directions de l'espace, et un moment autour de l'axe principal de rotation. Un capteur de force miniature (figure A.2) est situé au niveau du secteur d'appui, permettant la mesure de la force occlusale. De plus, un capteur de déplacement (figure 2.24) est placé au-dessus des flasques, utilisé initialement pour la mesure entre les branches mandibulaires. Deux autres capteurs de déplacement (palpeurs) sont placés de chaque côté de la barre prothétique (figure 2.25). Les références concernant l'instrumentation initiale du banc d'essais (capteurs et jauges d'extensométrie de la barre prothétique) sont regroupées dans l'annexe A. Tous ces capteurs ont été vérifiés pour garantir l'absence de tout biais et assurer la fiabilité des mesures.

### 2.3.1.1 Capteurs multi-axes ou multi-composantes

Tout d'abord, il a été nécessaire d'évaluer la fiabilité de mesures des capteurs multi-axes. En effet, ces capteurs n'avaient pas été utilisés lors de l'étude précédente. Pour ce faire, une machine de traction ZwickRoell® d'une capacité de 10 kN a été utilisée, avec l'application de forces selon les trois directions de l'espace. Pour la mesure du moment, un bras de levier a été installé en vissant une tige filetée à l'extrémité du poussoir latéral (figure 2.21). Une force incrémentale a été appliquée, jusqu'à 2000 N pour les composantes des forces et 500 N pour évaluer le moment.

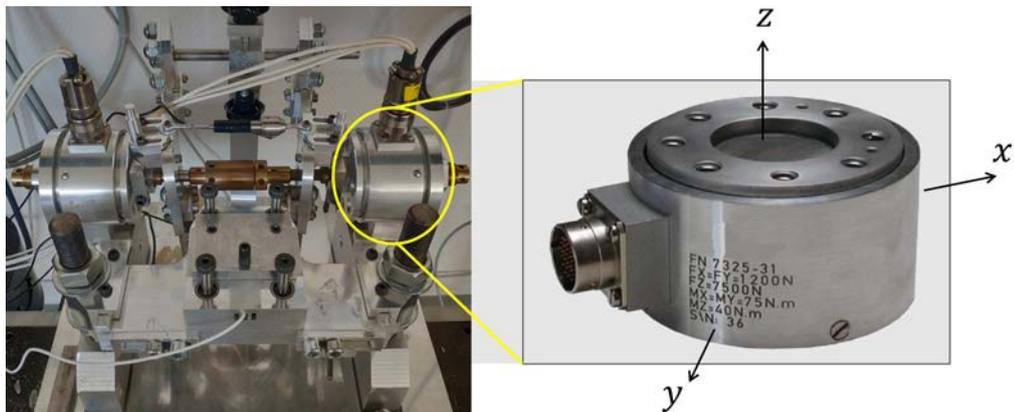


FIGURE 2.20 – Capteurs multi-axes de forces et positionnement sur le dispositif.



FIGURE 2.21 – Capteur multi-axes en position pour l'essai de mesure du moment  $M_z$ .

Le tableau 2.1 regroupe les erreurs relatives moyennes sur dix essais, entre les mesures du capteur et la force réelle appliquée avec la machine de traction. Ces résultats illustrent une bonne fiabilité de mesure, avec des erreurs maximales de 6 %.

Composante	Erreur relative moyenne capteur multi-axes droite [%]	Erreur relative moyenne capteur multi-axes gauche [%]
$F_X$	6,5	3,8
$F_Y$	2,3	6,6
$F_Z$	0,5	3,9
$M_Z$	3,3	0,8

TABLEAU 2.1 – Fiabilité de mesure des capteurs multi-axes, en considérant l'erreur relative moyenne (en %) basée sur dix points de mesure.

### 2.3.1.2 Capteur de force miniature

Concernant la vérification du capteur de force miniature de 2 kN, une force incrémentale a également été appliquée à l'aide d'une machine de traction ayant une capacité de 2,5 kN. La force correspondante du capteur a été mesurée grâce à un conditionneur. De même, la tension en sortie après chargement a été récupérée. Ainsi, il est possible de tracer l'évolution de la tension en fonction de la force mesurée par le capteur. Un fonctionnement parfait serait caractérisé par une droite de régression linéaire. On remarque sur la figure 2.23 que le fonctionnement de ce capteur est optimal, avec un coefficient de détermination ( $R^2$ ) très proche de 1. Un autre essai de comparaison a été réalisé, entre la force mesurée par le capteur miniature et la force appliquée par la machine de traction. L'erreur relative moyenne, calculée par rapport à la force de référence (donnée par la machine) sur 30 points de mesure, est de l'ordre de 8 %.

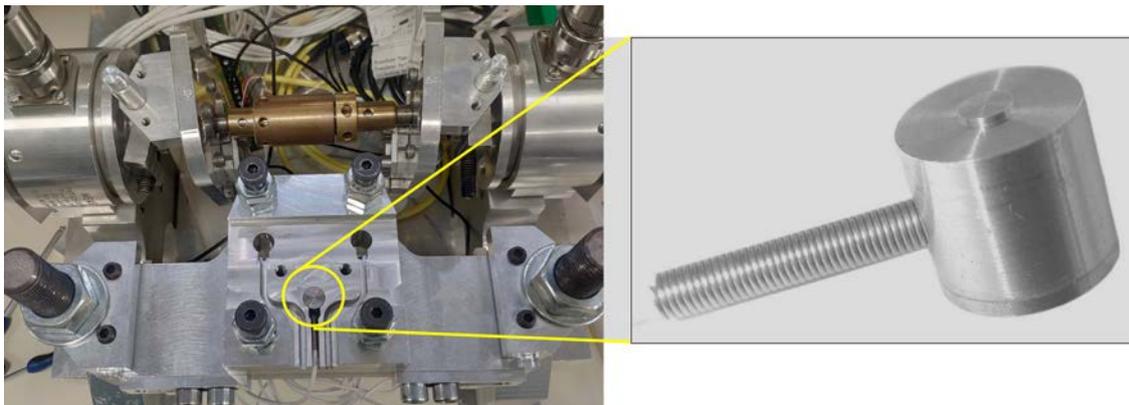


FIGURE 2.22 – Capteur de force miniature et positionnement sur le dispositif.

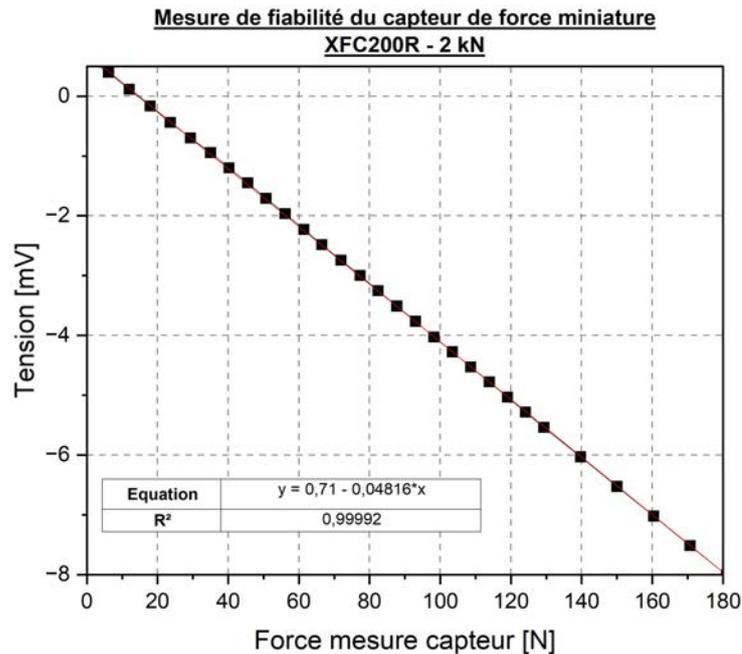


FIGURE 2.23 – Graphique de fiabilité de mesure du capteur de force miniature.

### 2.3.1.3 Capteur de déplacements entre les flasques et palpeurs au niveau de la barre

Enfin, les différents capteurs de déplacement ont été testés. Le capteur d'écartement et les deux palpeurs de la barre ont été positionnés à nouveau sur la machine de traction, pilotée cette fois-ci en déplacement. Ainsi, il a été possible de comparer le déplacement imposé avec le déplacement des capteurs mesuré par le conditionneur (tableau 2.2 et tableau 2.3).

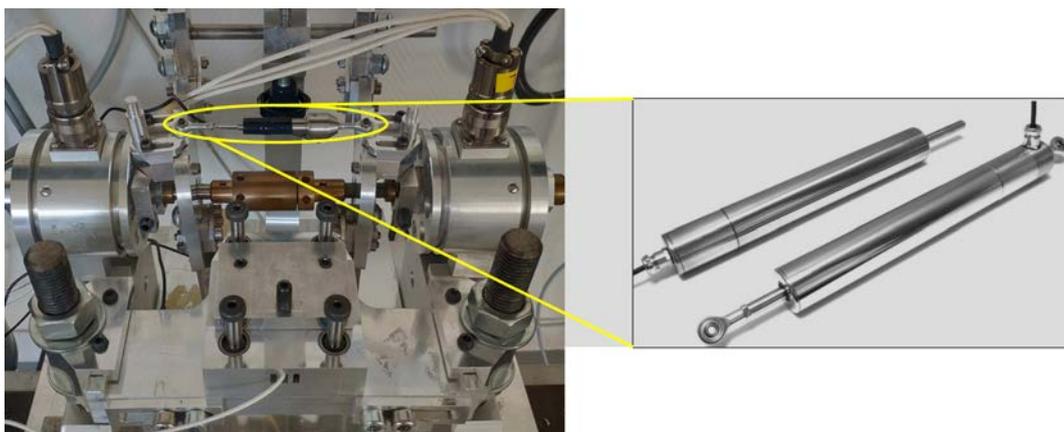


FIGURE 2.24 – Capteur de déplacement et positionnement sur le dispositif.

Finalement, les résultats obtenus lors de cette phase de vérification des capteurs confirment la fiabilité de la mesure.

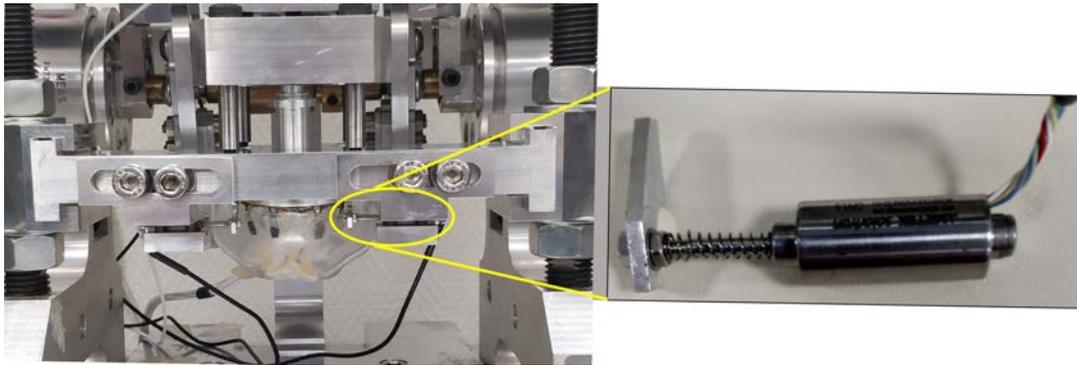


FIGURE 2.25 – Palpeurs de déplacement et positionnement sur le dispositif.

Déplacement imposé [mm]	Déplacement mesuré [mm]			
	Palpeur barre droit	Écart relatif [%]	Palpeur barre gauche	Écart relatif [%]
0	-0,016	/	0,001	
0,5	-0,500	0	-0,490	2
1	-1,004	0,004	-0,986	1,4
1,5	-1,500	0	-1,473	1,8
0	0,010	/	0,002	
-0,5	0,503	0,6	0,499	0,2
-1	1,002	0,2	0,992	0,8
-1,5	1,503	0,2	1,488	0,8

TABLEAU 2.2 – Comparaison entre déplacements imposés (par la machine de traction) et mesures des palpeurs.

Capteur d'écartement inter-branches mandibulaires		
Déplacement imposé [mm]	Déplacement mesuré [mm]	Écart relatif [%]
0	-0,030	
0,5	-0,483	3,4
1	-0,984	1,6
1,5	-1,479	1,4
2	-1,973	1,4
2,5	-2,470	1,2
0	0,001	
-0,5	0,495	1
-1	0,987	1,3
-1,5	1,481	1,3
-2	1,972	1,4
-2,5	2,400	4

TABLEAU 2.3 – Comparaison entre déplacements imposés (par la machine de traction) et mesures du capteur d'écartement initialement placé entre les flasques maintenant les branches mandibulaires.

### 2.3.2 Réinstrumentation de la barre prothétique

L'intégration des conclusions liées aux travaux antérieurs [51] a facilité la reconfiguration du dispositif expérimental, en particulier l'instrumentation de la barre prothétique, qui semblait être un problème majeur dans la recherche de corrélation des résultats. Initialement, la barre prothétique en titane était instrumentée par cinq rosettes avec trois jauges d'extensométrie chacune, permettant d'obtenir quinze mesures de l'état local de déformation dans plusieurs directions et en différentes positions. Cependant, ces rosettes ont présenté des cas de défaillance, attribués à des problèmes de collage et probablement de soudage, en raison notamment de la taille très réduite de la barre au regard de celle des jauges.

Ainsi, la barre prothétique en titane a subi une réinstrumentation complète. Le dispositif expérimental étant déjà assez complexe, il a été décidé de diminuer le nombre de mesures des déformations et de remplacer les rosettes par des jauges uniaxiales. La barre prothétique comporte donc une jauge sur la face antérieure centrale, permettant de caractériser les effets de flexion. Elle possède également deux jauges sur la face inférieure afin de prendre en compte les effets de compression dus à l'application de forces occlusales (figure 2.26a). Dans un premier temps, des essais de flexion directe ont été réalisés. L'essai se focalise ainsi sur la jauge J2 (face antérieure centrale de la barre), et a pour objectif de comparer les résultats avec un modèle numérique.

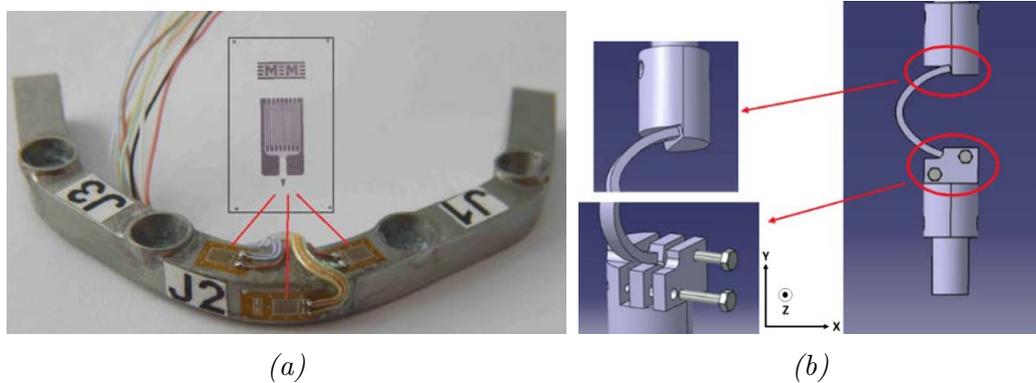


FIGURE 2.26 – Barre prothétique instrumentée de trois jauges de déformation uniaxiales (a) et essai de compression de la barre prothétique seule (b).

Le système de fixation utilisé pour solliciter la barre en flexion est composé d'une cale sur la partie inférieure permettant l'encastrement de la barre. L'autre extrémité de la barre est sollicitée par la partie supérieure du système, permettant d'appliquer une force par appui (figure 2.26b). Une force jusqu'à 90 N a été appliquée avec une machine de traction (capacité 2,5 kN), et la déformation résultante (notée  $\varepsilon_{exp}$ ) a été relevée. Conjointement à ces essais, un modèle numérique par éléments finis (paramétré sous Abaqus<sup>®</sup>) a été établi. La géométrie exacte de la barre prothétique a été récupérée, grâce à un scan 3D effectué

avec l'équipement disponible au sein du service d'odontologie du CHRU de Nancy (camera Primescan Dentsply Sirona®).

Après avoir retravaillé ce modèle, il a été possible d'obtenir un modèle CAO à intégrer à la simulation numérique. Les résultats numériques ont été récupérés selon deux méthodes : tout d'abord la création d'un « chemin » (*path*) au niveau de l'emplacement de la jauge de déformation, puis l'extraction de la déformation uniaxiale tout au long de ce chemin. On distingue la déformation maximale  $\varepsilon_{num,max}$  sur ce chemin et la déformation moyennée ( $\varepsilon_{num,moy}$ ). Les résultats obtenus sont comparés avec les données expérimentales dans le tableau 2.4.

$F_{imposée}$ [N]	$\varepsilon_{exp}$ [ $10^{-6}$ ]	$\varepsilon_{num,max}$ [ $10^{-6}$ ]	$\varepsilon_{num,moy}$ [ $10^{-6}$ ]
5	52	55	49
15	151	164	148
25	256	273	246
35	365	382	345
45	478	491	443
55	592	600	541
65	710	709	640
75	833	818	738
85	958	927	836
90	1019	982	886

TABLEAU 2.4 – Allongements en flexion de la barre prothétique soumise à différents efforts.

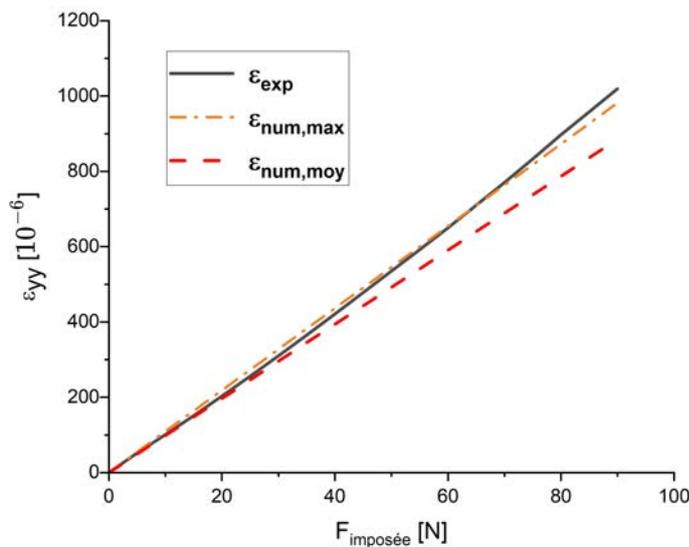


FIGURE 2.27 – Comparaison expérimentale et numérique des essais de compression de la barre prothétique seule.

Ces résultats sont représentés sous forme de graphique (figure 2.27). On remarque un écart assez faible entre les valeurs numériques et expérimentales. L'erreur maximale est fixée à 13 % pour le chargement correspondant à une déformation d'environ  $1000 \cdot 10^{-6}$  (seuil de déformation défini pour l'étude réalisée avec le banc d'essais dentaires). Ainsi, la fiabilité de mesure de cette jauge peut être considérée comme validée.

### 2.3.3 Principales modifications des méthodes de mesure

La restauration opérationnelle du banc d'essais dentaires a tout d'abord nécessité un réusinage de certaines pièces, puis une vérification du bon fonctionnement des différents capteurs. Enfin, la mise en place d'une nouvelle instrumentation de la barre prothétique a été réalisée par la société Doerler Mesures. Après plusieurs campagnes d'essais expérimentales insatisfaisantes, avec des résultats très différents entre chaque essai, il a été nécessaire de prendre du recul afin de réfléchir à d'autres améliorations concernant plus particulièrement les méthodes de mesure.

La première modification concerne l'emplacement du capteur d'écartement, initialement positionné au-dessus des flasques maintenant la mandibule. Pour obtenir une mesure plus locale du déplacement entre les branches mandibulaires, il a été décidé de placer ce capteur plutôt sur le dessous des branches (figure 2.28). Cette modification vise à améliorer la précision pour la comparaison avec le modèle numérique.



FIGURE 2.28 – Capteur d'écartement repositionné, en vue de profil (a) et vue de face (b).

La seconde modification concerne l'ajout d'un dispositif de mesure externe. Un capteur de déplacement sans contact laser (Keyence LK-H022, figure 2.29a) a rendu possible une mesure précise du déplacement transversal de la barre prothétique sur sa face antérieure, en position centrale (figure 2.29b).

Parmi les méthodes de mesure envisagées, cette dernière semble offrir la meilleure précision et fiabilité. Dans le cadre de l'étude spécifique du banc d'essais dentaires, cette

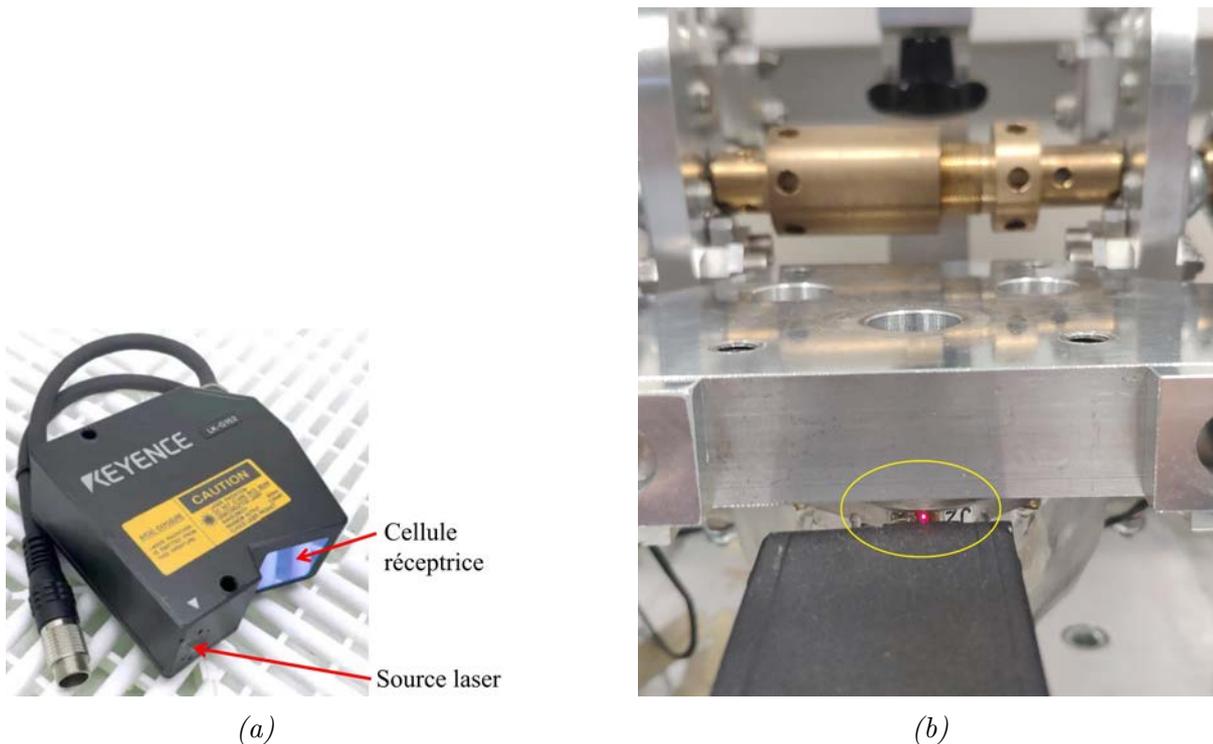


FIGURE 2.29 – Capteur de déplacement laser (a) et intégration du capteur au banc d’essais dentaires (b).

mesure associée au capteur laser sera utilisée comme référence afin de calibrer le modèle numérique.

## 2.4 Corrélation entre résultats numériques et expérimentaux

La phase de vérification des différents capteurs et d’amélioration des méthodes de mesure a permis de perfectionner le fonctionnement du banc expérimental et d’en faire un outil fiable, dont les résultats peuvent être utilisés pour valider les solutions issues d’un modèle numérique.

Dans cette partie, nous présentons tout d’abord le modèle par éléments finis simplifié de la mandibule artificielle réhabilitée, qui correspond à la mandibule en PMMA installée sur le banc d’essais. Par rapport au modèle par éléments finis « physiologique », qui fera l’objet du chapitre 4, ce modèle simplifié se distingue essentiellement par les matériaux utilisés pour la mandibule et les conditions aux limites appliquées. Ensuite, nous présentons la comparaison des résultats expérimentaux et numériques obtenus selon des modes de sollicitations simples.

### 2.4.1 Modèle éléments finis de la mandibule artificielle réhabilitée

La mise en place d'un modèle numérique par EF passe par diverses étapes. Tout d'abord, les géométries exactes (modèles CAO) de la mandibule, de la barre prothétique et les dimensions des implants ont été ajoutées puis le tout a été assemblé. La géométrie de la mandibule provient des images du scanner (*Cone Beam*) qui a permis d'usiner la mandibule artificielle. Le fichier obtenu (format Dicom) a été transféré vers le logiciel de CAO Catia V5<sup>®</sup> permettant de filtrer le nuage de points 3D et reconstruire ainsi le volume de la mandibule. Ensuite, les propriétés mécaniques des matériaux constitutifs de ces éléments ont été paramétrées.

#### 2.4.1.1 Ajout des matériaux

Les matériaux sont considérés comme élastiques linéaires, homogènes, isotropes et les simulations ont été effectuées selon une approche statique. Les non-linéarités géométriques ont été prises en compte. La barre prothétique et les implants sont constitués d'un alliage de titane présentant un module de Young de 109 GPa et un coefficient de Poisson égal à 0,31, valeurs issues de la littérature [86]. En ce qui concerne la mandibule artificielle en PMMA, le caractère viscoélastique n'a pas été pris en considération afin de simplifier les calculs. En effet, les temps d'essais sont relativement courts, de même que le niveau de chargement. De plus, pour s'assurer d'être au plus proche des paramètres élastiques, des essais de tractions ont été réalisés. Les éprouvettes utilisées proviennent d'un bloc de PMMA, utilisé à l'époque pour la fabrication de la mandibule artificielle. Le résultat, basé sur cinq essais, est représenté sur la figure 2.30. La déformation a été mesurée via un extensomètre Clip-On. Le module de Young obtenu est donc de 3000 MPa. De plus, un coefficient de Poisson de 0,395 a été fixé, valeur issue de la littérature [86].

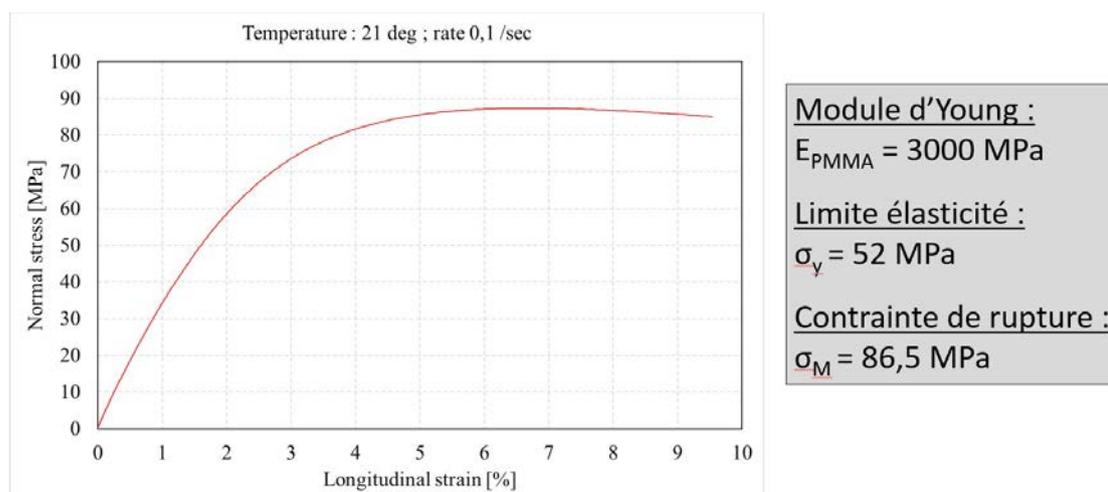


FIGURE 2.30 – Essai de traction sur éprouvettes en PMMA provenant du bloc d'usinage de la mandibule artificielle.

### 2.4.1.2 Conditions de contact et maillage

Concernant les conditions aux limites, tous les contacts sont considérés comme « collants » et donc on néglige la potentielle interaction entre la mandibule et les implants et entre les implants et la barre prothétique. De plus, un point de référence a été créé au niveau de chaque condyle, et est lié rigidement à sa branche mandibulaire respective (figure 2.31).

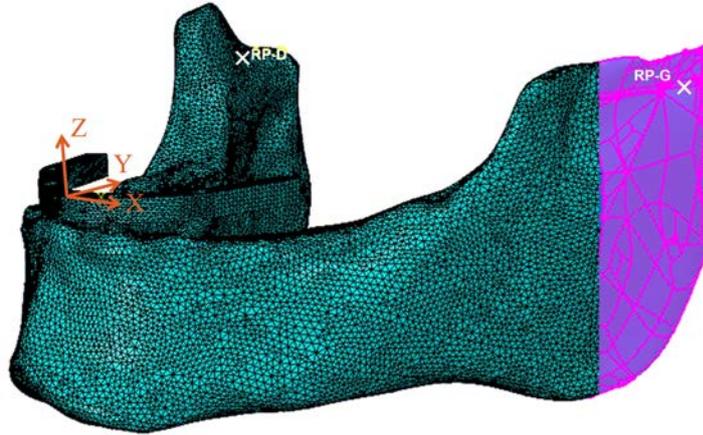


FIGURE 2.31 – Modèle numérique par éléments finis de la mandibule artificielle (PMMA) pour l'étude du premier mode de sollicitation (367 807 éléments).

Une étude de robustesse et de convergence du maillage a été réalisée. Des éléments solides tétraédriques à interpolation linéaire (dénomination Abaqus C3D4) ont été utilisés. Ainsi, le modèle final se compose de la mandibule avec 367 807 éléments, la barre prothétique et les quatre implants avec 33 709 et 19 129 éléments, respectivement.

### 2.4.1.3 Méthode de mesure des allongements numériques de chaque jauge

Pour la corrélation des résultats, les points précis de mesure des différents capteurs ont été relevés, et associés à un numéro de nœud, identique pour chaque essai. Pour les mesures des jauges uniaxiales, le modèle numérique présente un ensemble d'éléments le long d'un chemin en position des jauges J1, J2 et J3. Afin d'obtenir les composantes du tenseur des déformations aux points de Gauss, une moyenne est calculée avec chacun des éléments (figure 2.32a).

Pour la jauge J2, sur la face antérieure, sa disposition est telle que l'allongement mesuré expérimentalement correspond uniquement à la composante  $\varepsilon_{XX}$  du tenseur des déformations. Pour les allongements unitaires des deux autres jauges, ils sont calculés comme suit :

$$\delta_{J_1} = \varepsilon_{XX} \sin^2(\theta_1) + \varepsilon_{YY} \cos^2(\theta_1) + 2\varepsilon_{XY} \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) \quad (2.1)$$

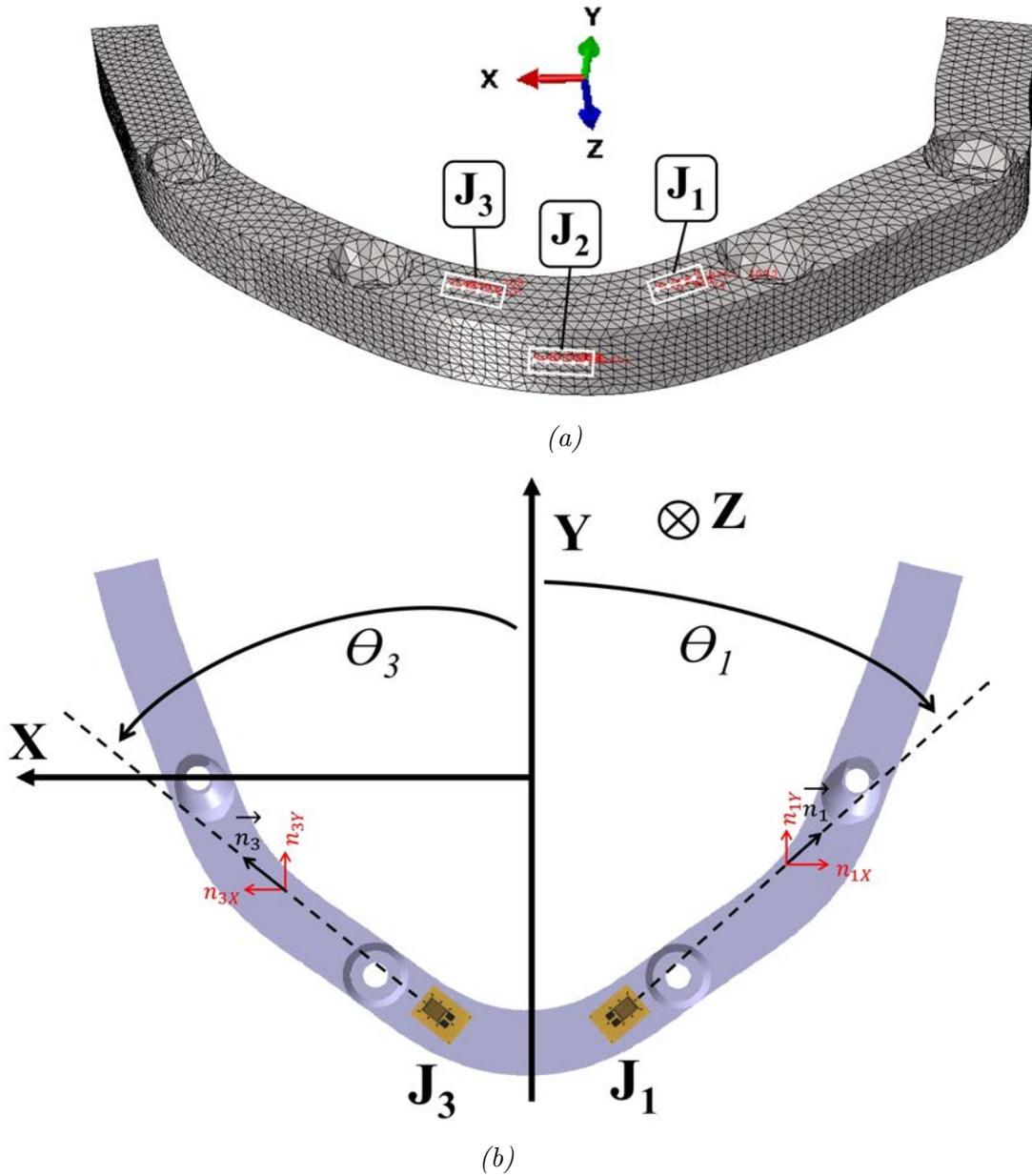


FIGURE 2.32 – Récupération du champ de déformation le long d'un chemin, pour les jauges  $J_1$ ,  $J_2$  et  $J_3$  (a) et schéma de principe de mesure des angles  $\theta_1$  et  $\theta_3$  (b) en vue de dessous.

$$\delta_{J_3} = \varepsilon_{XX} \sin^2(\theta_3) + \varepsilon_{YY} \cos^2(\theta_3) + 2\varepsilon_{XY} \sin(\theta_3) \cos(\theta_3) \quad (2.2)$$

Les valeurs des angles  $\theta_1$  et  $\theta_3$  ont été déterminées à l'aide d'un scan précis au niveau de la barre prothétique instrumentée, puis en alignant les repères avec le modèle numérique (figure 2.32b).

Tous ces moyens de mesure vont permettre de vérifier la corrélation entre les résultats issus du banc expérimental et ceux du modèle numérique. De plus, les mesures des jauges sur la barre prothétique seront intéressantes à analyser, puisque c'est particulièrement cette pièce de l'environnement prothétique qui est étudiée tout au long de ce travail.

## 2.4.2 Essais en écartement et rapprochement (mode 1)

Le premier mode de sollicitation concerne l'écartement ou le rapprochement des branches mandibulaires. Ainsi, l'unique rotation du corps autour de l'axe de rotation horizontal bi-condylien est bloquée. Les capteurs multi-axes ne seront donc pas utilisés comme point de mesure, tout comme le capteur de force miniature.

### 2.4.2.1 Mise en place des essais expérimentaux en écartement et rapprochement

Afin d'appliquer l'écartement ou le rapprochement des branches mandibulaires, un déplacement a été imposé manuellement, à l'aide des différentes pièces du poussoir latéral (figure 2.33). Cette méthode de sollicitation est difficilement reproductible dans la mesure où la force, appliquée à la main de chaque côté, n'est pas parfaitement symétrique. Cette dissymétrie, lors du rapprochement ou de l'écartement, est impossible à quantifier car le capteur d'écartement permet d'accéder uniquement au déplacement relatif entre les deux flasques. Par ailleurs, cette situation pourrait induire des mouvements parasites, ce qui affecterait la précision des mesures locales enregistrées par les palpeurs de la barre prothétique. Ainsi, la mesure associée aux palpeurs sera considérée comme étant uniquement l'amplitude du déplacement entre chaque côté de la barre prothétique. L'étude comprend quatre essais impliquant des chargements d'intensités différentes.

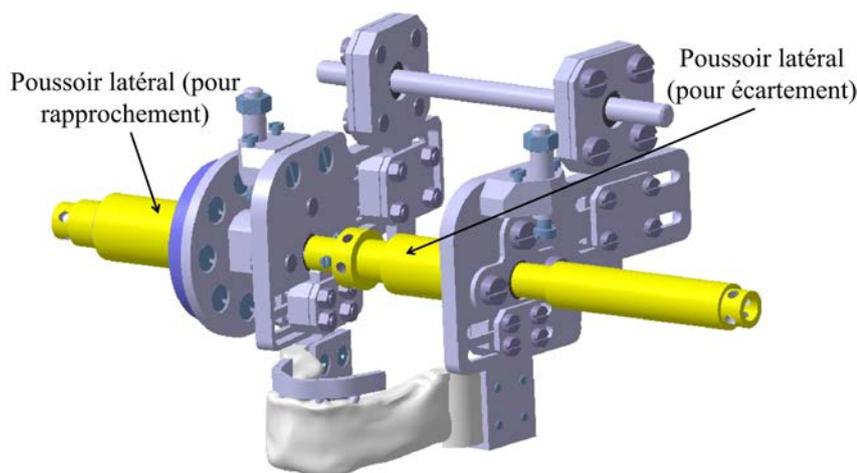


FIGURE 2.33 – Modèle CAO avec en jaune les pièces du poussoir latéral pour appliquer un rapprochement ou écartement des branches mandibulaires.

Comme mentionné dans la partie précédente, un capteur de déplacement sans contact laser a été ajouté au dispositif et sa mesure servira de référence afin d'établir les conditions de chargement du modèle numérique (figure 2.34).

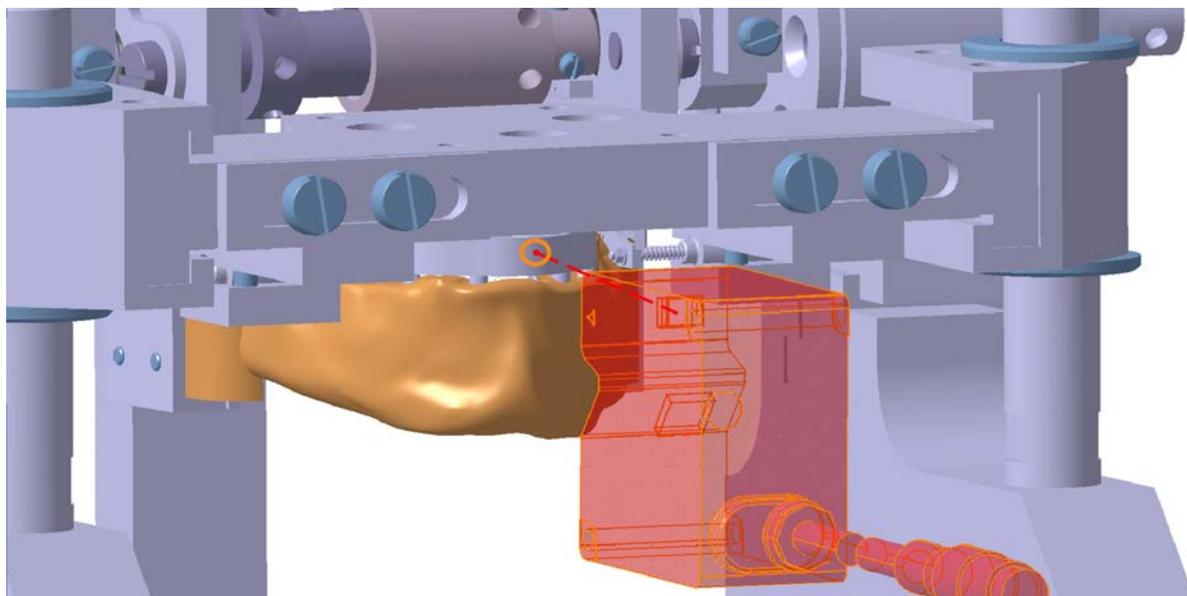


FIGURE 2.34 – Modèle CAO du point de mesure avec le capteur laser (Keyence).

Une fois que le déplacement lié à la mesure du capteur laser est fixé, d'autres mesures sont accessibles pour étudier la corrélation entre le modèle expérimental et numérique. On retrouve le capteur d'écartement, placé sous les branches mandibulaires, afin de mesurer leur amplitude de déplacement (figure 2.35). Également, deux autres capteurs (palpeurs) permettent d'obtenir une mesure d'amplitude du déplacement de chaque côté de l'extrémité libre de la barre prothétique (figure 2.36).

#### 2.4.2.2 Conditions aux limites et de chargement du modèle numérique équivalent

Les conditions de chargement du modèle numérique dépendent de la mesure de référence liée au capteur de déplacement laser. Des déplacements ont été appliqués sur le point de référence, au niveau de chaque condyle (ces points de référence sont rigidement liés à la branche mandibulaire respective).

Ces déplacements ont été ajustés afin d'obtenir un déplacement transversal du centre de la barre prothétique identique à la mesure expérimentale avec le capteur laser. Les chargements imposés numériquement, basés sur les quatre essais expérimentaux, sont présentés dans le tableau 2.5.

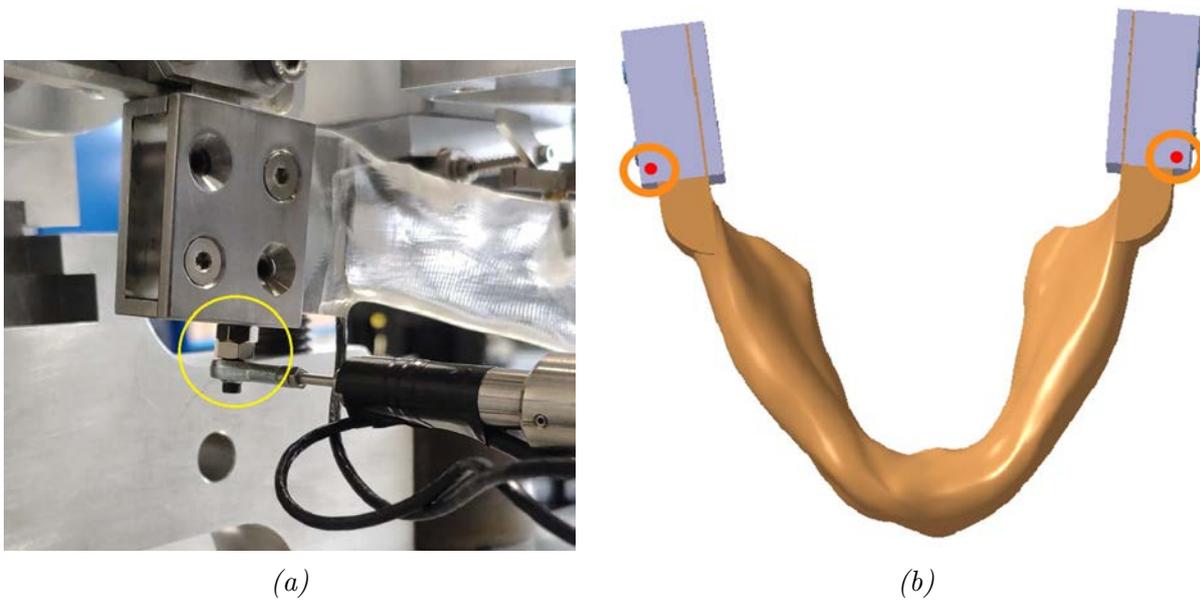


FIGURE 2.35 – Position du capteur d'écartement entre les branches mandibulaires en vue arrière (a) et modèle CAO des points de mesure du déplacement (b).

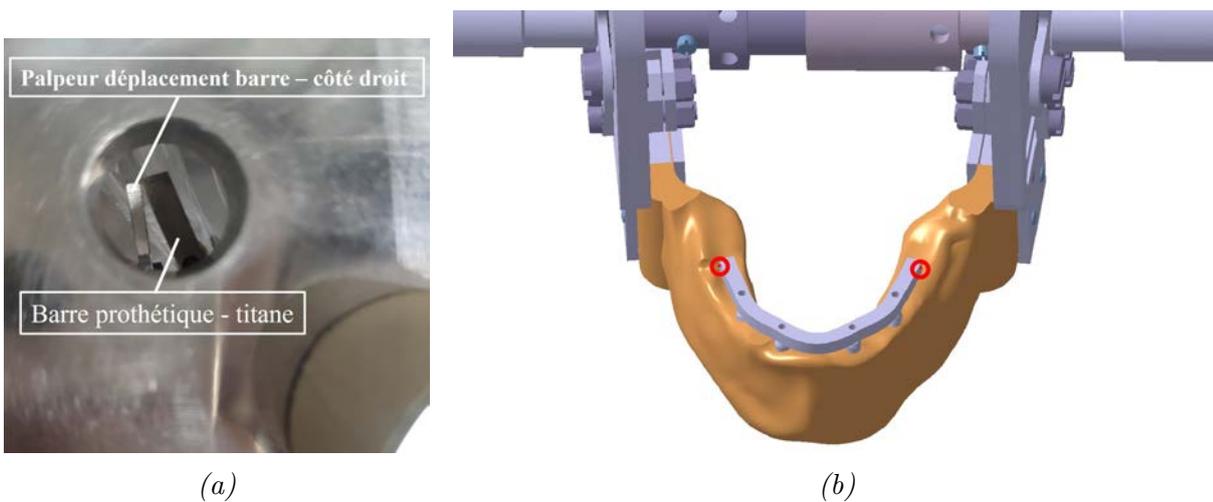


FIGURE 2.36 – Position du palpeur de déplacement pour la barre prothétique, en vue de dessus (a) et modèle CAO des points de mesure des déplacements de chaque côté (b).

### 2.4.2.3 Comparaison des résultats expérimentaux et numériques

Cette première sollicitation, de rapprochement ou d'écartement des branches mandibulaires, se retrouve dans la plupart des mouvements masticatoires. Des travaux menés par Chen et al. [87] prouvent justement l'existence d'une distance inter-condylienne, représentative d'un rapprochement ou d'un écartement des ramus. Cet effet induit une réponse significative en flexion au niveau de la barre prothétique, influençant ainsi l'environnement prothétique. Il semble donc important d'étudier dans un premier temps cette sollicitation.

Dép. [mm]	RAPPROCHEMENT		ÉCARTEMENT	
	Branche droite	Branche gauche	Branche droite	Branche gauche
N°1	1,62	-1,62	-1,59	1,59
N°2	2,74	-2,74	-0,57	0,57
N°3	1,12	-1,12	-2,28	2,28
N°4	0,58	-0,58	-1,13	1,13

TABLEAU 2.5 – Déplacements imposés numériquement au niveau des branches mandibulaires droites et gauches.

La cinématique mandibulaire, suivant le cycle masticatoire considéré, sera présentée plus en détail dans le chapitre 4. Cette investigation du premier mode débute par une mise en place des essais avec un rappel des différents moyens de mesure.

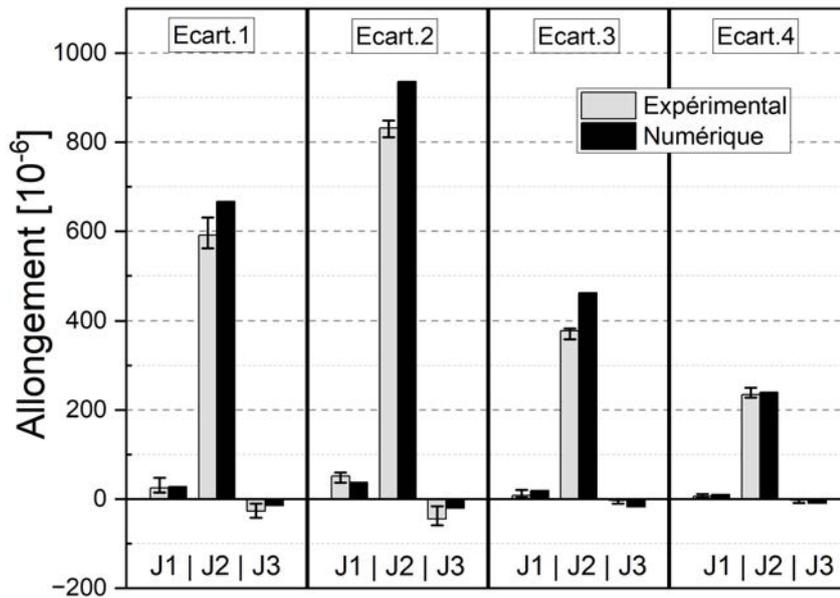
#### 2.4.2.3.1 Allongements au niveau des jauges de déformation

Pour rappel, quatre chargements de valeurs différentes par sollicitations (rapprochement ou écartement) ont été réalisés. Les résultats expérimentaux associés à chaque chargement correspondent à une moyenne de trois essais les plus reproductibles. Les premières comparaisons entre études expérimentales et numériques ont concerné les trois jauges uniaxiales disposées sur la barre prothétique. La figure 2.37a illustre les résultats obtenus pour les essais en rapprochement, et intègre des barres d'erreurs correspondant aux valeurs minimales et maximales des essais.

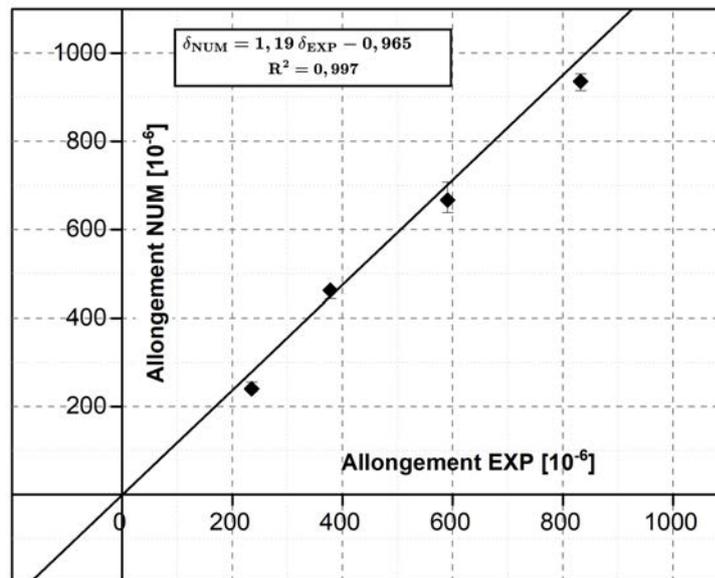
De plus, afin d'estimer la corrélation entre ces deux études, une analyse de régression linéaire est proposée (figure 2.37b), uniquement pour la jauge J2. En effet, par comparaison, les valeurs obtenues pour les jauges J1 et J3 peuvent être considérées comme négligeables. Il est alors possible d'obtenir une relation entre l'allongement numérique et l'allongement expérimental. Des représentations similaires ont été réalisées pour les essais en sollicitation d'écartement (figure 2.38). Il ressort de ces différents résultats une bonne corrélation entre les résultats expérimentaux et la prédiction numérique. C'est plus particulièrement le cas pour la jauge J2, présentant quasiment une droite de régression linéaire pour la sollicitation en rapprochement et en écartement. On remarque également que dans la majorité des cas, le modèle numérique a tendance à surestimer les résultats.

#### 2.4.2.3.2 Capteurs d'écartements et capteur de déplacement laser

Concernant les autres points de comparaison, les résultats ont été exposés dans les tableaux 2.6 et 2.7. Ces résultats sont également issus d'une moyenne de trois essais les plus reproductibles, et ce pour chaque chargement. On retrouve dans ces tableaux la contribution du capteur d'écartement, notée  $\Delta U_{BRANCHE}$ . La valeur de l'amplitude mesurée



(a)

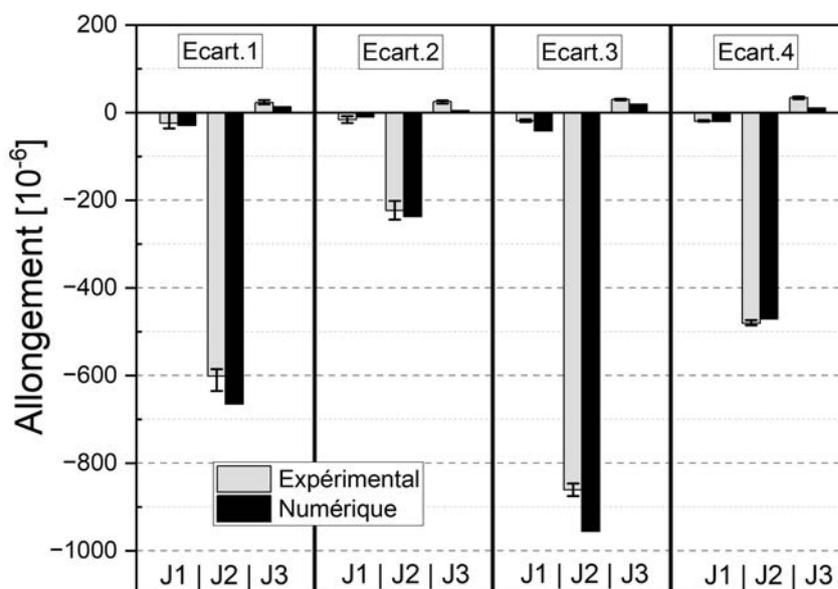


(b)

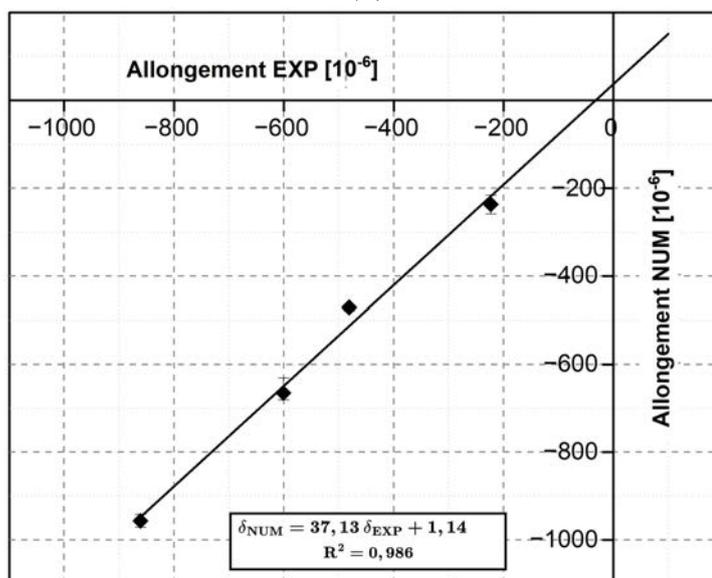
FIGURE 2.37 – Comparaison des résultats expérimentaux et numériques pour chaque jauge uniaxiale (a) et courbe de régression linéaire (b) pour l'essai de rapprochement.

par les palpeurs aux extrémités de la barre prothétique est notée  $|\Delta U_{BARRE}|$ . Enfin, le déplacement de référence,  $U_{LASER}$ , mesuré par le capteur laser est totalement identique entre les essais expérimentaux et les modèles numériques.

Les tableaux 2.8 et 2.9 donnent les erreurs relatives entre l'étude expérimentale et numérique, et pour les sollicitations en rapprochement et écartement, respectivement.



(a)



(b)

FIGURE 2.38 – Comparaison des résultats expérimentaux et numériques pour chaque jauge uniaxiale (a) et courbe de régression linéaire (b) pour l'essai d'écartement.

Les erreurs relatives pour chaque mode de sollicitation sont en majorité inférieures à 20 %. Cependant, des écarts assez importants subsistent pour des chargements de faible amplitude, tel que le chargement n°4 pour la sollicitation en rapprochement et le chargement n°2 pour la sollicitation en écartement. De plus, les autres écarts les plus significatifs concernent les mesures d'écartement au niveau de la barre prothétique ( $|\Delta U_{BARRE}|$ ). En effet, ces palpeurs pourraient être entraînés par le mouvement antérieur de la barre pro-

Comparaison NUM/EXP	$U_{LASER}$ [mm]		$\Delta U_{BRANCHE}$ [mm]		$ \Delta U_{BARRE} $ [mm]	
	EXP	NUM	EXP	NUM	EXP	NUM
Rapp. N°1	-0,81	-0,81	-1,92	-1,73	0,27	0,29
Rapp. N°2	-1,12	-1,12	-2,60	-2,43	0,32	0,42
Rapp. N°3	-0,56	-0,56	-1,38	-1,20	0,17	0,20
Rapp. N°4	-0,29	-0,29	-0,83	-0,62	0,09	0,11

TABLEAU 2.6 – Comparaison des résultats expérimentaux et numériques, en rapprochement, des différents points de mesure (capteurs) du banc d’essais.

Comparaison NUM/EXP	$U_{LASER}$ [mm]		$\Delta U_{BRANCHE}$ [mm]		$ \Delta U_{BARRE} $ [mm]	
	EXP	NUM	EXP	NUM	EXP	NUM
Écart. N°1	0,84	0,84	1,92	1,70	0,25	0,29
Écart. N°2	0,30	0,30	0,88	0,61	0,09	0,11
Écart. N°3	1,21	1,21	2,50	2,43	0,40	0,42
Écart. N°4	0,59	0,59	1,38	1,20	0,20	0,21

TABLEAU 2.7 – Comparaison des résultats expérimentaux et numériques, en écartement, des différents points de mesure (capteurs) du banc d’essais.

Comparaison NUM/EXP	$U_{LASER}$	$\Delta U_{BRANCHE}$	$ \Delta U_{BARRE} $
Rapp. N°1	Ref.	-11,0	6,9
Rapp. N°2	Ref.	-7,0	23,8
Rapp. N°3	Ref.	-15,0	15,0
Rapp. N°4	Ref.	-33,9	18,2

TABLEAU 2.8 – Erreurs relatives (en %) entre résultats expérimentaux et numériques en sollicitations de rapprochement.

Comparaison NUM/EXP	$U_{LASER}$	$\Delta U_{BRANCHE}$	$ \Delta U_{BARRE} $
Écart. N°1	Ref.	12,9	13,8
Écart. N°2	Ref.	44,2	22,2
Écart. N°3	Ref.	2,8	1,0
Écart. N°4	Ref.	15,0	4,8

TABLEAU 2.9 – Erreurs relatives (en %) entre résultats expérimentaux et numériques en sollicitations d’écartement.

thétique, marqué par une légère flexion du palpeur. Ainsi, la mesure expérimentale serait donc légèrement influencée par ce phénomène, avec une mesure qui n’est pas parfaitement horizontale. Mais ce phénomène ne semble pas survenir pour tous les chargements. Pour les mesures de l’écartement entre les branches mandibulaires ( $\Delta U_{BRANCHE}$ ), les résultats semblent cohérents. En effet, la mandibule artificielle sur le banc d’essais expérimental comporte moins de matière que le modèle numérique. L’environnement global est donc moins rigide, ce qui implique un déplacement mesuré expérimentalement plus important

que le déplacement numérique.

Les résultats de cette analyse du premier mode de sollicitation démontrent une corrélation satisfaisante entre les données obtenues du banc d'essais et celles d'un modèle numérique par éléments finis équivalent. Divers écarts résident entre ces deux analyses, mais sont assez faibles pour la majorité. Une voie importante d'amélioration concerne la condition de contact entre la mandibule artificielle et les implants. La condition de contact « collant » définie dans le modèle numérique pourrait être plus proche de la réalité expérimentale en réinjectant du PMMA au niveau des implants, améliorant ainsi leur fixation.

### **2.4.3 Essais en force en flexion (mode 2)**

Une bonne corrélation a été obtenue entre l'étude expérimentale et numérique pour le premier mode de chargement. Les résultats présentés dans ce paragraphe s'intéressent au deuxième mode de chargement, correspondant à l'application d'une force ponctuelle directement sur la barre prothétique.

#### **2.4.3.1 Mise en place des essais expérimentaux**

Deux positions ont été considérées pour l'application de la force ponctuelle : l'arête arrière et l'arête avant de la barre prothétique (figure 2.39a). L'application d'une force ponctuelle sur la barre prothétique a été réalisée à l'aide d'une machine de traction équipée d'un poinçon présentant une surface inférieure cylindrique (figure 2.39b). Seules les mesures des jauges de déformation au niveau de la barre prothétique et des capteurs multi-axes au niveau des condyles ont été relevées. Les pièces de transmission de couple présentes de chaque côté permettent de bloquer la rotation de la mandibule afin d'enregistrer un moment au niveau des condyles. La force appliquée pour ce mode de chargement est de 50 N.

#### **2.4.3.2 Conditions aux limites et de chargement du modèle numérique équivalent**

Le modèle numérique par EF utilisé pour la corrélation avec les résultats expérimentaux du mode 2 est quasiment identique à celui du paragraphe précédent, pour le premier mode de chargement. La seule différence entre ces deux modèles concerne les CL, qui dépendent du chargement considéré. Pour ce deuxième mode, les CL appliquées au niveau des points de référence rigidement liés aux branches mandibulaires droite et gauche respectivement, sont les suivantes : tous les degrés de liberté en translation et en rotation sont bloqués, à l'exception du déplacement selon l'axe X et de la rotation autour de l'axe Z (figure 2.31). De plus, une force ponctuelle de 50 N a été appliquée soit sur l'arête avant, soit sur l'arête arrière.

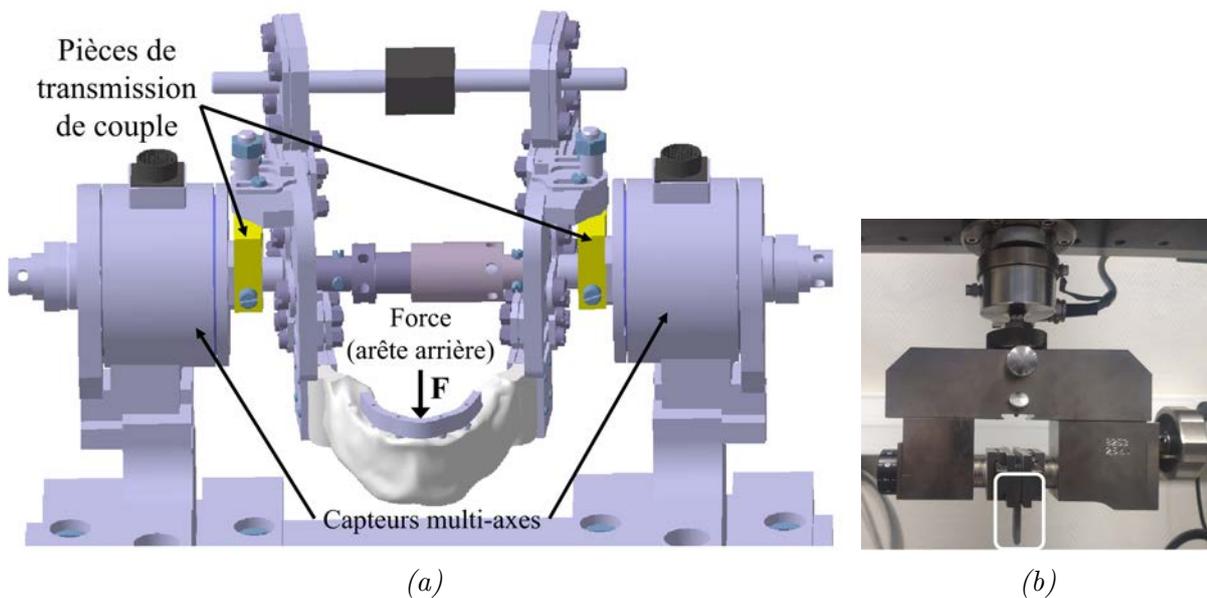


FIGURE 2.39 – Modèle CAO de l’essai en flexion (mode 2) avec l’application d’une force sur l’arête arrière de la barre prothétique et la mesure des forces et moments au niveau des condyles avec les capteurs multi-axes (a) et outillage (poinçon) pour l’application de la force (b).

### 2.4.3.3 Comparaison des résultats expérimentaux et numériques

Le chargement appliqué pour ce deuxième mode s’apparente à un mouvement mastocatoire responsable de la préhension mais aussi de la scission des aliments, à l’aide des incisives. Le mouvement de rapprochement des branches mandibulaires n’est pas totalement libre, puisqu’il est partiellement bloqué par les pièces de transmission de couple. Nous verrons qu’un léger déplacement subsiste, comme le démontrent les mesures du capteur multi-axes. L’investigation de ce deuxième mode débute par une présentation des résultats pour les jauges de déformations puis les mesures relatives aux capteurs multi-axes placés de chaque côté des condyles.

#### 2.4.3.3.1 Allongements au niveau des jauges de déformation

Les deux configurations testées, avec la force ponctuelle sur l’arête arrière ou sur l’arête avant, conduisent à un allongement différent sur chacune des jauges de la barre prothétique. Ces résultats expérimentaux sont regroupés dans le tableau 2.10.

La corrélation avec le modèle numérique n’a malheureusement pas été réalisable. En effet, la détermination des allongements numériques de chacune des jauges a présenté une variabilité importante des résultats. Des éléments ont été sélectionnés à l’emplacement des jauges, afin de connaître l’état de déformation calculé au point de Gauss. Cependant, il s’est avéré que des éléments très proches de ceux sélectionnés présentaient un état de déformation totalement différent. Par exemple, pour la jauge 2 sur la face antérieure,

Résultats expérimentaux pour les jauges de déformation	
Force sur l'arête arrière	Force sur l'arête avant
$\delta_{J1} = 37.10^{-6}$	$\delta_{J1} = -12.10^{-6}$
$\delta_{J2} = 52.10^{-6}$	$\delta_{J2} = -20.10^{-6}$
$\delta_{J3} = 34.10^{-6}$	$\delta_{J3} = -6.10^{-6}$

TABLEAU 2.10 – Résultats expérimentaux des trois jauges de déformation au niveau de la barre prothétique, pour le deuxième mode de chargement.

l'état de déformation ( $\varepsilon_{XX}$ ) est passé de  $43.10^{-6}$  à  $0,57.10^{-6}$  pour un élément adjacent (figure 2.40).

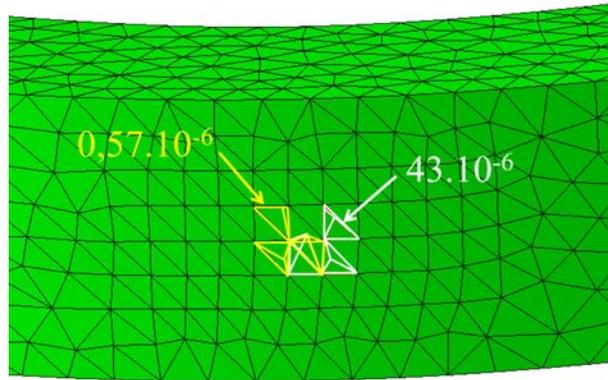


FIGURE 2.40 – Différence des résultats pour l'état de déformation au niveau des points de Gauss de deux éléments adjacents.

Finalement, l'exploitation d'un grand nombre de possibilités en modifiant les CL a toujours abouti à une variabilité des résultats suivant l'élément sélectionné. Ainsi, seuls les résultats associés aux mesures des capteurs multi-axes ont été considérés pour cette étude du deuxième mode de sollicitation.

#### 2.4.3.3.2 Mesures des réactions au niveau des condyles

Les capteurs multi-axes disposés de part et d'autre du dispositif permettent la mesure des trois forces de réaction et du moment autour de l'axe principal de rotation de la mandibule (axe Z). Le principe fondamental de la statique permet d'écrire le bilan des réactions. Les différentes réactions sont représentées sur la figure 2.41, avec  $d_1$  la distance entre l'application de la force ponctuelle sur l'arête arrière de la barre et l'axe de mesure du moment et  $d_2$  pour la distance avec l'arête avant.

Le bilan des réactions s'écrit ainsi :

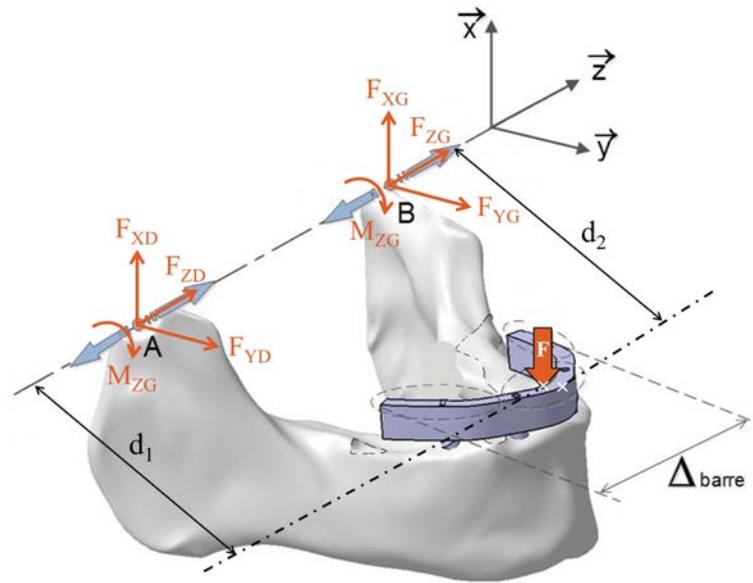


FIGURE 2.41 – Bilan des réactions pour le deuxième mode de sollicitation, en force, du banc d'essais dentaire.

$$\begin{cases} F_{XD} + F_{XG} = F \\ F_{YD} + F_{YG} = 0 \\ F_{ZD} + F_{ZG} = 0 \\ M_{ZD} + M_{ZG} = F \cdot d_{1,2} \end{cases}$$

Pour le modèle numérique équivalent, les différentes inconnues de réactions ont été récupérées au niveau des points de références associés aux branches mandibulaires droite et gauche. Les résultats pour les deux configurations testées, entre les mesures expérimentales et numériques, sont regroupés dans les tableaux 2.11 et 2.12.

Les résultats obtenus pour les moments autour de l'axe Z peuvent être comparés à la valeur théorique, où  $M_{Z,théorique} = F \cdot d_{1,2}$ . La valeur pour  $d_1$  et  $d_2$  a été mesurée au pied à coulisse, entre le point d'application de la force et le milieu de l'axe de rotation. Ainsi, on trouve  $d_1 = 84$  mm et  $d_2 = 90$  mm. La valeur théorique des moments pour les deux configurations, c'est-à-dire pour l'arête arrière et avant respectivement, est donc :  $M_{Z1,théorique} = 50 \times 84 = 4200$  N.mm et  $M_{Z2,théorique} = 50 \times 90 = 4500$  N.mm.

Finalement, le bilan des forces et des moments est plutôt bien respecté pour chacune des configurations et pour les résultats expérimentaux et numériques. De plus les valeurs issues du modèle numérique par EF concordent bien avec les résultats obtenus expérimentalement.

Application d'une force (F=50 N) sur l'arête arrière	
Résultats expérimentaux	Résultats numériques
$F_{XD1} = 24,4 \text{ N}$	$F_{XD1} = 23,5 \text{ N}$
$F_{XG1} = 23,5 \text{ N}$	$F_{XG1} = 24,5 \text{ N}$
$F_{YD1} = -12 \text{ N}$	$F_{YD1} = 0 \text{ N}$
$F_{YG1} = 5,5 \text{ N}$	$F_{YG1} = 0 \text{ N}$
$F_{ZD1} = -8,5 \text{ N}$	$F_{ZD1} = 0 \text{ N}$
$F_{ZG1} = 7,2 \text{ N}$	$F_{ZG1} = 0 \text{ N}$
$M_{ZD1} = 1,53 \text{ N.m}$	$M_{ZD1} = 1,8 \text{ N.m}$
$M_{ZG1} = 2 \text{ N.m}$	$M_{ZG1} = 2 \text{ N.m}$

TABLEAU 2.11 – Comparaison des mesures expérimentales et numériques au niveau des condyles, après application d'une force sur l'arête arrière de la barre prothétique.

Application d'une force (F=50 N) sur l'arête avant	
Résultats expérimentaux	Résultats numériques
$F_{XD2} = 23 \text{ N}$	$F_{XD2} = 23,9 \text{ N}$
$F_{XG2} = 25 \text{ N}$	$F_{XG2} = 26,1 \text{ N}$
$F_{YD2} = -4 \text{ N}$	$F_{YD2} = 0 \text{ N}$
$F_{YG2} = 1,2 \text{ N}$	$F_{YG2} = 0 \text{ N}$
$F_{ZD2} = -19 \text{ N}$	$F_{ZD2} = 0 \text{ N}$
$F_{ZG2} = 16 \text{ N}$	$F_{ZG2} = 0 \text{ N}$
$M_{ZD2} = 1,8 \text{ N.m}$	$M_{ZD2} = 1,9 \text{ N.m}$
$M_{ZG2} = 2,6 \text{ N.m}$	$M_{ZG2} = 2,1 \text{ N.m}$

TABLEAU 2.12 – Comparaison des mesures expérimentales et numériques au niveau des condyles, après application d'une force sur l'arête avant de la barre prothétique.

Ce deuxième mode de sollicitation n'a pas pu être exploité pleinement, en raison d'un manque de corrélation des résultats provenant des jauges de déformation. Néanmoins, le modèle numérique équivalent a permis de valider les différentes mesures relevées au niveau des capteurs multi-axes. La variabilité des résultats expérimentaux et la complexité pour établir un modèle numérique équivalent n'a pas permis de mettre à profit ce mode de sollicitation pour corréler l'état de déformation de la barre prothétique.

## 2.5 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a permis d'exploiter un banc d'essais de mastication innovant, et fait suite à une étude menée en 2016, dans le cadre des travaux de thèse de L.M Favot [51], dont les résultats s'étaient avérés en deçà des espérances. Ce banc d'essais possède la particularité de se rapprocher des conditions physiologiques, en choisissant un maintien de la mandibule uniquement au niveau des branches mandibulaires. À la différence de certaines études relevées dans la littérature, ce modèle n'est donc pas posé sur un socle. Ainsi, la mandibule est assez libre dans ses mouvements, avec un degré de liberté en translation

et un en rotation. Ce banc d'essais dentaires a été avant tout conçu pour valider l'exploitation d'un modèle numérique de la mandibule prothésée. Les résultats concernant la mandibule artificielle en PMMA soumise à un chargement d'écartement ou de rapprochement des branches mandibulaires ont confirmé la fiabilité du modèle numérique. L'autre mode de sollicitation testé (flexion) n'a pas abouti à des résultats satisfaisants. Nous attribuons ce constat frustrant à la difficulté de modéliser numériquement de manière idoine les conditions aux limites et les conditions de contact/frottement existant dans le banc d'essais. Par exemple, dans ce mode de sollicitation en flexion, la rotation des condyles est bloquée autour de l'axe antéro-postérieur (Y). Dans le modèle numérique, il est aisé de simuler des blocages parfaits, mais dans le modèle expérimental, le blocage est appliqué à l'aide de flasques. Or, d'une part ces flasques ne sont pas parfaitement rigides, et d'autre part elles subissent, lors de la sollicitation, une rotation de corps solide qu'il est impossible de supprimer. De plus, il existe un nombre important de pièces mécaniques en contact dans le banc expérimental : il est quasiment impossible de modéliser numériquement les conditions de contact/frottement existant entre ces pièces. Dans le mode en écartement/rapprochement, les pièces mécaniques transmettant le mouvement sont moins nombreuses, les conditions de liaison sont donc beaucoup plus simples à modéliser et influent nettement moins sur les résultats. Ainsi, ce mode de sollicitation, le moins sensible à la modélisation des conditions aux limites, nous permet de considérer que le modèle numérique développé est apte à être utilisé afin de mener une étude comparative entre différents modèles. Cette étude comparative est proposée dans le quatrième chapitre.

Des perspectives et voies d'améliorations de ce banc d'essais sont bien évidemment possibles. Tout d'abord, la notion de fiabilité des mesures et le côté opérateur-dépendant de ce dispositif, propres aux machines développées en interne, pourraient être retravaillés afin d'obtenir un dispositif expérimental davantage exploitable et fiable. Pour ce qui est de la réalité clinique, l'utilisation de la bio-impression pourrait être intéressante, afin de concevoir un modèle mandibulaire davantage réaliste, comportant des propriétés mécaniques plus similaires à l'os.

L'utilisation de ce banc d'essais ne pourrait donc pas se restreindre uniquement aux essais réalisés dans le cadre de cette étude. Il serait possible d'imaginer une utilisation de ce banc d'essais pour d'autres matériaux dentaires, et d'autres applications telles que l'étude des réhabilitations après fracture mandibulaire. Concernant l'objet de ces travaux de thèse sur la réhabilitation prothétique fixe, des améliorations pourraient être envisagées. Une possibilité serait l'intégration des fausses dents et de la fausse gencives à la barre prothétique. De plus, il n'a pas été possible d'exploiter ce banc d'essais avec l'ajout de la solution prothétique alternative proposée dans ces travaux. Cette solution alternative sera présentée plus en détail dans le chapitre suivant. Il serait donc intéressant de comparer les deux solutions prothétiques (solution conventionnelle et solution alternative) d'un point de vue expérimental. En conclusion, cette étude a permis d'aboutir à une corrélation satisfaisante entre les mesures expérimentales et les résultats numériques dans le cas de sollicitations présentant des conditions aux limites aisément modélisables.

La suite de l'étude consistant en une analyse comparative entre différentes réhabilitations prothétiques de la mandibule, il est possible d'utiliser ce modèle numérique avec des chargements plus complexes, dans l'objectif d'analyser les avantages d'un alliage métallique poreux par rapport à un matériau conventionnel (ou structurel).

**Résumé du chapitre 2 :**

Ce chapitre a été consacré à la présentation d'une étude de corrélation entre des résultats issus d'un banc mécanique novateur, assimilé au système masticateur, et un modèle numérique par éléments finis simplifié d'une mandibule artificielle réhabilitée. Cette étude a été associée à des conditions aux limites simples permettant de valider l'utilisation d'un modèle numérique pour une analyse plus locale du système prothétique étudié dans le cadre de ces travaux de recherche. À l'aide de différents points de mesures, notamment au niveau de la barre prothétique, il a été possible d'aboutir à une concordance satisfaisante entre résultats expérimentaux et numériques pour un mode de sollicitation simple. Pour la suite, s'agissant d'une étude comparative entre plusieurs réhabilitations prothétiques de la mandibule, l'utilisation d'un modèle numérique équivalent, comprenant des chargements plus complexes, est envisageable. Cet outil va permettre l'analyse de la solution prothétique envisagée dans ces travaux de thèse. Cette solution sera abordée dans le chapitre suivant.

# 3

## Apport de la fabrication additive pour l'optimisation du matériau prothétique

### Sommaire

---

<b>3.1</b>	<b>Matériaux architecturés : de la topologie induite à la topologie contrôlée . . . . .</b>	<b>70</b>
3.1.1	Les structures <i>lattices</i> . . . . .	72
3.1.2	Domaines d'applications des structures <i>lattices</i> . . . . .	75
<b>3.2</b>	<b>La fabrication additive : des procédés au centre de la dentisterie moderne . . . . .</b>	<b>79</b>
3.2.1	Différents procédés de fabrication additive . . . . .	80
3.2.2	Le procédé de fabrication additive SLM . . . . .	81
<b>3.3</b>	<b>Choix et optimisation d'une structure <i>lattice</i> pour la barre prothétique . . . . .</b>	<b>85</b>
3.3.1	Critères de choix de la cellule unitaire BCC . . . . .	85
3.3.2	Méthode d'homogénéisation numérique . . . . .	88
3.3.3	Comportement homogénéisé et géométrie optimisée . . . . .	96
3.3.4	Validation expérimentale . . . . .	98
<b>3.4</b>	<b>Conclusion du chapitre . . . . .</b>	<b>107</b>
	<b>Résumé du chapitre . . . . .</b>	<b>109</b>

---

## Introduction

Ce troisième chapitre est focalisé sur l'optimisation du matériau prothétique utilisé pour la barre supra-implantaire. L'objectif principal est la réduction de la rigidité par l'introduction de porosités au sein du matériau. Le choix s'est porté sur l'optimisation à partir d'une structure *lattice*, permettant un contrôle total de la porosité. Les structures *lattices* sont généralement utilisées pour l'allègement de structures et permettent de minimiser les pertes de matière liées au processus de fabrication [88].

L'essor récent de la fabrication additive permet d'envisager l'industrialisation de la production de ces structures *lattices*. Les procédés de fabrication additive (FA) sont très intéressants et commencent d'ailleurs à se développer dans le domaine de la dentisterie. L'avantage majeur de ces procédés est la reproduction assez fidèle d'un modèle conçu librement, au plus proche des données cliniques et du patient. Également, pour les prothésistes, l'utilisation de ces procédés peut permettre un réel gain de temps avec des productions de plusieurs pièces directement liées à la taille du plateau de fabrication.

Ce chapitre propose, dans un premier temps, un état de l'art assez succinct concernant les matériaux architecturés et la prise en compte de leur comportement mécanique dans des modèles numériques. La suite du chapitre est consacrée à la présentation des procédés de fabrication additive, en particulier les procédés à base de poudre pouvant être utilisés dans le domaine dentaire. Ensuite, les critères de choix de la structure *lattice* retenue à la fin sont détaillés. Pour finir, l'intégration de cette structure au sein du dispositif prothétique est présentée avec, d'une part, une étude numérique déterminant son comportement mécanique effectif, et, d'autre part, une validation expérimentale de cette prédiction numérique.

### 3.1 Matériaux architecturés : de la topologie induite à la topologie contrôlée

Un matériau architecturé, ou cellulaire, est un matériau composé de divers éléments disposés selon une géométrie spécifique, dont les propriétés sont fortement influencées par l'agencement et la structure de ses composants [89]. La conception et la fabrication de ces matériaux impliquent souvent l'utilisation de techniques avancées pour contrôler leurs structures à différentes échelles, du nanomètre au millimètre, ce qui permet de créer des architectures structurées avec des propriétés personnalisées [90]. Comme pour les matériaux massifs, les propriétés de ces matériaux peuvent être « cartographiées » sous forme

graphique (figure 3.1). Cette carte des propriétés met en évidence des zones de relation pour différents types de matériaux, entre la densité et le module élastique. Il y a cependant des zones de vide, où les propriétés sont difficilement atteignables avec des matériaux conventionnels. Ces matériaux représentent un défi technologique et scientifique en raison des propriétés qu'ils pourraient offrir. L'utilisation de matériaux architecturés pourrait permettre d'atteindre certaines de ces propriétés, potentiellement très intéressantes suivant le domaine d'application.

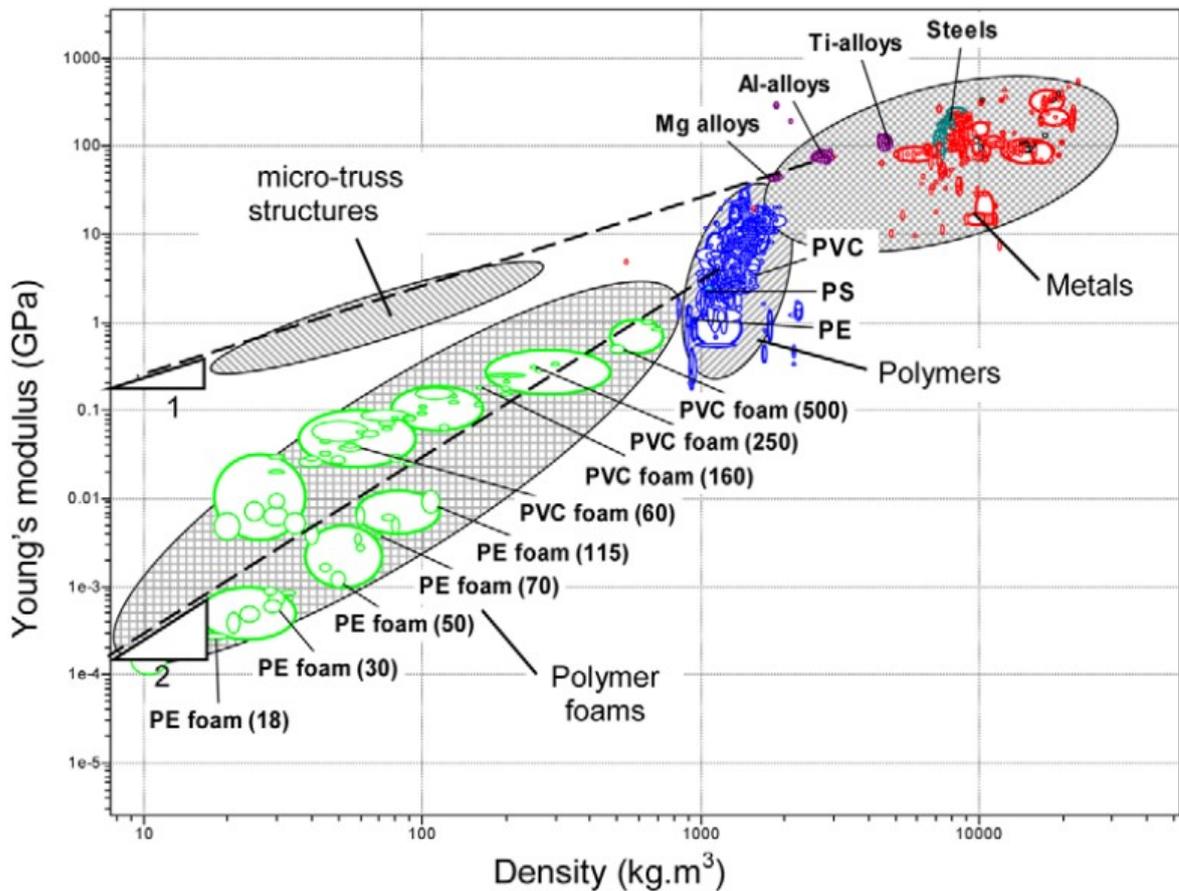


FIGURE 3.1 – Cartographie, selon Ashby, de l'espace module d'élasticité et densité de différents types de matériaux structurels pour l'ingénieur, y compris les matériaux architecturés (mousses, lattices) [91].

Ces matériaux dits architecturés font partie d'un domaine plus large, celui des matériaux hybrides. Ashby et Bréchet [92] ont proposé une définition du matériau hybride basée selon une approche combinatoire, qui est la suivante : « structure = matériau + forme + échelle ». Ces matériaux sont définis comme une association de plusieurs matériaux ou une structuration spécifique d'un matériau dans l'espace (forme et échelle), leur conférant des propriétés qui ne sont pas obtenues à partir de leurs composants individuels seuls. Certains matériaux hybrides se composent d'un assemblage de deux matériaux, avec

une relation qui est donc de la forme « matériau A + matériau B + forme + échelle ». On peut citer par exemple les composites renforcés à fibres de verre ou à fibres de carbone. Pour ces composites à matrice organique, la taille des structures microscopiques est intimement liée aux dimensions caractéristiques de leurs renforts. Ce paragraphe est consacré uniquement aux matériaux hybrides présentant un squelette architecturé, que sont les structures *lattices*. À la différence des composites, ces structures suivent plutôt une approche « matériau A + forme + échelle ». La distinction entre matériaux architecturés à topologie « contrôlée » et « induite » est présentée dans la figure 3.2. Des exemples non exhaustifs sont donnés pour chacun de ces types de matériaux.

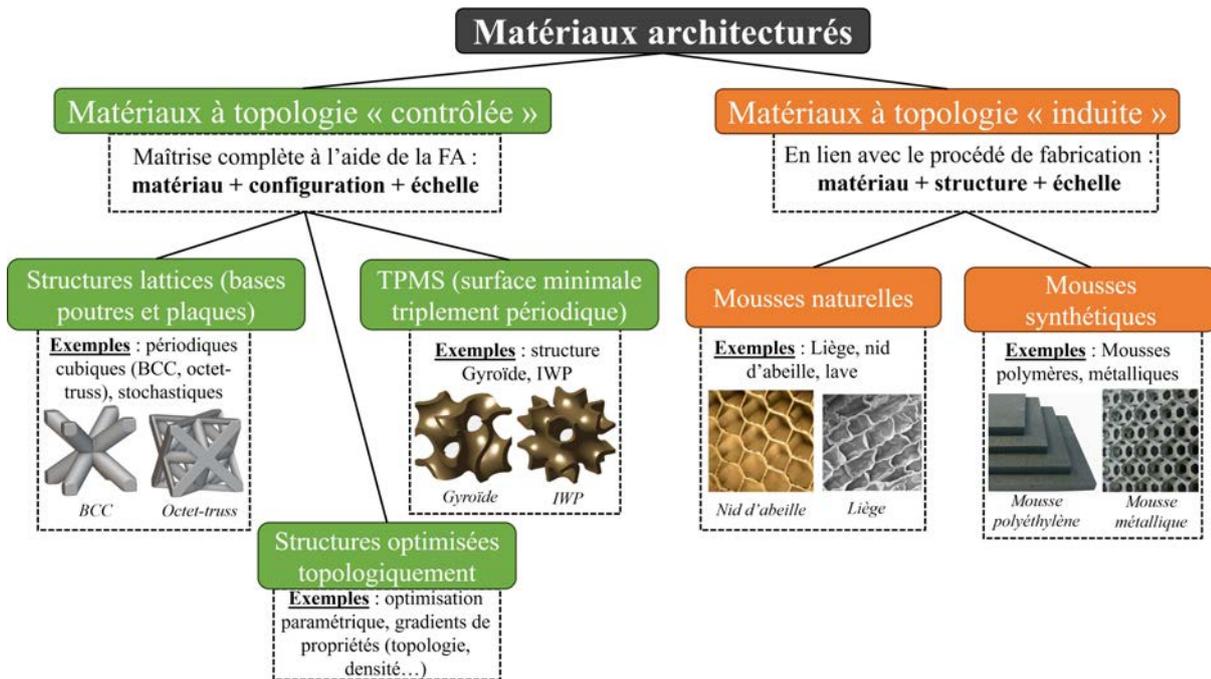


FIGURE 3.2 – Catégories de matériaux architecturés [92, 93].

### 3.1.1 Les structures *lattices*

Les structures *lattices* font partie de la famille des matériaux cellulaires ou architecturés. Elles sont classifiées notamment par leur type de porosité, c'est-à-dire ouverte ou fermée. De plus, la répartition de la cellule unitaire dans les trois directions de l'espace joue un rôle crucial sur le comportement de la structure finale (figure 3.3). De manière générale, l'orientation et la construction de ce type de structure est dite non stochastique, c'est-à-dire non aléatoire [94]. Le nombre de répétitions et les dimensions intrinsèques de la cellule unitaire sont fixés.

Les structures *lattices* les plus courantes sont composées de poutres (figure 3.4a). La disposition et les paramètres géométriques intrinsèques à ces poutres (longueur, diamètre)

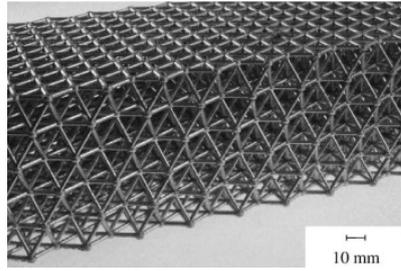


FIGURE 3.3 – Exemple d’une structure architecturée en alliage d’aluminium avec un réseau de cellules unitaires octet-truss [95].

forment la cellule unitaire, mais dépendent avant tout du choix de la forme de base. Ces structures se basent pour la plupart sur les structures cristallines [96]. Il existe également d’autres types de structures à topologie contrôlée, tels que les structures à surfaces minimales triplement périodiques (TPMS : *Triply Periodic Minimal Surface*). Ce sont des structures mathématiquement définies qui se répètent en trois dimensions d’un espace orthogonal avec des courbures moyennes nulles, ainsi que de larges surfaces. Ces structures sont exemptes d’auto-intersections et se regroupent en plusieurs familles, dont des structures de type « solide » et de type « feuille » (figure 3.4b) [97].

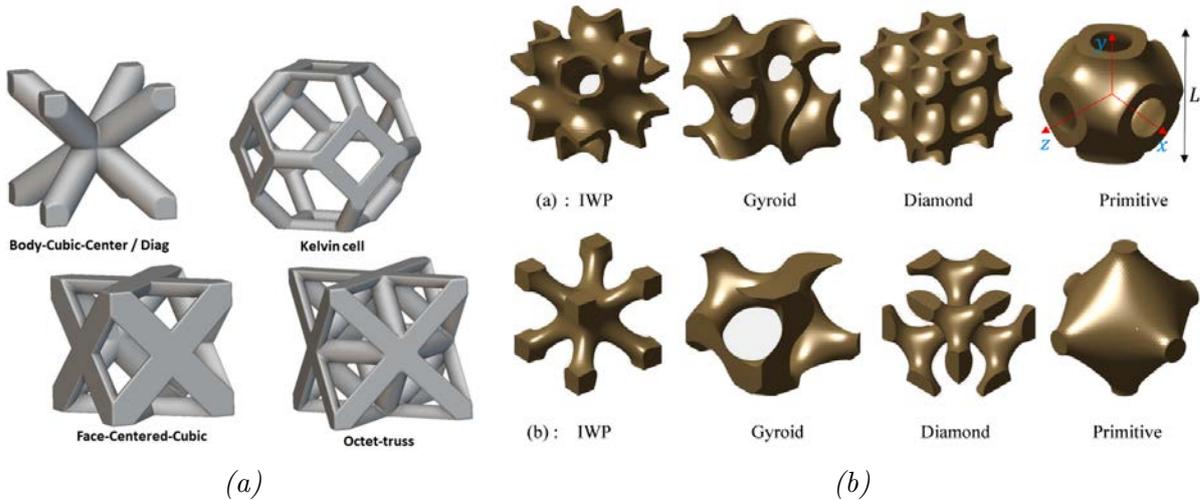


FIGURE 3.4 – Exemples de structures lattices (maille élémentaire) à base de poutres (a) et structures TPMS avec au-dessus le type « feuille » et en dessous le type « solide » extrait de Viet et al. [98] (b).

En fonction de l’uniformité de la répartition des cellules unitaires, les structures *lattices* sont classées en structures uniformes ou non uniformes [99]. Les structures uniformes correspondent à des structures poreuses comportant une distribution uniforme d’une cellule unitaire, incluant les mêmes formes topologiques et dimensions de cette cellule, arrangée dans l’espace de façon cohérente. Les structures non uniformes, à l’inverse, comportent des cellules unitaires différentes, avec une distribution inégale. Par exemple, la figure 3.5

montre une structure *lattice* non uniforme, à gradient de propriétés, qui comporte une topologie de cellule unitaire et une disposition différente entre chaque niveau (*steps*).

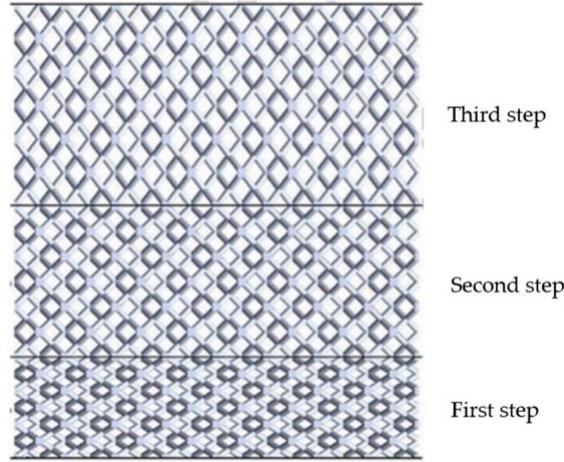


FIGURE 3.5 – Exemple d'une structure lattice à gradient de propriétés [100].

Pour les structures *lattices*, le paramètre de densité relative ( $\rho^*$ ) est un paramètre prédominant dans la détermination des propriétés mécaniques [101]. Il est défini comme étant le rapport entre le volume d'encombrement de la structure ( $V_{lattice}$ ) et celui de la maille élémentaire ( $V_{maille}$ ) dans laquelle s'inscrit la structure :

$$\rho^* = \frac{V_{lattice}}{V_{maille}} \quad (3.1)$$

Cette valeur de densité relative fixe la limite entre un matériau cellulaire et un matériau solide contenant des pores isolés. Elle est donc directement corrélée au niveau de porosité présent dans la structure. Ce paramètre est souvent appelé fraction volumique. Les propriétés mécaniques des structures *lattices* dépendent finalement de trois paramètres : le matériau, la topologie de la cellule et la densité relative de la structure [102].

Ces structures sont couramment utilisées dans des applications où elles sont soumises à des chargements de compression ou d'absorption. La réponse mécanique va dépendre des éléments (poutres) et donc de la topologie de la structure unitaire. La réponse à une sollicitation, liée à la disposition des poutres, peut être classée en deux catégories : les structures dominées par la flexion ou bien par l'étirement (figure 3.6). La réponse structurelle peut être décrite à l'aide du critère de stabilité  $M$  de Maxwell, qui prédit la spécificité de la structure en fonction du nombre de poutres et de nœuds [103]. Pour les structures en trois dimensions, il est défini suivant la relation :

$$M = s - 3n + 6 \quad (3.2)$$

où  $s$  correspond au nombre de poutres en contact et  $n$  le nombre de nœuds. Pour une valeur de  $M$  strictement négative, il s'agira d'une structure dominée par la flexion. Pour une valeur de  $M$  nulle, alors la structure sera considérée comme dominée par l'étirement, et présentera donc une rigidité plus importante [104]. Par contre, pour une valeur de  $M$  strictement positive, alors la structure est considérée comme excessivement rigide.

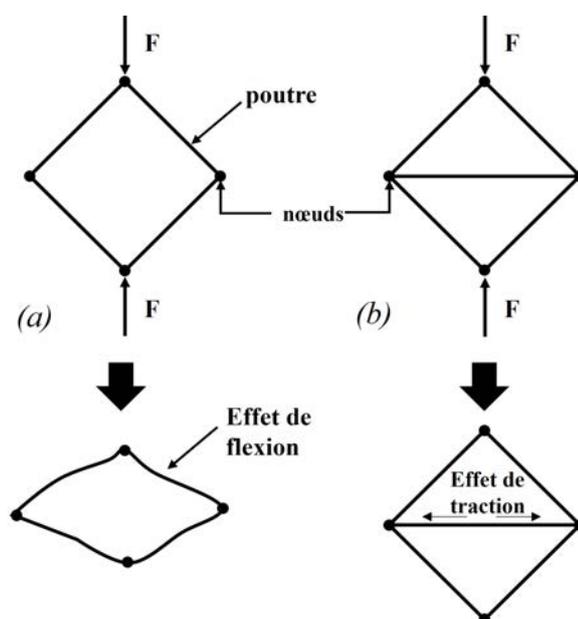


FIGURE 3.6 – Réponse mécanique d'une structure dominée par la flexion (a) et par l'étirement (ou traction) (b) en réponse à une charge externe appliquée  $F$ , inspirée de Abdulhadi [105].

Les propriétés atteignables par les matériaux constitués de structures *lattices* sont difficiles, voire impossibles, à obtenir pour les matériaux poreux dont les pores sont stochastiques. Ces structures *lattices* ont un réel avantage, puisqu'elles possèdent une résistance spécifique élevée avec une rigidité contrôlable. Une autre propriété intéressante de ces structures est leur très bonne capacité d'absorption d'énergie (exemple : crash-box en mousse métallique) [106]. Ces différentes caractéristiques en font des matériaux très prometteurs pour de nombreux domaines.

### 3.1.2 Domaines d'applications des structures *lattices*

Les matériaux cellulaires sont largement utilisés et étudiés dans un large éventail d'industries telles que l'aérospatial, les transports et notamment l'industrie médicale (figure 3.7). En effet, ces matériaux sont attractifs pour des recherches d'allègement de structures mais également pour des effets d'absorption d'énergie.

Dans l'industrie automobile, ces structures ont, par exemple, été utilisées pour tenter de réduire le bruit, améliorer la réduction du poids et faciliter le recyclage des pièces auto-

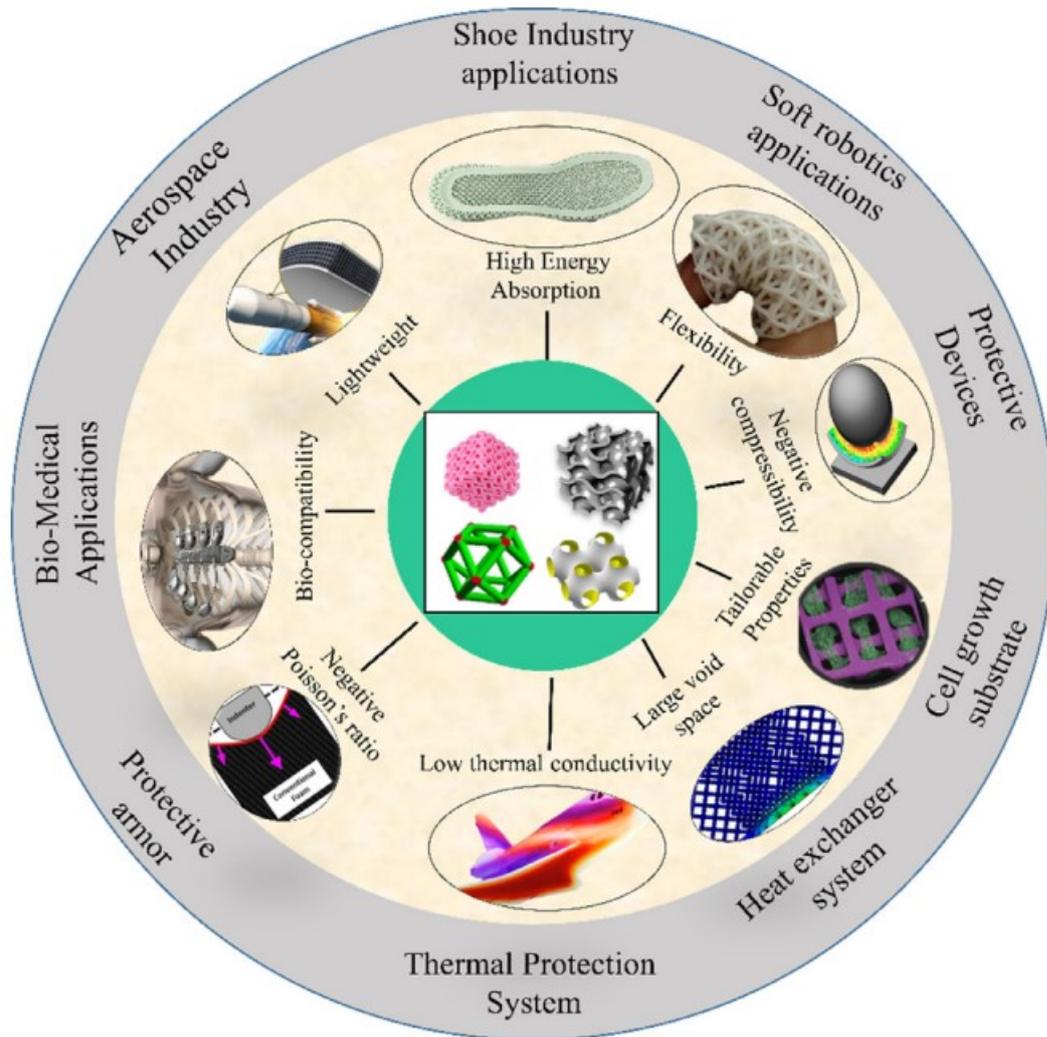


FIGURE 3.7 – Illustration des applications des structures lattices dans divers domaines [107].

mobiles [108]. Les secteurs de l'aérospatial et de l'aéronautique tirent également profit des avantages des structures *lattices*, dans le but d'augmenter le rapport performance/poids des pièces afin d'accroître leur efficacité. C'est par exemple le cas pour la création de pièces telles que les adaptateurs de charge utile (composant mécanique qui facilite la séparation à la fin de la phase de lancement d'une fusée) ou bien des éléments du fuselage, comme la peau [109]. Pour ce qui est du domaine médical, ces structures sont très utiles pour minimiser les quantités de matériaux nécessaires à l'implantation, réduisant ainsi considérablement l'invasivité et le temps d'acceptation du corps étranger. Par exemple, dans les travaux de Jett et al.[110] portant sur l'optimisation de l'arthroplastie par prothèse de hanche, une partie de la tige fémorale est optimisée avec une structure *lattice* de type cubique diamant (figure 3.8).

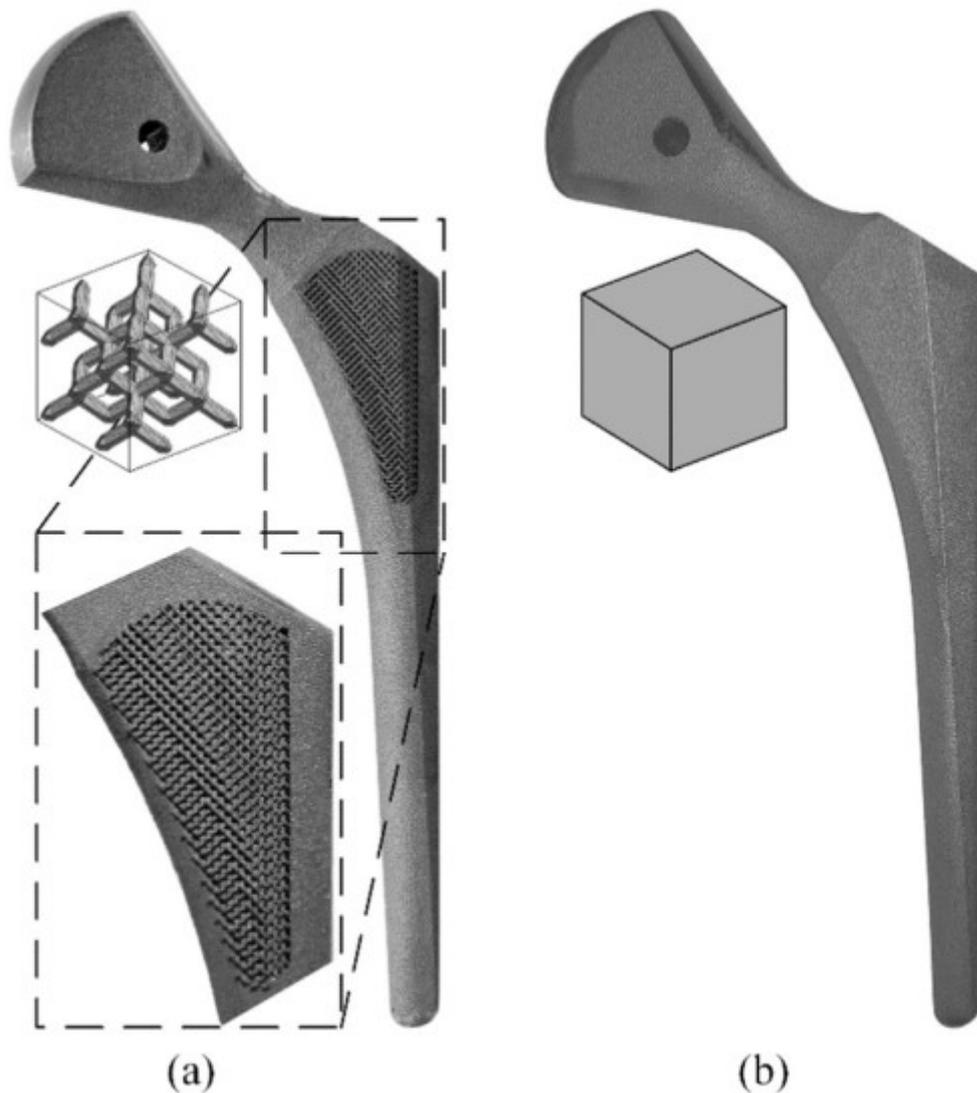


FIGURE 3.8 – Tiges fémorales avec le corps de la tige rempli d'une structure *lattice* ordonnée (a) et entièrement dense (b), obtenues par fabrication additive [110].

Certaines études s'intéressent à l'intégration de ces structures dans le domaine de l'implantologie, notamment les travaux de Oladapo et al. [111] relatifs à l'optimisation des implants dentaires (figure 3.9). Cela permettrait une stimulation de la croissance cellulaire et une meilleure biocompatibilité, favorisant ainsi une bonne ostéo-intégration.

D'autres études, par exemple celle menée par Suska et al. [112], s'intéressent à l'intégration de ces structures au sein d'une reconstruction de défauts maxillaires causés par des traumatismes ou des troubles congénitaux (figure 3.10).

Ainsi, il ressort que les structures *lattices* sont de plus en plus utilisées dans divers domaines, y compris la dentisterie, pour des applications telles que la médecine régénéra-

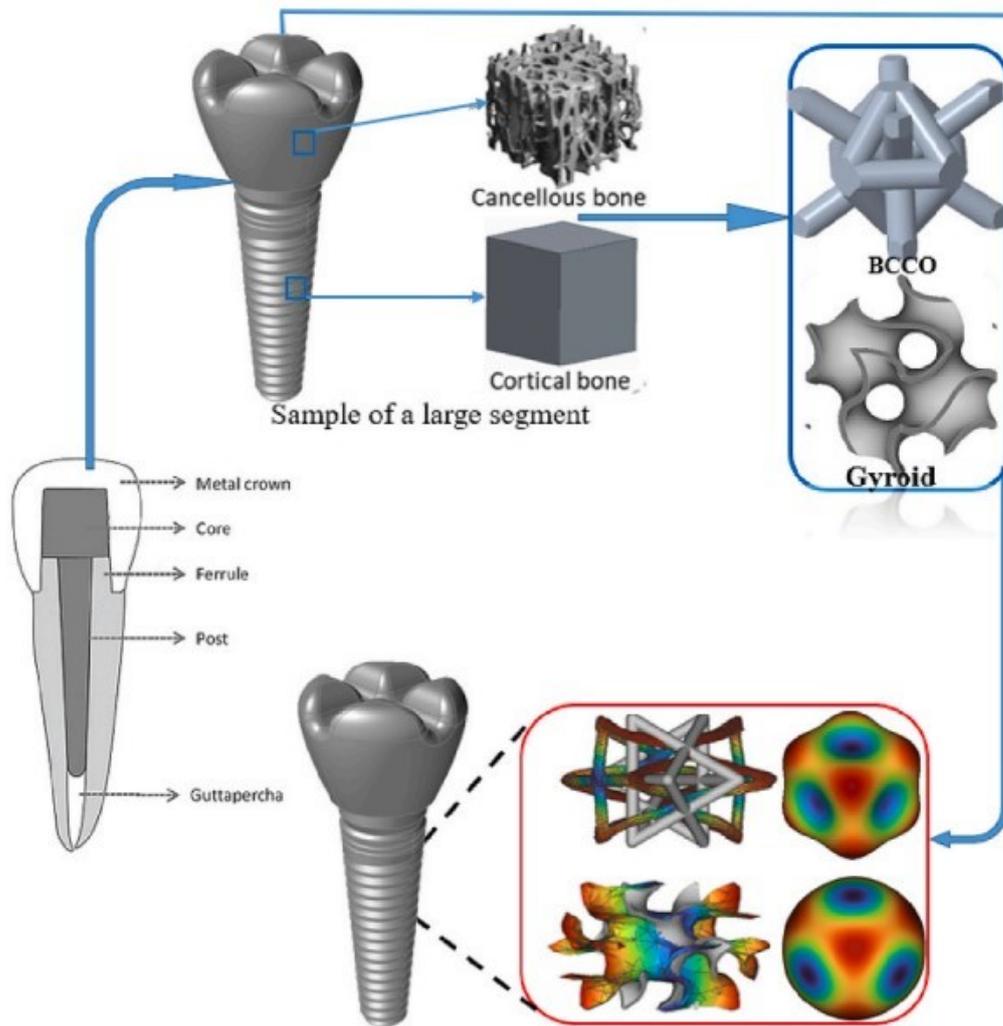


FIGURE 3.9 – Implant dentaire en PEEK optimisé avec des structures lattices extrait de Oladapo et al. [111].

tive, l'ingénierie tissulaire et même au sein de l'implantologie. Ces structures offrent des possibilités innovantes en ce qui concerne les réhabilitations dentaires et l'aspect personnalisable de ces traitements, avec une réelle prise en compte du patient dans sa globalité. L'utilisation des techniques récentes de fabrication additive permet l'intégration de ces structures en garantissant un ajustement précis, adapté et un potentiel confort. Ces éléments sont indispensables pour répondre aux besoins individuels des patients. L'étude des avantages de ces structures au sein de réhabilitations prothétiques peut se faire suivant des approches expérimentale et/ou numérique. Cependant, cette dernière peut fournir davantage de données en s'appuyant bien évidemment sur un modèle robuste. L'intégration des structures *lattices* au sein d'un modèle numérique (par éléments finis) dépend de la taille et du nombre de cellules unitaires de la structure intégrées à la pièce finale. Plus

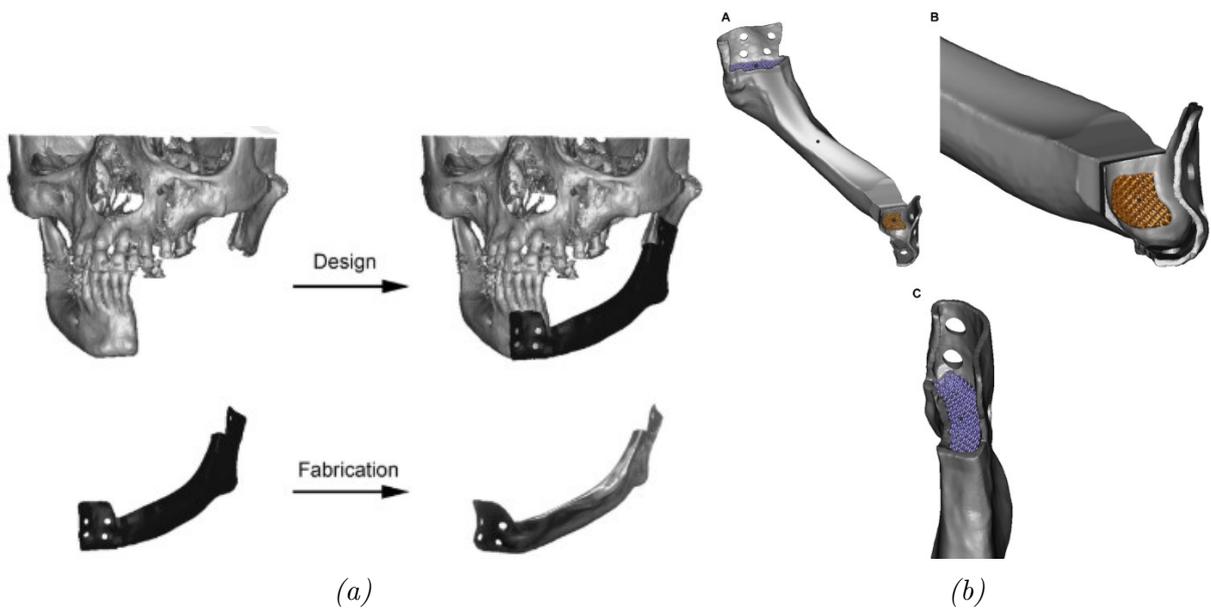


FIGURE 3.10 – Modèle du squelette facial pour la conception d’une prothèse mandibulaire (a) et vue d’ensemble de la prothèse montrant la présence d’une structure lattice aux extrémités supérieures et inférieures (b) [112].

le nombre de cellules est important, plus le maillage de la pièce finale est fin et donc engendre des temps de calculs numériques considérables. Afin de s’affranchir de la structure hétérogène susceptible d’entraîner un maillage conséquent, des techniques d’homogénéisation numérique ont été développées [99]. Leurs utilisations dépendent de l’application considérée.

## 3.2 La fabrication additive : des procédés au centre de la dentisterie moderne

L’utilisation de matériaux architecturés en ingénierie a été rendue possible grâce à l’essor des procédés de fabrication additive depuis le début des années 2000. Ces procédés se sont développés et améliorés dans l’objectif primordial de la qualité du produit fini, avec une cadence de production optimale suivant le secteur d’application. Différents procédés ont vu le jour, avec chacun des caractéristiques, des avantages et des inconvénients spécifiques. L’évolution du nombre de brevets pour les technologies de FA à base de poudre témoigne de la croissance forte de ce secteur d’activité depuis le début des années 2000 (figure 3.11). Cette large gamme de procédés de FA permet d’aboutir à un choix spécifique ciblé suivant le domaine d’utilisation. Toutes les technologies d’impression 3D fonctionnent selon un principe similaire : un modèle numérique est converti en un objet physique tridimensionnel en ajoutant de la matière couche par couche. Les différents pro-

cedés ne requièrent aucun outillage spécifique tel que les moules et les outils de coupe ou de mise en forme car la pièce est fabriquée directement sur un plateau, ce qui offre un ensemble unique d'avantages mais également de limitations qui seront explicités dans cette partie. L'objet 3D est découpé en fines couches bidimensionnelles par un logiciel (appelé *slicer*) souvent spécifique à l'imprimante 3D, qui exporte ensuite le fichier d'instruction pour permettre à la machine une lecture. Dès lors, le fonctionnement de l'imprimante 3D va varier selon le procédé de fabrication, mais également selon les matériaux disponibles. Les pièces produites par fabrication additive exigent souvent un post-traitement afin d'atteindre le niveau de finition et de surface désiré. Ces étapes supplémentaires, souvent manuelles, requièrent des efforts supplémentaires notamment pour les technologies à base de poudre métallique [113].

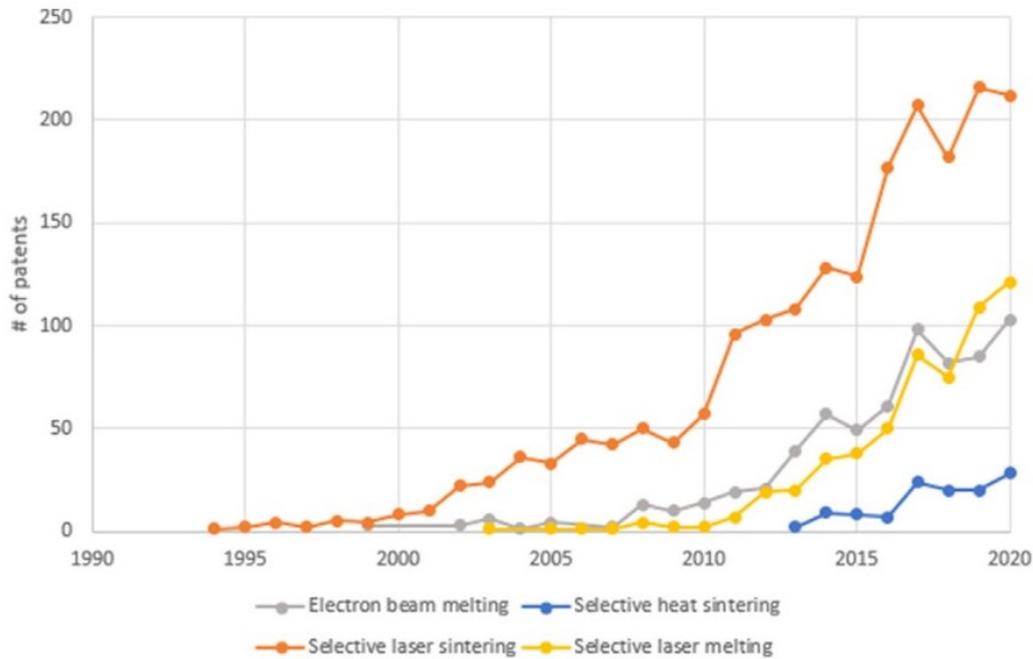


FIGURE 3.11 – Évolution du nombre de brevets pour la fusion sur lit de poudre dans le secteur de la santé [114].

### 3.2.1 Différents procédés de fabrication additive

Parmi les différentes familles de fabrication additive, on retrouve les procédés connus du grand public que sont la FDM (*Fused deposition modeling* ou dépôt de fil fondu) ou encore la SLA (stéréolithographie). Le procédé SLA est utilisé pour la création d'objets 3D principalement à base de résine, avec une très grande précision. Ce procédé est d'ailleurs fréquemment utilisé par les prothésistes dentaires [115]. Il existe à ce jour sept grandes familles de procédés additifs (figure 3.12) : photopolymérisation en cuve (*Vat photopolymerization*), extrusion de matière (*Material extrusion*), projection de matière (*Material*

jetting), projection de liant (*Binder jetting*), fusion sur lit de poudre (*Powder bed fusion*), dépôt d'énergie dirigée (*Directed energy deposition*) et la stratification de couches (*Sheet lamination*) [116]. Les détails de chaque procédé ne seront pas présentés ici. Dans ce travail de thèse, le procédé utilisé entre dans la famille de fusion sur lit de poudre : il s'agit du procédé SLM, qui fait l'objet du paragraphe suivant.

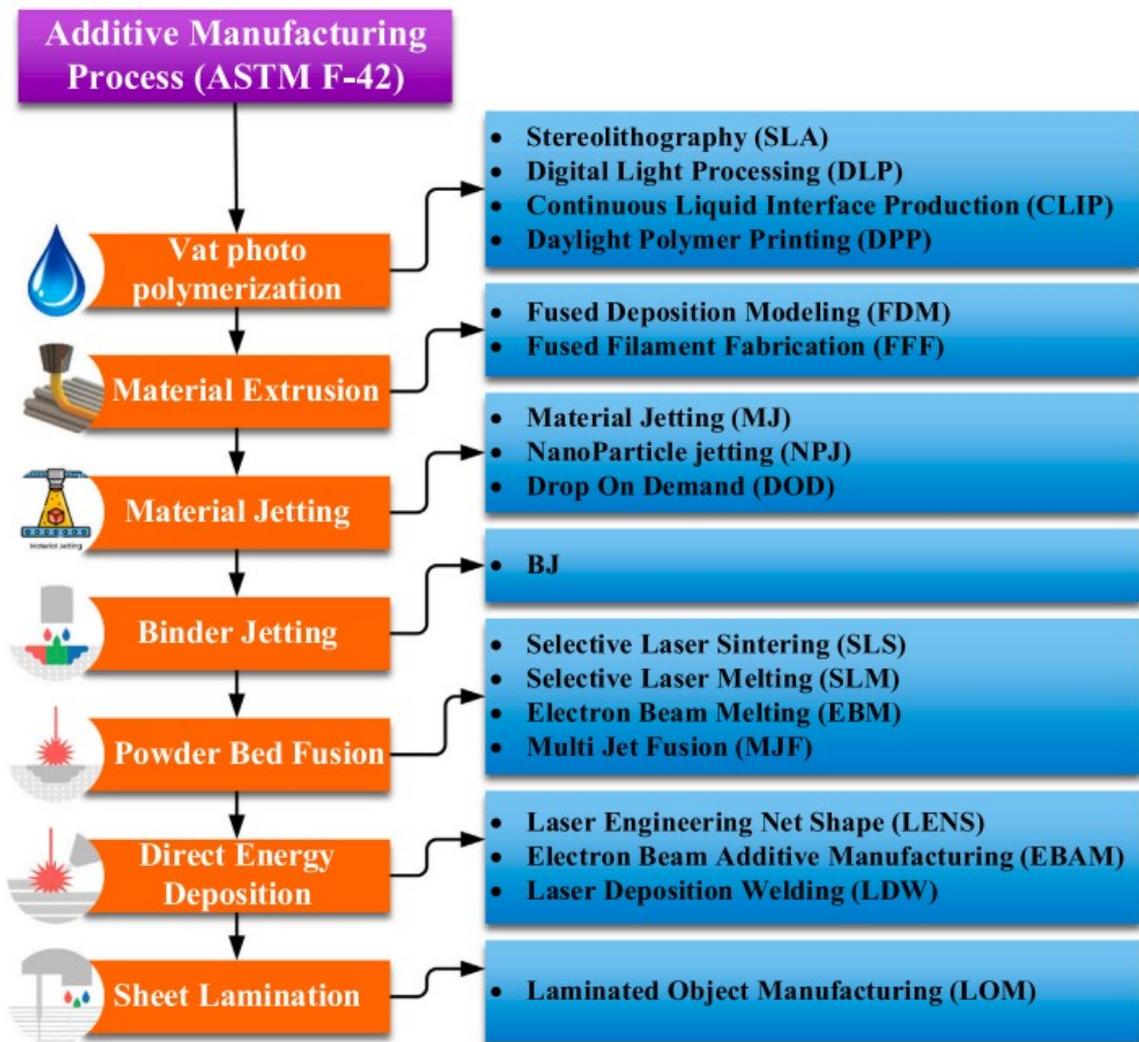


FIGURE 3.12 – Différentes familles de procédés de fabrication additives et leurs technologies [117].

### 3.2.2 Le procédé de fabrication additive SLM

Le procédé SLM est un procédé de FA utilisant la métallurgie des poudres. Seules des poudres métalliques sont utilisées (poudres d'acier au carbone, d'acier inoxydable, d'aluminium, de céramique ou de titane). Une fine couche de poudre métallique est déposée

sur une plateforme, puis un laser de haute puissance est utilisé pour fusionner sélectivement les particules de poudre selon les données d'entrée issues du fichier numérique de conception. Un laser à haute température est nécessaire afin de fusionner les couches de poudre fine de manière ponctuelle. Le procédé est automatique : un racleur étale une nouvelle couche de poudre selon une certaine épaisseur après la fusion de la première couche. Différents paramètres doivent être réglés en amont, afin d'obtenir un produit de bonne qualité. Il s'agit notamment de la puissance du laser, de la vitesse du balayage et de l'épaisseur de couche [118]. Selon la valeur de la puissance du laser, de la machine et la poudre utilisée, l'épaisseur de la fine couche peut varier de 200 à 300  $\mu m$  [119]. D'autres paramètres liés à ce procédé sont également à prendre en compte, et peuvent être relatifs à la machine, au laser, au balayage et au matériau (figure 3.13). Le principe général du procédé SLM est illustré dans la figure 3.14.

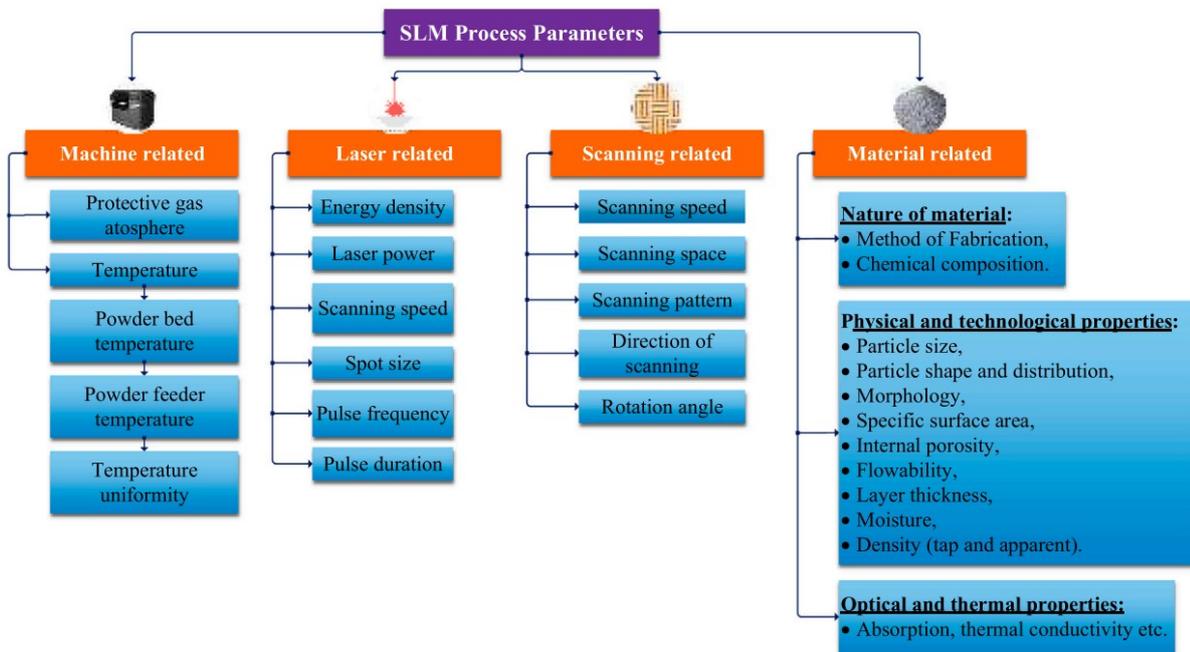


FIGURE 3.13 – Principaux paramètres du procédé SLM [117].

Les étapes supplémentaires de post-traitement sont assez chronophages. Il faut tout d'abord extraire la pièce du bloc de poudre non fusionné. Ensuite, il est nécessaire de détacher la pièce de son plateau support par tronçonnage (tronçonneuse, scie à ruban, découpe au fil ou pince si la pièce n'a pas un contact très important avec le plateau). De plus, il est parfois indispensable de retirer les supports de fabrication par usinage. Ces supports permettent d'éviter des problèmes de déformabilité mais aussi de conductivité thermique (figure 3.15a). Cependant, pour ce procédé, les supports de fabrication ne sont pas indispensables. En effet, les dépôts de pièces et les contre-dépouilles sont maintenus par le lit de poudre compacté mais non fusionné [122]. Enfin, une dernière étape peut être le polissage de la pièce (finition) et éventuellement l'application d'un traitement ther-

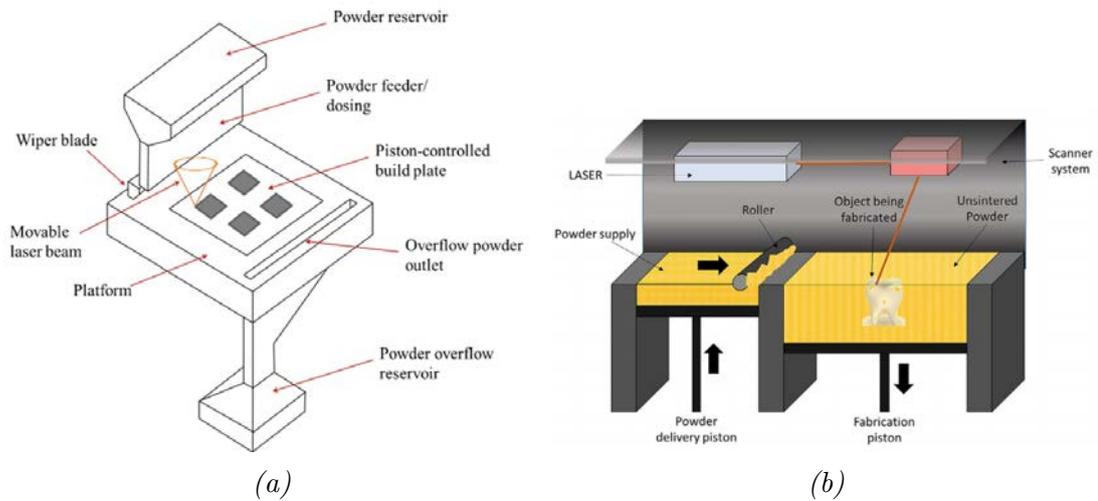


FIGURE 3.14 – Schéma simplifié du procédé de fusion laser sur lit de poudre [120] (a) et illustration du procédé pour une application dentaire d'une armature pour prothèse partielle amovible [121] (b).

mique afin d'améliorer certaines propriétés mécaniques (figure 3.15b).



FIGURE 3.15 – Exemple de supports de fabrication pour une prothèse partielle amovible (a) et méthode de conception hybride, pour la finition, avec l'ajout du fraisage CNC (b) [123].

La technologie SLM rencontre un fort succès dans le domaine médical (notamment pour la fabrication d'implants et de prothèses, mais également dans une grande variété d'applications industrielles (équipements, aéronautique, ...)). Les avantages de la fabrication additive basée sur la métallurgie des poudres sont nombreux : elle permet une production rapide de prototypes et de pièces personnalisées, réduit les déchets de matériaux

et offre une flexibilité de conception inégalée. De plus, dans ces domaines d'utilisation privilégiés (aérospatial, automobile, médical) elle ouvre la voie à de nouvelles applications pour lesquelles la légèreté, la complexité géométrique et la personnalisation sont essentielles.

Toutefois, ce procédé présente également des limites :

- Premièrement, l'équipement et les installations industrielles sont généralement très coûteux car c'est un procédé mécaniquement plus complexe que d'autres technologies, comme la stéréolithographie par exemple ;
- Deuxièmement, les propriétés physiques des matériaux semblent se dégrader significativement dans le temps, avec une potentielle fragilité du matériau. En général, les pièces ne possèdent pas d'aussi bonnes propriétés physiques que le matériau monolithique, conçu par fabrication traditionnelle [124]. Le procédé SLM est la technologie qui permet d'obtenir cependant de très bonnes propriétés mécaniques [125]. Les propriétés statiques des pièces fabriquées par SLM sont comparables à celles des pièces forgées [124] ;
- Troisièmement, l'obtention d'un matériau final avec des propriétés anisotropes est également un inconvénient commun de tous les procédés de FA. De fait, la direction d'impression et donc également l'orientation de la pièce vont influencer les propriétés mécaniques, et engendrer une anisotropie au sein de la structure ;
- Enfin, les avancées actuelles sur ces technologies ne permettent toujours pas de rivaliser avec les procédés de fabrication traditionnels lorsqu'il s'agit de grandes séries. Dans la plupart des cas, le point d'inflexion se situe autour de 100 pièces et dépend évidemment du procédé, du matériau et de la pièce à concevoir [126].

En conclusion, la fabrication additive basée sur la métallurgie des poudres, notamment avec le procédé SLM, représente une avancée majeure dans la fabrication industrielle. En combinant précision, efficacité et liberté de conception, elle ouvre de nouvelles perspectives pour l'innovation et la fabrication de nouvelles technologies. Dans le cadre de cette étude prospective, associée au domaine de l'odontologie, le procédé SLM a été employé pour une solution alternative de réhabilitation prothétique mandibulaire. Comme énoncé au chapitre 1 de ce manuscrit, l'étude s'est focalisée sur la barre métallique constituant l'environnement prothétique. Pour rappel, la solution alternative proposée a concerné l'utilisation d'une structure *lattice* dans l'objectif de réduire la rigidité globale de la barre prothétique. Les critères de choix et la caractérisation d'une structure *lattice* optimale répondant à cet objectif font l'objet du paragraphe suivant.

### 3.3 Choix et optimisation d'une structure *lattice* pour la barre prothétique

Ce travail de recherche est orienté sur l'optimisation d'une solution prothétique fixe, au niveau mandibulaire. Il s'agit d'une étude prospective. Comme évoqué au chapitre 1, la méthode d'optimisation topologique a été envisagée lors des prémices de ce projet de recherche. L'idée était d'utiliser cette méthode afin d'aboutir à une géométrie idéale (optimisée par rapport à une certaine fonction objective) pour la barre prothétique, en se basant sur un modèle numérique éléments finis établi au préalable. Ce modèle numérique, qui sera présenté plus en détail dans le chapitre 4, inclut des conditions aux limites visant à se rapprocher au mieux de la réalité physiologique. De plus, il contient des données différentes suivant le cycle masticatoire considéré. Ainsi, il semblait possible d'aboutir à une géométrie de la barre prothétique optimale, en adéquation avec chaque cycle masticatoire. Une autre possibilité était d'utiliser le résultat de l'optimisation afin de déterminer stratégiquement l'emplacement des gradients de porosité. Le module d'optimisation disponible avec le logiciel Abaqus® (Tosca Structure®) a été utilisé. Cependant, une importante phase de recherche initiale a été nécessaire pour saisir son fonctionnement avec précision, évitant ainsi de considérer le logiciel uniquement comme une boîte noire. Plusieurs formulations ont été considérées, en utilisant le modèle éléments finis « physiologique », mais aucune d'entre elles n'a conduit à des résultats exploitables. À titre d'exemple, la figure 3.16a illustre le résultat de l'optimisation, où l'énergie de déformation du modèle complet est utilisée comme fonction objectif, et une contrainte sur le volume (50 % du volume initial) est appliquée pour encadrer le problème. La formulation n'est pas adéquate puisque des éléments constituant la barre prothétique sont supprimés à des endroits stratégiques. D'autres simulations ont été réalisées sur un modèle équivalent restreint. Cependant, aucun résultat satisfaisant n'a été obtenu (figure 3.16b). Ainsi, l'optimisation de la barre prothétique a été réalisée à l'aide d'une structure *lattice*.

Afin de mener cette démarche à son terme, l'optimisation est limitée à un seul motif de cellule unitaire. Les critères concernant le choix de cette structure sont tout d'abord exposés. La méthode d'homogénéisation mise en œuvre et ses résultats sont ensuite présentés. Enfin, une validation expérimentale de la méthode d'homogénéisation numérique est proposée.

#### 3.3.1 Critères de choix de la cellule unitaire BCC

La structure retenue dans le cadre de cette étude est la structure à base de poutres, appelée structure BCC (*Body-Centered-Cubic*) ou également *diag* dans la littérature. Cette structure est inspirée de la structure cristalline, qui porte le même nom. Elle se compose de huit demi-poutres solides cylindriques pleines (longueur  $L_s/2$ ), disposées selon un angle  $\theta/2$  par rapport au plan horizontal (figure 3.17). Dans un cas général, où la structure BCC serait inscrite dans une maille élémentaire de dimensions  $X$ ,  $Y$  et  $Z$  (correspondant à sa

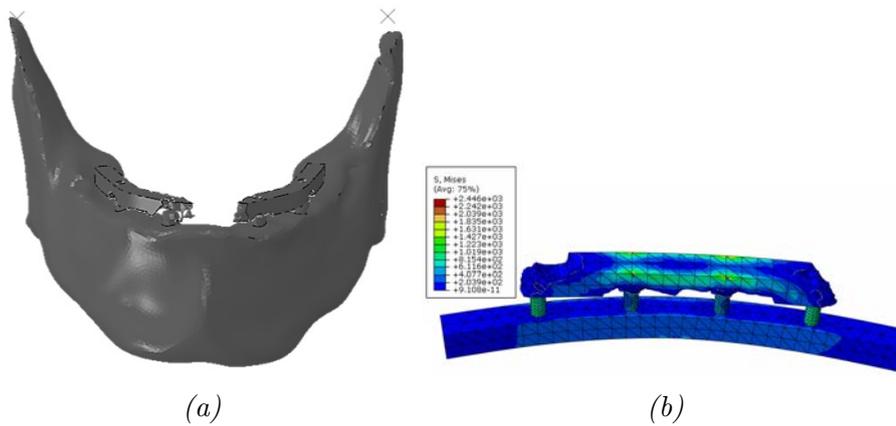


FIGURE 3.16 – Optimisation de la barre à partir du modèle physiologique (a) et à partir du modèle équivalent restreint (b).

longueur, largeur et hauteur, respectivement), alors il est possible d'établir des relations entre les paramètres géométriques :

$$\text{Angle } \theta \text{ entre deux poutres : } \theta = 2 \times \tan^{-1} \left[ \frac{Y}{\sqrt{X^2 + Z^2}} \right] \quad (3.3)$$

$$\text{Longueur de poutre : } L_s = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (3.4)$$

Les critères de sélection de cette structure BCC sont basés sur des analyses issues de la littérature. Ils concernent essentiellement la fabricabilité, la facilité de modélisation numérique, la quasi-isotropie, la qualité des propriétés mécaniques et sont davantage détaillés ci-après :

- Tout d'abord, un argument prépondérant concernant le choix du motif est la possibilité et, surtout, la facilité d'impression de cette structure, en comparaison à d'autres. En effet, la structure BCC est considérée comme « autoportante », caractéristique non négligeable pour le procédé de fabrication additive utilisé. Les différentes poutres composant sa topologie forment un angle d'inclinaison de plus de  $45^\circ$  par rapport au plan relatif au lit de poudre. Cette caractéristique est possible si l'angle d'inclinaison est supérieur à  $20^\circ$  [104]. Ainsi, les supports de fabrication ne sont pas nécessaires au sein de chaque poutre, ce qui conduit à un résultat d'impression plus fidèle à la géométrie initiale. De plus, un gain de matière est obtenu grâce à l'absence de supports ;
- Le deuxième critère de choix est la facilité de maillage de cette structure, simplifiant son intégration dans un modèle numérique éléments finis. La discrétisation obtenue sera plutôt raisonnable, en ce qui concerne le nombre d'éléments, comparativement à

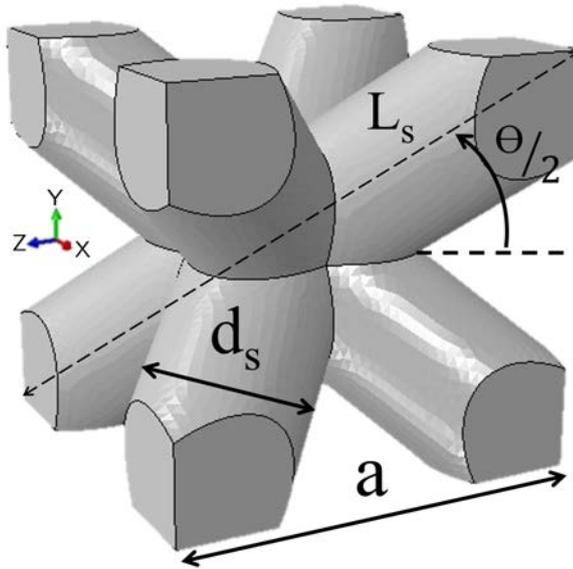


FIGURE 3.17 – Géométrie et paramètres étudiés de la structure lattice BCC : longueur de poutre ( $L_s$ ), diamètre ( $d_s$ ), angle entre les poutres ( $\theta$ ) et taille de la maille élémentaire ( $a$ ).

d'autres structures telles que la structure octet-truss ;

- Le troisième critère est relatif à la recherche d'un comportement proche de l'isotropie. Cette condition est très importante afin de pouvoir mener à bien cette étude prospective, en s'affranchissant des difficultés liées au caractère anisotrope de nombreuses structures *lattices*. Une étude, menée par Chatzigeorgiou et al. [127], a relevé le caractère quasi isotrope de la structure BCC pour des densités relatives élevées (figure 3.18). Pour cela, l'étude du degré d'anisotropie au travers du rapport de Zener a été réalisée. Ce rapport est défini par plusieurs composantes du tenseur de rigidité de la structure ( $C_{44}$ ,  $C_{11}$ ,  $C_{12}$ ) :

$$Z = \frac{2C_{44}}{C_{11} - C_{12}} \quad (3.5)$$

La valeur de  $Z = 1$  correspond à un milieu isotrope. On peut observer, sur la figure 3.18, la convergence vers  $Z = 1$  pour la structure BCC lorsque la densité relative augmente. Les divers paramètres de la structure retenue pour cette étude seront présentés par la suite. Finalement, cela a permis d'aboutir à une densité relative d'environ 0,56 se rapprochant ainsi du cas isotrope parfait pour lequel  $Z = 1$  ;

- Enfin, la structure BCC possède de bonnes propriétés mécaniques pour des chargements en flexion et compression [128]. Il est important de souligner que ces deux types de sollicitations mécaniques sont les principaux responsables de la déformation de la barre prothétique lors des différentes phases masticatoires. Ces sollicitations se retrouvent

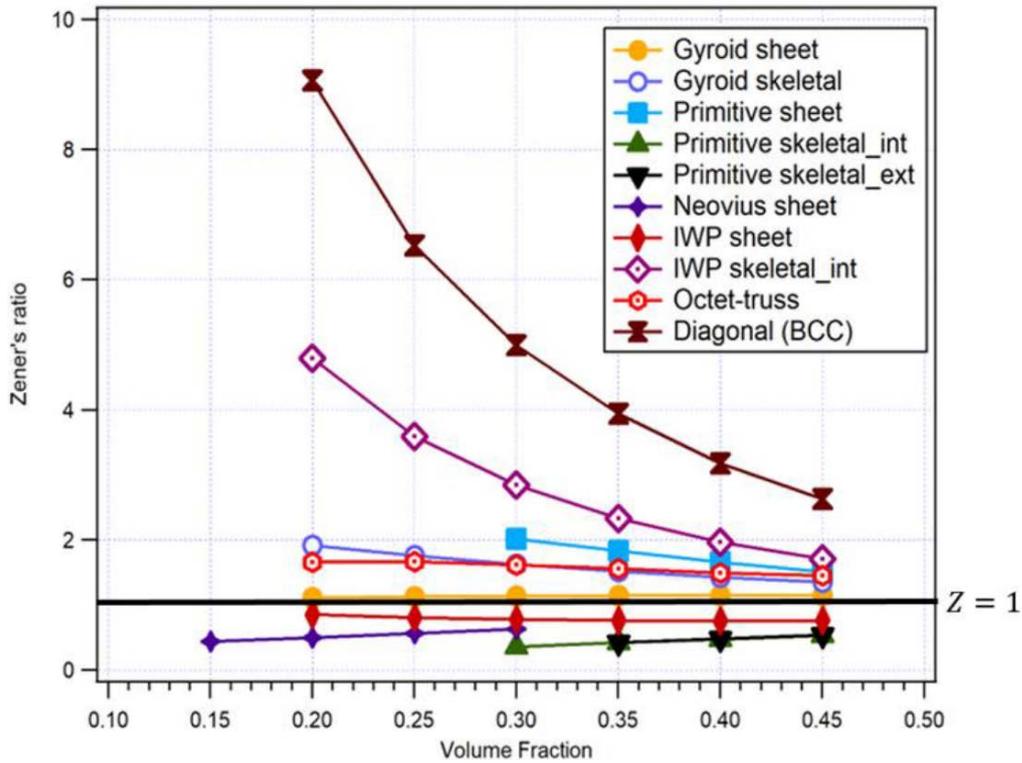


FIGURE 3.18 – Rapport de Zener en fonction de la densité relative, pour différentes structures lattices[127].

également en général dans la nature, d'après Ashby et al. [91]). Si l'on s'intéresse au critère de stabilité de Maxwell, cette structure peut être classée parmi les structures dominées par la flexion. En effet, la structure possède huit poutres en interaction, et neuf nœuds, donc  $M = -13$ . Cette structure possède donc une complaisance assez élevée, mais qui ne signifie pas une résistance moindre. En effet, il est évident que la déformation de cette structure dépendra fortement de la nature de la charge appliquée. Par exemple, si la structure BCC est soumise à une charge biaxiale ou triaxiale, alors chaque poutre subira théoriquement une charge axiale, ce qui aura pour conséquence de renforcer considérablement la rigidité de la structure [129]. C'est effectivement le cas pour l'application considérée, où la barre prothétique est soumise à des chargements assez complexes dans plusieurs directions.

### 3.3.2 Méthode d'homogénéisation numérique

Les structures *lattices* sont de plus en plus populaires dans de nombreux domaines en raison de leurs larges potentialités. Ce qui limite leur développement, c'est principalement l'absence d'une approche numérique standard permettant de prédire de manière fiable leur comportement mécanique et leur comportement à la rupture. La prédiction du comportement mécanique des matériaux architecturés au sein de modèles numériques

par EF regroupe diverses approches. En effet, il est évident que le type de prédiction est différent suivant le type d'architecture et surtout l'échelle de modélisation recherchée (microscopique, mésoscopique ou macroscopique) [101, 130]. Les propriétés mécaniques de ces matériaux sont investiguées selon diverses méthodes : analytiques, numériques ou encore expérimentales [131–133]. L'intégration de matériaux à structures *lattices* dans des modèles numériques peut se faire suivant deux grandes approches : la première approche est la modélisation en champs complets ; la seconde est l'approche en champs moyens [134, 135].

La démarche par champ complet prend en compte la géométrie hétérogène complète de la structure comportant de possibles répétitions de la cellule unitaire. Ainsi, pour l'exemple d'une structure *lattice* à base de poutres, il est possible de connaître précisément le comportement mécanique de chacune des poutres qui la composent. Le principal désavantage réside dans la considération d'un nombre très important d'éléments, aboutissant à des temps de calculs conséquents. De ce fait, des ressources informatiques importantes doivent être employées.

La démarche par champ moyen permet de s'affranchir de la topologie hétérogène de la structure en la remplaçant par un milieu homogène équivalent (MHE). Ainsi, le comportement macroscopique peut être étudié en se basant sur le comportement moyen d'un volume élémentaire représentatif (VER) [136]. Les propriétés macroscopiques sont obtenues en terme de propriétés mécaniques effectives. Pour une structure *lattice*, cela dépend de la cellule unitaire. L'avantage de cette méthode est d'obtenir un temps de calcul beaucoup plus faible, et donc des résultats davantage exploitables. Le principe général est illustré par la figure 3.19.

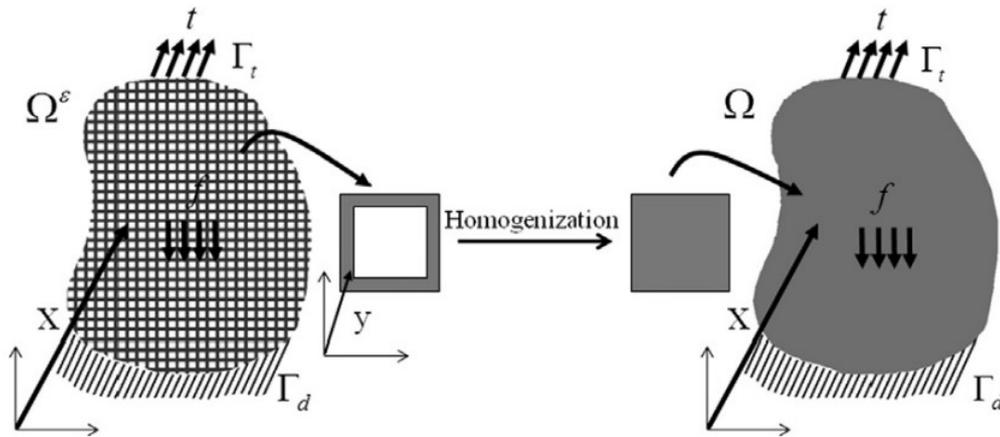


FIGURE 3.19 – Concept d'homogénéisation par champ moyen d'un matériau cellulaire [137].

En ce qui concerne l'homogénéisation selon une approche par champ moyen, une méthode pouvant être utilisée est l'homogénéisation périodique, à contrainte imposée ou à

déformation imposée [138–140]. Le principe d'homogénéisation périodique s'applique sur une structure considérée comme périodique. Il consiste à résoudre un problème aux limites sur un VER de la microstructure. En utilisant des techniques mathématiques et des méthodes d'analyse asymptotique, on peut obtenir les propriétés effectives du MHE, relatif à la structure comportant une répétition périodique de la cellule unitaire dans les trois directions de l'espace. Ces deux techniques consistent à résoudre les équations aux limites tout en maintenant les contraintes ou déformations imposées. En se plaçant dans l'hypothèse des petites perturbations, et dans un cas d'élasticité linéaire, il est possible d'écrire la loi de Hooke généralisée :

$$\bar{\bar{\sigma}} = \bar{\bar{c}} : \bar{\bar{\varepsilon}} \quad (3.6)$$

où  $\bar{\bar{c}}$ , tenseur d'ordre 4, est le tenseur des modules d'élasticité ou tenseur des rigidités élastiques. Il permet d'exprimer le tenseur des contraintes  $\bar{\bar{\sigma}}$  en fonction du tenseur des déformations  $\bar{\bar{\varepsilon}}$ .

Le travail d'homogénéisation se base sur cette loi. En prenant en compte les propriétés physiques du matériau considéré (isotropie, orthotropie, anisotropie) et en imposant les contraintes ou les déformations, il est possible de remonter aux propriétés effectives globales du volume étudié. Les détails sur la méthode de résolution ne sont pas proposés ici mais peuvent être obtenus dans la littérature [141].

Pour l'étude considérée dans ces travaux de thèse, une autre méthode d'homogénéisation possible a été utilisée. Il s'agit de l'homogénéisation par voie numérique, à l'aide d'un modèle par EF. Ce paragraphe intervient à la suite de la sélection du motif de la structure *lattice* (BCC). L'étude du comportement mécanique de cette structure est indispensable pour permettre son intégration au sein d'une structure géométriquement complexe puis son implémentation dans un logiciel de calcul par éléments finis.

Tout d'abord, une étude préliminaire avec un jeu de paramètres fixés est essentielle. Le but de cette étude préliminaire est de définir le nombre minimal de répétitions de la cellule élémentaire dans les 3 directions de l'espace, permettant d'aboutir à un VER représentatif du comportement homogénéisé. Cela permet de valider, d'un point de vue numérique, la méthode d'homogénéisation utilisée. Ainsi, les paramètres géométriques définitifs de la cellule unitaire seront déterminés après l'étude du comportement mécanique résultant. Cette cellule unitaire servira de base à la conception de la barre prothétique architecturée, qui est au cœur de ces travaux.

Le logiciel numérique d'analyse par éléments finis utilisé est Abaqus<sup>®</sup> (Standard version 2021). L'homogénéisation numérique réalisée s'inscrit selon une approche par champ moyen, expliquée en première partie de ce chapitre. L'obtention du comportement mécanique macroscopique est obtenu avec la détermination du MHE, en passant par la recherche d'un VER. Les travaux de Fischer et al. [142] ont permis de mettre en évi-

dence le nombre de répétitions de cellules unitaires dans chaque direction de l'espace, pour la structure octet-truss (motif illustré dans la figure 3.4a), permettant l'obtention d'un VER. L'étude préliminaire concerne précisément la validation de cette assertion pour la structure BCC étudiée dans ces travaux. Dans un souci de simplicité, en gardant en tête l'objectif applicatif de ces recherches, la géométrie de la cellule unitaire est réduite à seulement deux paramètres variables : la taille ( $a$ ) de la maille élémentaire dans laquelle est contenue la cellule unitaire (supposée cubique) et le diamètre des différentes poutres de la structure *lattice* ( $d_s$ ). Ces paramètres sont illustrés dans la figure 3.17.

### 3.3.2.1 Principe de recherche du VER

La convergence du comportement mécanique macroscopique est déterminée après une analyse des résultats numériques, et ce suivant le VER choisi. Les premières simulations se sont donc intéressées à la cellule unitaire seulement. Puis, le VER a été augmenté par des répétitions identiques de la cellule unitaire dans les trois directions de l'espace (figure 3.20).

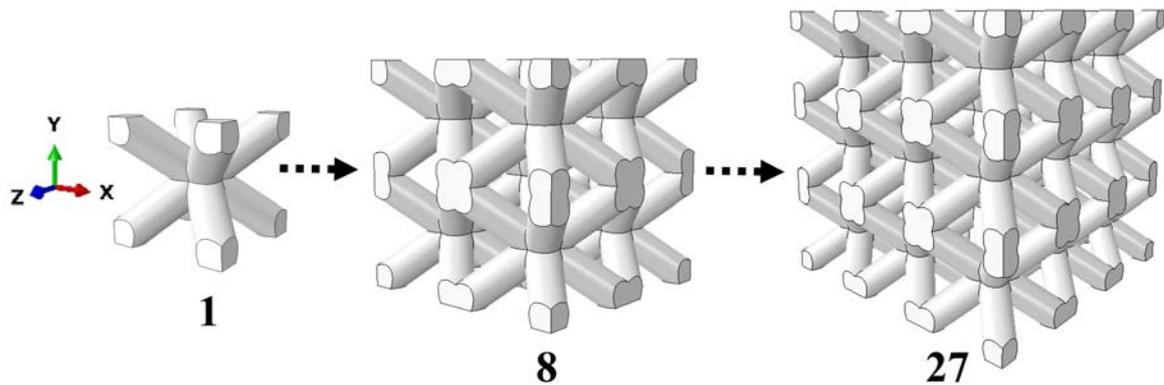


FIGURE 3.20 – Schéma illustrant l'augmentation du nombre de cellules du VER, jusqu'à 3 répétitions dans chacune des directions de l'espace  $X, Y$  et  $Z$ .

### 3.3.2.2 Principes de simulation numérique du comportement du VER

La paramétrisation des simulations numériques par EF a consisté, après création de la géométrie, à la réalisation d'un maillage, puis à l'ajout de conditions aux limites et d'un chargement de compression.

#### 3.3.2.2.1 Géométrie, modélisation et maillage de la cellule unitaire

Afin de limiter le temps de calcul, l'idée préalable a été l'utilisation de modèles à une dimension (1D) filaires, pour la modélisation des poutres constituant la cellule unitaire (figure 3.21). Cependant, les hypothèses cinématiques associées à la théorie des poutres (hypothèses de Bernoulli ou de Timoshenko) imposent des restrictions sur la déformation des sections droites. En outre, la théorie 1D ne permet pas une représentation adéquate

des effets de bord, comparativement à une modélisation volumique. En conséquence, le modèle filaire n'a pas donné de résultats satisfaisants et n'a donc pas été retenu pour la suite de ce travail. La modélisation de la cellule élémentaire est donc finalement une modélisation 3D volumique.

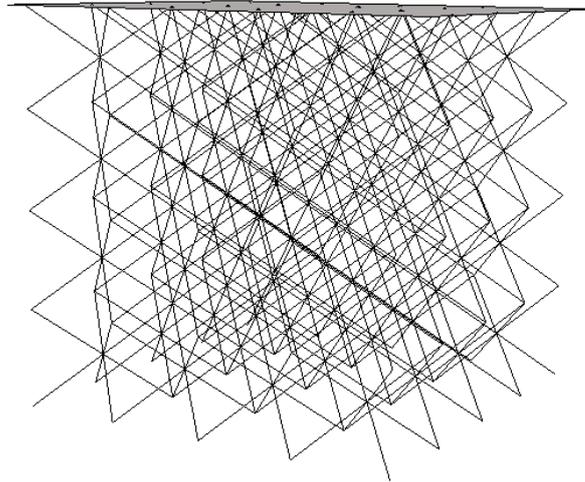


FIGURE 3.21 – Modèle Abaqus<sup>®</sup> filaire de la structure BCC avec quatre répétitions de la cellule unitaire dans les trois directions de l'espace.

La création de la géométrie de la cellule unitaire et de son maillage par éléments finis ont été automatisés à l'aide d'un script de codage Python couplé au logiciel Abaqus<sup>®</sup>. Ainsi, il est possible d'obtenir aisément le modèle numérique par éléments finis paramétré d'une cellule unitaire BCC, après le choix des paramètres géométriques  $a$  et  $d_s$  (figure 3.22).

### 3.3.2.2.2 Chargement

La sollicitation en compression a été appliquée à la structure, par le biais d'une plaque rigide mobile liée aux surfaces supérieures (interaction de type « *frictionless* », sans frottement) et une plaque rigide encastree, liée aux surfaces inférieures (figure 3.23).

### 3.3.2.2.3 Conditions aux limites (CL)

Concernant les CL, il a été choisi de tester trois configurations différentes. En effet, afin de s'assurer du comportement numérique homogénéisé obtenu, un seul type de CL ne suffit pas. Il est évident qu'il faut certifier que le résultat du comportement homogène équivalent de la structure soit indépendant des CL. En d'autres termes, il faut éviter d'avoir un comportement équivalent dépendant des CL. C'est ce qu'évoque le principe de Saint-Venant, avec une insensibilité du comportement d'une structure en un point significativement éloigné des CL.

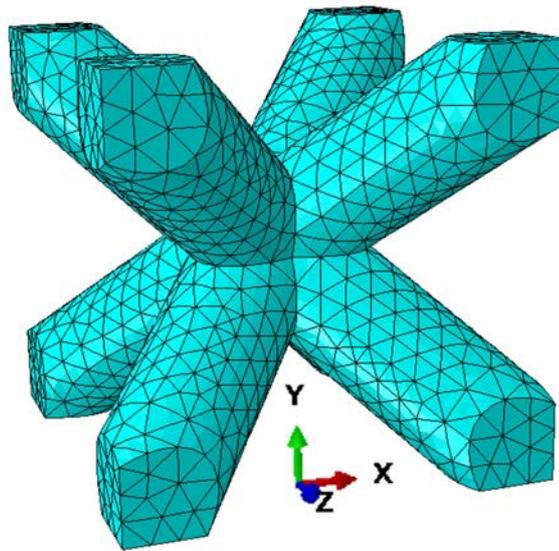


FIGURE 3.22 – Schéma d'une cellule élémentaire maillée avec  $a = 2 \text{ mm}$  et  $d_s = 0,3 \text{ mm}$ .

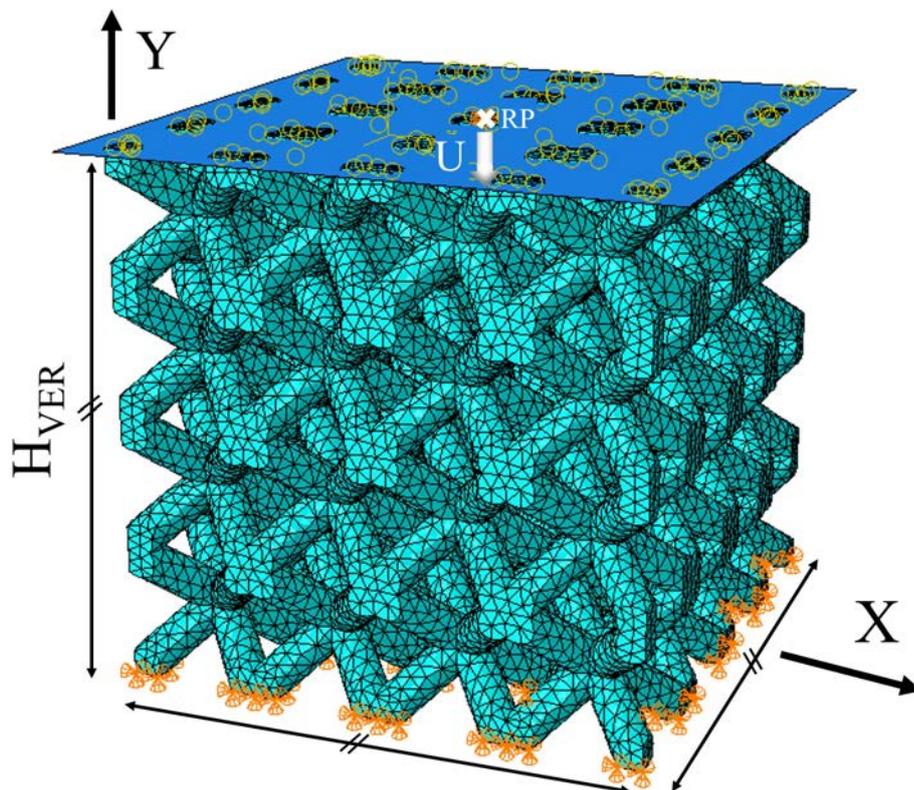


FIGURE 3.23 – Schéma du maillage d'un VER de quatre répétitions de la cellule unitaire BCC avec la dimension caractéristique ( $H_{VER}$ ) de la maille élémentaire.

Les trois types de CL adoptées sont les suivantes (figure 3.24) :

- « libre » : ne correspondant à aucun degré de liberté bloqué pour la surface sollicitée. La surface opposée est uniquement bloquée suivant la direction de sollicitation. De plus, un nœud du milieu de la cellule unitaire a été bloqué selon les deux autres directions pour éviter un mouvement de corps rigide ;
- « encastré » : correspondant au blocage de tous les degrés de liberté de la surface opposée à la sollicitation. L'autre surface est uniquement laissée libre dans la direction de sollicitation ;
- « symétrie » correspondant à un degré de liberté bloqué pour la surface sollicitée, dans la direction du chargement, et des conditions de symétrie appliquées sur la face opposée (selon la direction  $Y$ ) et sur une des autres surfaces normales à la direction  $X$  et  $Z$ . La condition de symétrie selon  $Y$ , par exemple, correspond à un blocage du déplacement selon cette direction et à un blocage des rotations autour des axes  $X$  et  $Z$ .

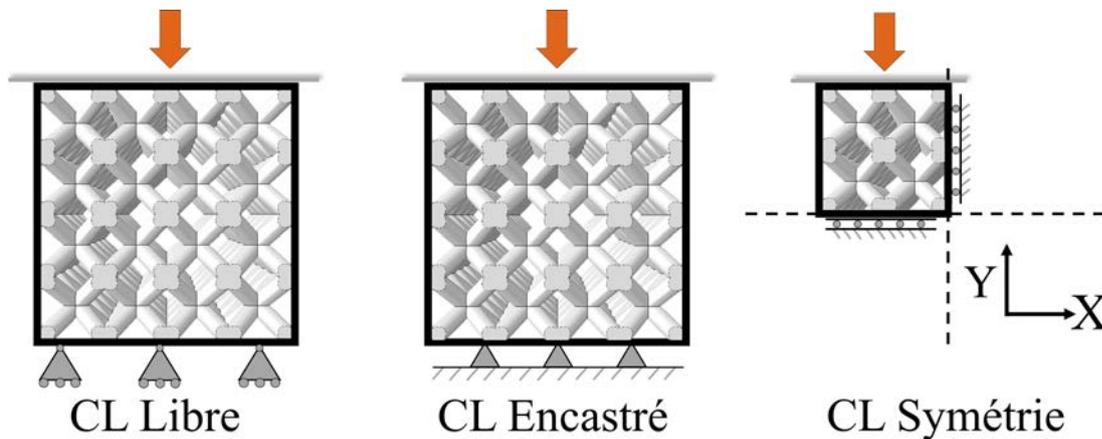


FIGURE 3.24 – Schéma des trois CL testées pour un VER de quatre répétitions de la cellule unitaire BCC.

### 3.3.2.3 Détermination des propriétés mécaniques effectives du VER

Les propriétés mécaniques effectives analysées sont relatives au comportement linéaire élastique, isotrope de la structure, à savoir le module de Young ( $E$ ) et le coefficient de Poisson ( $\nu$ ). Le comportement de la structure finale dépend du matériau constitutif. Dans le domaine de l'implantologie, deux matériaux sont candidats : l'alliage de titane TA6V et un matériau polymère récemment utilisé, le PEEK (Polyétheréthercétone). La visée applicative de ces travaux a conduit à la sélection de l'alliage de titane TA6V (Grade 23). Le TA6V est un alliage de titane, d'aluminium et de vanadium, version plus pure que l'alliage de TA6V standard concernant les teneurs en éléments interstitiels (fer, oxygène et carbone). L'utilisation du procédé de FA SLM permet notamment une meilleure précision d'impression. Quelques éléments de comparaison entre ces deux matériaux et leur technologie de FA associée sont regroupés dans le tableau 3.1. Le TA6V est reconnu pour

ses propriétés de biocompatibilité et sa résistance à la corrosion [143, 144]. Cet alliage de titane, utilisé dans les domaines de l'aéronautique et spatial, mais également en implantologie, contient, en plus du titane, des éléments d'addition qui sont majoritairement l'aluminium et le vanadium.

Alliage TA6V	Polymère PEEK
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Durabilité : résiste à la corrosion, usure et contraintes mécaniques</li> <li>• Résistance à la chaleur : essentielle lors de la stérilisation des prothèses dentaires</li> <li>• Ajustabilité : réparation plus facile que la prothèse en PEEK</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Prix plus élevé que le TA6V</li> <li>• Fabrication plus compliquée avec le procédé de FA SLS</li> <li>• Plus léger que le TA6V</li> <li>• Excellente biocompatibilité (approuvé par la FDA)</li> </ul>
Procédé SLM	Procédé SLS
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Plus grande précision et pièces métalliques de haute qualité avec une grande complexité</li> <li>• Plus grande résistance</li> <li>• Précision <math>\pm 0,1</math> mm</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Prototypes fonctionnels, preuves de concepts</li> <li>• Petite série de production</li> <li>• Précision <math>\pm 0,3 - 0,5</math> mm</li> </ul>

TABLEAU 3.1 – Comparaison des matériaux TA6V et PEEK ainsi que leurs procédés de fabrication additive respectifs, d'après [145–148]).

Les paramètres matériaux élastiques (module de Young  $E$  et coefficient de Poisson  $\nu$ ) adoptés pour l'alliage constituant la structure *lattice* sont les suivants [86, 149] :

$$E_{TA6V} = 114 \text{ GPa et } \nu = 0.342$$

L'objectif des différentes simulations numériques associées à cette structure *lattice* est de permettre d'identifier les deux grandeurs élastiques isotropes du VER. Ces grandeurs, dites « effectives », sont obtenues par la simulation du chargement de compression appliqué au VER. On a ainsi :

$$E_{eff} = \frac{\sigma_{eff}}{\varepsilon_{eff}} = \frac{\sum RF/S_{VER}}{U/H_{VER}} \quad (3.7)$$

où  $RF$  et  $U$  sont la force de réaction [ $N$ ] et le déplacement [ $mm$ ] dans la direction de chargement,  $S_{VER}$  et  $H_{VER}$  sont la section [ $mm^2$ ] et la hauteur du VER [ $mm$ ].

$$\nu_{eff} = -\frac{\varepsilon_{transverse}}{\varepsilon_{longitudinal}} \quad (3.8)$$

Il est possible de vérifier la valeur du module effectif en utilisant l'énergie de déformation. En effet, lors d'un essai de compression :

$$\overline{W}_{elas} = \int_0^{H_{VER}} \frac{1}{2} \frac{N^2}{E_{eff} S_{VER}} dy \quad (3.9)$$

où  $N$  correspond à l'effort normal [N].

$$E_{eff} = \frac{1}{2\overline{W}_{clas}} \frac{N^2}{S_{VER}} H_{VER} \quad (3.10)$$

Les paramètres effectifs obtenus correspondent à la moyenne des résultats des simulations pour chaque condition aux limites testée. Les écarts entre chaque CL font finalement partie de l'erreur associée aux simulations numériques. Ainsi, à la suite de la détermination du VER, puis du paramétrage des simulations numériques, il est possible d'aboutir à l'évolution des paramètres effectifs en fonction des variables géométriques de la cellule unitaire.

### 3.3.3 Comportement homogénéisé et géométrie optimisée

Les premières simulations numériques ont été conduites sur une cellule unitaire avec comme paramètres de maille élémentaire le côté d'un cube de dimension  $a = 2$  mm, et un diamètre de poutre  $d_s = 0,5$  mm. Le maillage affecté à la cellule unitaire est composé d'éléments solides tétraédriques à interpolation quadratique (C3D10). La discrétisation de la cellule unitaire étudiée préalablement comporte environ 15 000 éléments et a été fixée après une étude de convergence du maillage, dans le but d'aboutir à un bon compromis entre précision et temps de calcul.

Plusieurs simulations ont été conduites, en faisant varier les paramètres de diamètre des poutres et de dimension de la maille élémentaire (toujours supposée cubique). Divers cas ont donc été testés, permettant de valider les conclusions de cette étude préliminaire.

Finalement, après post-traitement des simulations, il ressort de cette étude préliminaire une convergence du comportement mécanique macroscopique à partir de quatre répétitions de la cellule unitaire (figure 3.25) dans chacune des directions de l'espace ( $X, Y, Z$ ). Ce résultat est indépendant des CL, de la taille de la maille élémentaire ( $a$ ) et du diamètre des poutres ( $d_s$ ).

L'étude préliminaire a permis de fixer la taille du VER. Le choix des paramètres géométriques de la cellule unitaire a donc par la suite été possible, afin d'intégrer la structure *lattice* à l'application prothétique de cette étude. Un dernier paramètre important à prendre en compte concerne l'épaisseur de la barre prothétique et donc la hauteur d'occlusion d'un potentiel patient. Cette dimension varie pour chaque patient, et dépend de l'état de la mandibule, si elle est plus ou moins résorbée. L'épaisseur de la barre influence grandement l'occlusion du patient. Ainsi, le respect de l'occlusion naturelle suppose une épaisseur de barre la plus fine possible [150, 151]. L'épaisseur fixée dans notre étude est de 4 mm, valeur retenue dans les travaux de Favot et al. [51]. La section de la barre prothétique est définie comme étant carrée, de  $4 \times 4$  mm<sup>2</sup>. Afin de satisfaire le nombre de répétitions associé au VER déterminé (quatre répétitions), il a été choisi de fixer la

dimension ( $a$ ) de la maille élémentaire cubique à 1 mm. La cellule unitaire est donc inscrite dans un cube de  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ . Finalement, comme ce paramètre est fixé, l'étude se réduit à seulement une variable : le diamètre des poutres  $d_s$ . Ce paramètre varie entre 0,2 et 0,7 mm afin d'obtenir un échantillonnage de différentes rigidités et également de respecter les contraintes de fabricabilité. La figure 3.26 représente l'évolution du module de Young effectif en fonction du diamètre des poutres.

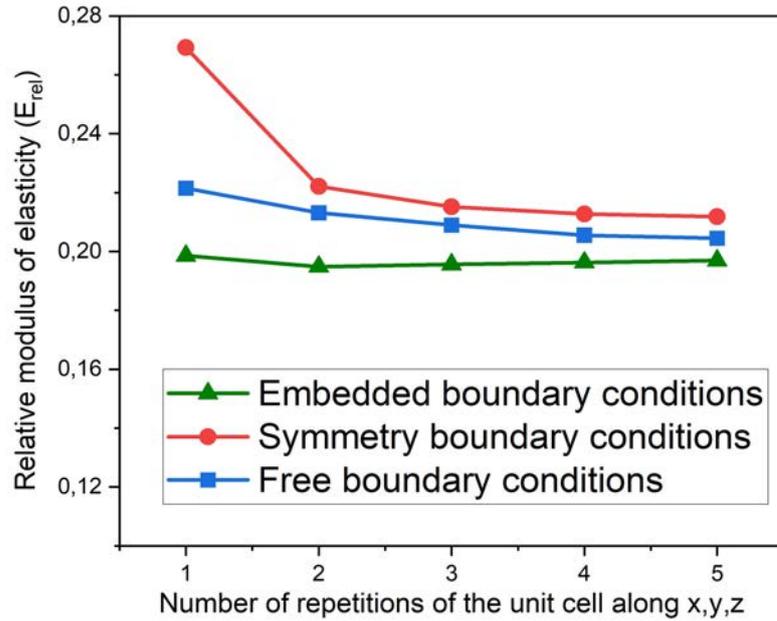


FIGURE 3.25 – Évolution du module de Young relatif en fonction du nombre de répétitions de la cellule unitaire pour différentes CL.

En conclusion de cette étude, la cellule unitaire retenue possède un diamètre de poutre  $d_s = 0,4 \text{ mm}$  et un paramètre de maille  $a = 1 \text{ mm}$ . Ces paramètres conduisent à un MHE avec comme module d'élasticité effectif et comme coefficient de Poisson effectif :

$$\mathbf{E}_{\text{eff}} = 21,5 \text{ GPa} \text{ et } \nu_{\text{eff}} = 0,335$$

Ces valeurs obtenues semblent être en accord avec les résultats issus d'un logiciel dédié à l'étude des structures *lattices*, nTop, qui comporte un module d'homogénéisation permettant de connaître les propriétés effectives. Cet aspect est détaillé dans l'annexe B.

La sélection de cette cellule unitaire prend en compte les dimensions minimales réalisables actuellement à l'aide de la technologie de FA. En effet, le rayon de poutre sélectionné est équivalent à la précision d'impression de la machine SLM utilisée, d'environ  $200 \mu\text{m}$ . Le diamètre des poudres utilisées, au plus fin, est de  $200$  à  $300 \mu\text{m}$ . La limite de  $200 \mu\text{m}$  est en accord avec les travaux réalisés par Arabnejad et al.[152] sur la cellule octet-truss.

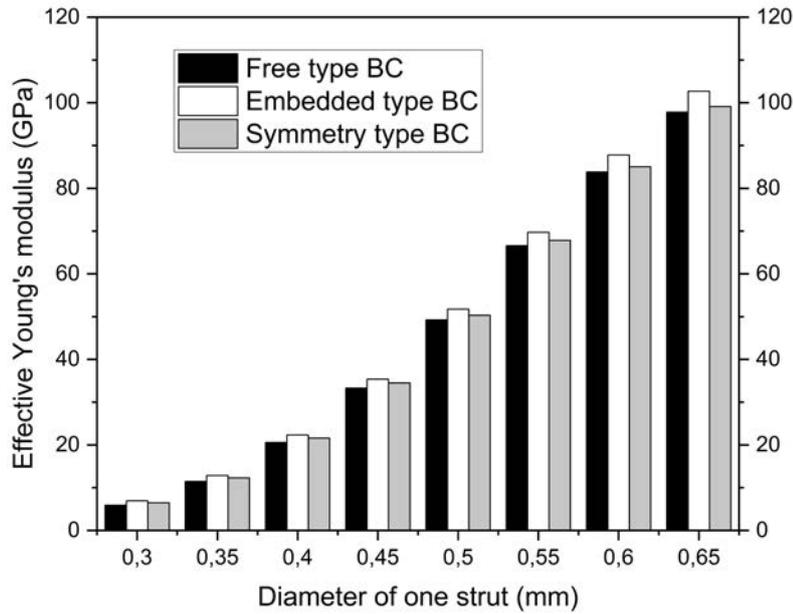


FIGURE 3.26 – Évolution du module de Young effectif en fonction du diamètre des poutres et pour différentes CL.

Les auteurs présentent un graphique de conception du domaine de fabricabilité de cette structure, avec le procédé SLM (figure 3.27). Ce critère limite dépend bien évidemment du protocole utilisé, de la machine, des poudres utilisées, et peut donc se trouver légèrement inférieur.

Finalement, la structure retenue présente un module d'élasticité effectif assez proche de celui de l'os environnant, à savoir l'os cortical avec un module d'environ 20 GPa [153]. Ce constat semble donc être en accord avec une approche axée sur le biomimétisme, bien qu'aucune interaction directe n'existe entre la barre prothétique et l'os cortical.

La méthode d'homogénéisation numérique proposée ne prétend pas décrire le comportement réel de la structure. Elle permet d'obtenir des paramètres effectifs, en restant dans le domaine linéaire, afin de réaliser une étude prospective de la solution prothétique envisagée. Afin de valider ces résultats numériques, il est nécessaire d'avoir recours à une comparaison avec des résultats expérimentaux. Pour ce faire, l'essai de flexion quatre points a été privilégié afin de déterminer la valeur du module d'élasticité effectif de la structure *lattice*.

### 3.3.4 Validation expérimentale

Ce volet expérimental permet la validation de la méthode d'homogénéisation numérique proposée précédemment, à l'aide d'essais de flexion quatre points. Pour rappel, la cellule unitaire retenue (de type BCC) est inscrite dans une maille élémentaire cubique de dimension  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  et un rayon de poutre égal à 0,2 mm. De plus, le VER retenu

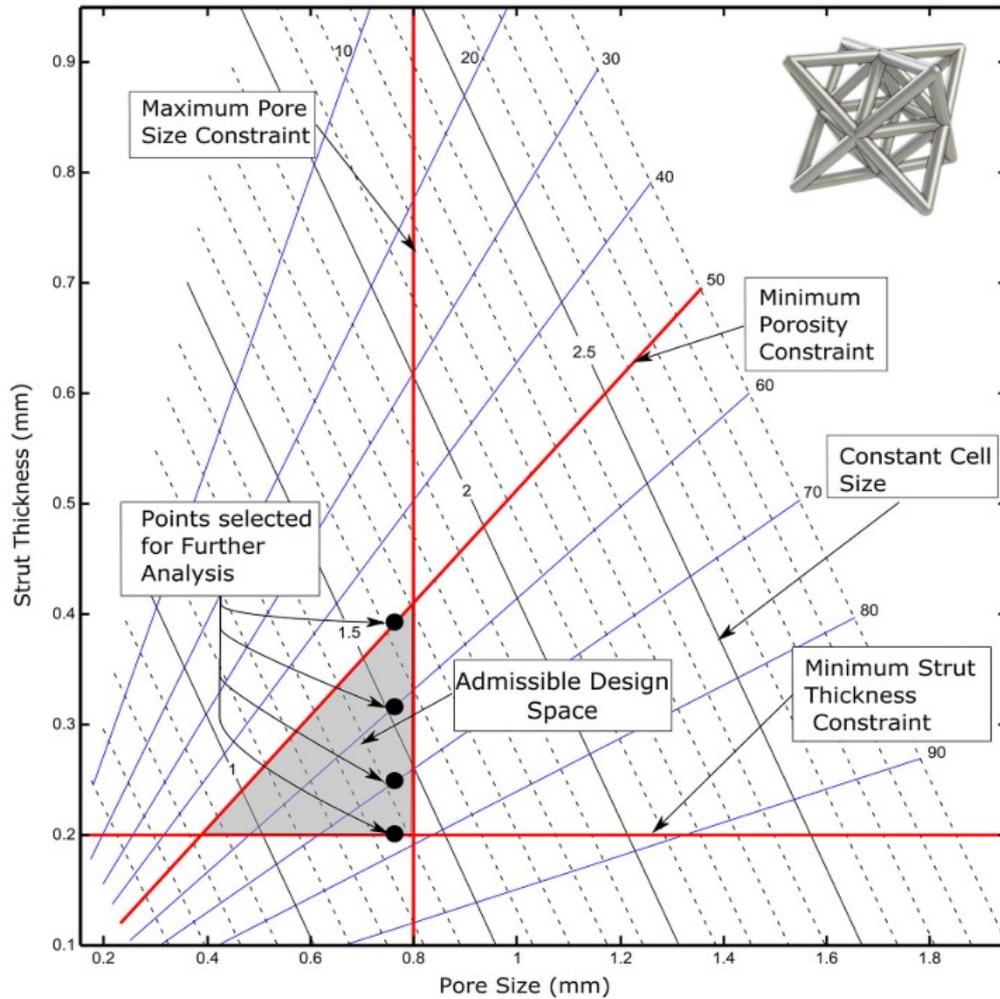


FIGURE 3.27 – Espace de conception pour la structure octet-truss, avec des contraintes imposées de fabrication : taille des pores et porosité [152].

se compose de quatre répétitions de la cellule dans les trois directions de l'espace.

Pour cette étude, différents échantillons ont été conçus à l'aide du procédé de FA par fusion laser sur lit de poudre (SLM), avec comme matériau du TA6V. Ce choix de technologie de fabrication et de matériau s'intègre pleinement dans la démarche de faisabilité de ces travaux de recherche. La société PINT<sup>®</sup>, basée à Metz, s'est chargée de ces impressions. La machine utilisée est une machine SLM Solutions 280 HL. Les échantillons se composent de cubes architecturés avec une dimension de largeur, hauteur et profondeur de 4 mm. Également deux barres parallélépipédiques ont été imprimées : une barre pleine ou monolithique (appelée barre « *bulk* ») et une barre architecturée (appelée barre « *lattice* ») de section  $4 \times 4 \text{ mm}^2$  (figure 3.28). Les cubes permettront l'analyse microscopique ultérieure de l'état de surface. Concernant les barres, elles sont utilisées pour les essais de flexion quatre points.

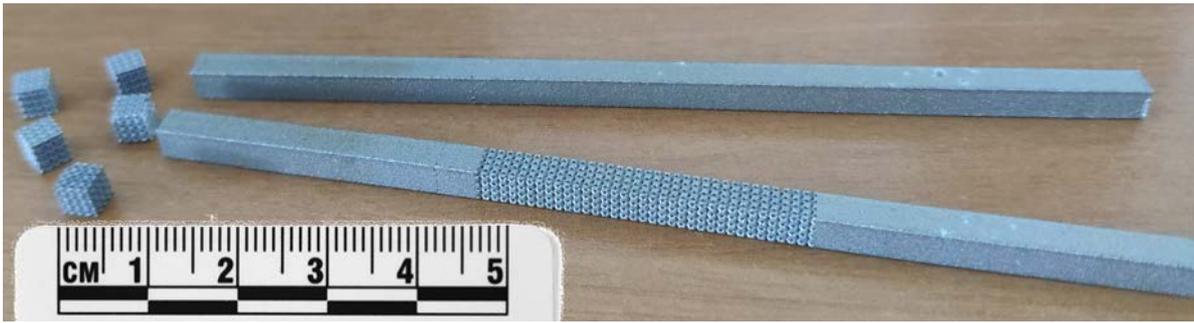


FIGURE 3.28 – Échantillons en TA6V issus de la FA SLM.

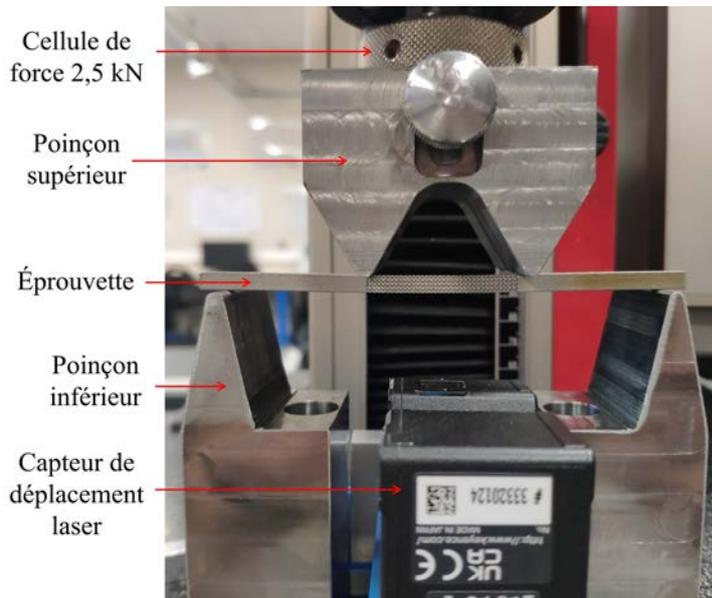


FIGURE 3.29 – Photo du dispositif de flexion 4 points.

La flexion 4 points a été choisie par rapport à la flexion 3 points étant donnée la géométrie de la barre « *lattice* », dont seule la partie centrale est architecturée. En effet, le chargement et les conditions aux limites n'auront pas à être imposés au niveau de cette partie architecturée. De plus, cette partie centrale est en flexion pure : le moment fléchissant est constant, ce qui simplifie le calcul analytique. Un dispositif a été entièrement conçu afin de s'adapter à une machine de traction d'une capacité de 2,5 kN. La partie centrale du support d'appuis a été laissée libre pour permettre la mise en place d'un capteur de déplacement laser (figure 3.29). Ce capteur assure une mesure précise et fiable de la flèche de la structure sous charge. Le choix d'utiliser un capteur laser externe, plutôt que de se fier aux mesures du capteur de la machine de traction, est justifié par le fait de s'affranchir de la rigidité de la machine *de facto* mesurée dans ce cas.

### 3.3.4.1 Preuve de concept : barre en aluminium

Ces essais préliminaires sont une preuve de validation de la méthodologie envisagée avec un test de flexion 4 points, afin de comparer les résultats expérimentaux aux prédictions numériques. Cela permet également de justifier l'utilisation d'un capteur de déplacement laser externe.

Pour ce faire, le matériau utilisé est un alliage d'aluminium (7075), dont les caractéristiques mécaniques sont connues. La grandeur étudiée est le module d'élasticité, déterminé au préalable par des essais de traction uniaxiaux. Les éprouvettes utilisées sont de type plate en haltères avec une épaisseur de 3,95 mm et une largeur de 9,90 mm, usinées à l'aide d'une machine-outil à commande numérique. Les essais ont été conduits suivant la norme d'essai DIN EN 10002-1, en utilisant une machine de traction d'une capacité de 100 kN. La déformation est mesurée localement par un extensomètre Clip-on. Trois essais destructifs ont permis de déterminer une valeur moyenne du module de Young, égale à 74 GPa (figure 3.30).

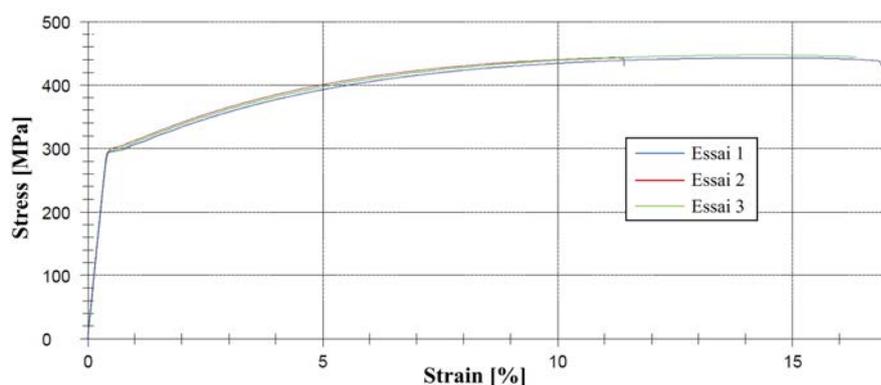


FIGURE 3.30 – Essais de traction uniaxiaux sur éprouvettes en aluminium 7075 (3 essais destructifs).

Tout d'abord, des essais de flexion 3 points ont permis de comparer la fiabilité des mesures entre le capteur de déplacement laser externe et le capteur de la machine utilisée pour appliquer la sollicitation de flexion. L'essai de flexion 3 points est le plus simple à réaliser afin de positionner le capteur laser au centre de la barre, à l'endroit où la sollicitation sera appliquée, et également là où la mesure du capteur de la machine sera effectuée. Le dispositif conçu ne permettait pas le positionnement du capteur laser sous l'une des deux sollicitations du poinçon pour une utilisation avec la flexion 4 points. La figure 3.31 illustre la disparité des mesures issues des deux méthodes. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type basé sur cinq essais, et ce pour chaque moyen de mesure.

Il ressort de cette figure 3.31 une notable différence entre les deux moyens de mesure. Une erreur d'environ 38 % est observable pour une force appliquée de 600 N, entre la mesure du capteur de déplacement laser et la mesure machine. Le choix de l'utilisation d'un capteur laser externe est donc très clairement justifié. En s'intéressant à la valeur du

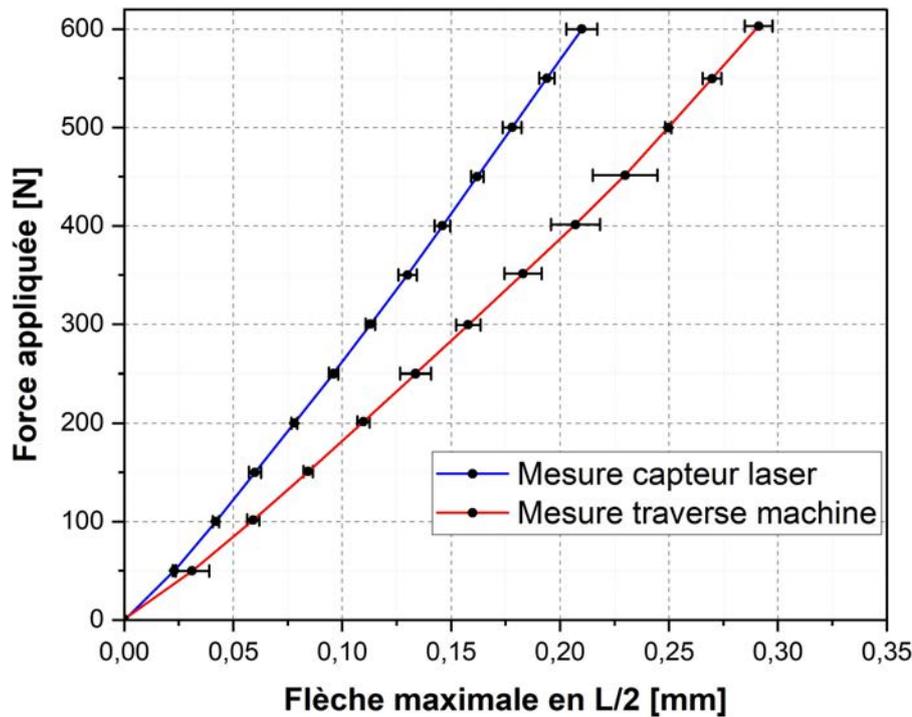


FIGURE 3.31 – Essais de flexion 3 points sur la barre en aluminium. Comparaison entre la mesure du déplacement faite avec la traverse de la machine de traction et celle faite avec le capteur laser externe.

module d'élasticité obtenu, l'utilisation du capteur laser donne une valeur de 73,5 GPa. Ainsi, on retrouve quasiment la valeur de référence de l'essai de traction (74 GPa). La mesure du capteur de la machine de traction donne un module égal à 52,5 GPa. Cet écart assez important concernant la mesure avec la traverse de la machine peut s'expliquer par des déplacements parasites et un jeu existant au sein de toute la chaîne cinématique de la partie opérative de la machine. De plus, une déformation du capteur est nécessaire afin d'effectuer une mesure et peut donc également augmenter cet écart de mesure du déplacement. Ces observations pour l'essai de flexion sont équivalentes à ce que l'on pourrait obtenir pour des essais de traction. La détermination du module de Young est également faussée pour les mêmes raisons, si la mesure est réalisée sans l'ajout préalable d'un extensomètre.

Dans un deuxième temps, des essais de flexion 4 points permettent une validation du protocole expérimental. La détermination du module  $E_{ALU}$  passe par la formule suivante :

$$E_{ALU} = \frac{23KL^3}{648I} \quad (3.11)$$

où la rigidité  $K$  est liée à la force  $F$  et au déplacement  $U$  mesuré via le capteur laser

( $F = KU$ ). Le module d'inertie  $I$  dépend de la forme de la section droite, rectangulaire.

Finalement, le module obtenu est de  $E_{ALU} = 73,5 \pm 0,4$  GPa. Cette valeur du module de Young est donc très proche de la valeur déterminée expérimentalement lors des essais de traction uniaxiaux, qui est égale à 74 GPa. Ainsi, la protocole expérimental de flexion 4 points peut être validé.

### 3.3.4.2 Estimation du module effectif de la structure *lattice*

La détermination du module d'élasticité effectif de la structure *lattice* ( $E_{LATTICE}$ ) passe par l'essai de flexion 4 points de la barre architecturée (*lattice*) et une approche analytique basée sur la théorie des poutres (figure 3.32). La présence d'une partie « *bulk* » de part et d'autre de la barre architecturée impose la caractérisation préalable du module  $E_{BULK}$ . Le procédé de fabrication utilisé (FA) ne permet pas de se fier à la valeur du module du TA6V connu pour des procédés de fabrication conventionnels.

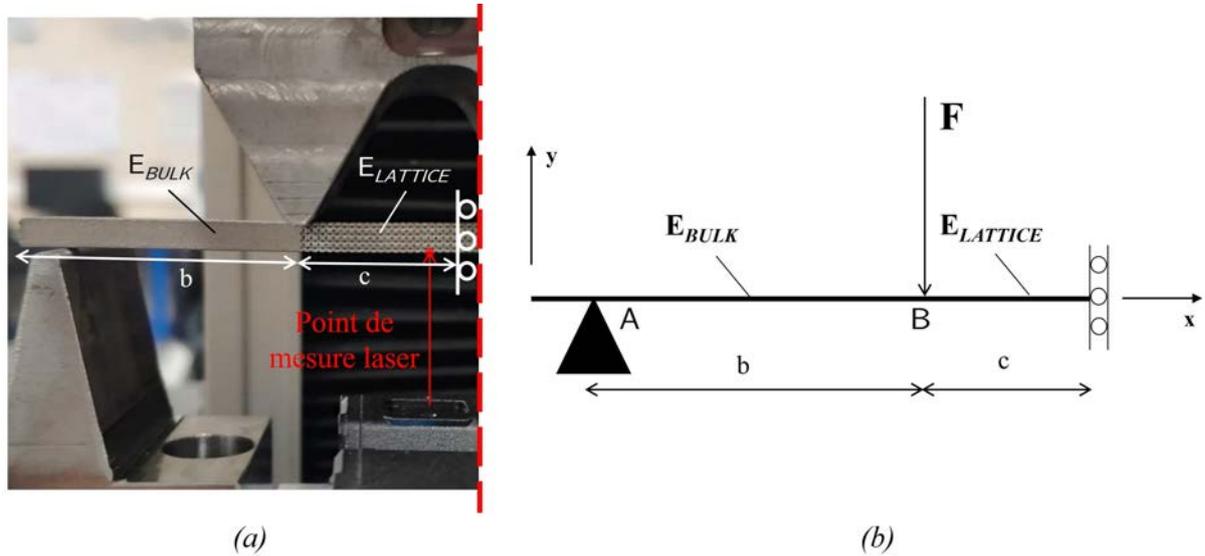


FIGURE 3.32 – Représentation de l'essai de flexion 4 points (a) et schéma équivalent (b) ( $E_{BULK}$  : module élastique de la partie pleine et  $E_{LATTICE}$  : partie architecturée).

L'application de la théorie des poutres permet d'obtenir une expression analytique afin de calculer la flèche à une distance  $x$  comprise entre la sollicitation des deux forces :

$$y_2(x) = \frac{Fb}{2E_{LATTICE}I} \left[ x^2 + \frac{E_{LATTICE}}{E_{BULK}} \frac{b^2}{3} \right] \quad \forall x \in [b, (b+c)] \quad (3.12)$$

Le module de la barre « *bulk* »,  $E_{BULK}$ , est déterminé en fonction notamment de la rigidité  $K$  :

$$E_{BULK} = \frac{Kb}{2I} \left[ -(b+c)^2 + \frac{b^2}{3} \right] \quad (3.13)$$

Pour la barre *lattice*, le calcul analytique du module effectif,  $E_{LATTICE}$ , conduit à l'expression suivante :

$$E_{LATTICE} = \frac{b[-(b+c)^2]}{2\left[\frac{I}{K} - \frac{b^3}{6E_{BULK}}\right]} \quad (3.14)$$

La détermination expérimentale des modules d'élasticité regroupe diverses sources d'erreurs, appelées erreurs systématiques, qui concernent les mesures de la force ( $F$ ) du capteur de la machine, des distances ( $b$  et  $c$ ) et de l'inertie ( $I$ ) avec un pied à coulisse numérique, et enfin la mesure de la flèche ( $y$ ) avec le capteur de déplacement laser externe. Les erreurs dites aléatoires ne sont pas prises en compte. On retrouve, en plus, une incertitude sur  $E_{BULK,exp}$  qui intervient lors du calcul du module  $E_{LATTICE,exp}$ . Le calcul de l'erreur de mesure est appliqué en utilisant la méthode différentielle logarithmique. Ainsi, pour l'erreur de mesure associée à la valeur de  $E_{BULK,exp}$ , la formule est la suivante :

$$\Delta E_{BULK} = \left[ 3 \left| \frac{\Delta K}{K} \right| + 3 \left| \frac{\Delta I}{I} \right| + 6 \left| \frac{\Delta b}{b} \right| + 3 \left| \frac{\Delta c}{c} \right| \right] \cdot E_{BULK} \quad (3.15)$$

Les différentes incertitudes associées à chaque grandeur ne seront pas détaillées ici. Elles correspondent en général à des données issues du fabricant.

Finalement, la valeur expérimentale obtenue pour le module de la barre « *bulk* » est de :

$$E_{BULK,exp} = 110,1 \pm 6,1 \text{ GPa}$$

Cette valeur est en accord avec les données issues de la littérature pour l'alliage de TA6V obtenu par FA : le module d'élasticité déterminé dans ces études se situe entre 94 et 115 GPa [154–156]. Pour la barre *lattice*, le module effectif obtenu expérimentalement est de  $E_{LATTICE,exp} = 22,29 \pm 2,2$  GPa. Afin de comparer les résultats issus de l'homogénéisation et ceux provenant de l'expérimentation, de nouvelles simulations ont été effectuées en considérant comme module de rigidité constituant la structure *lattice* le module  $E_{BULK,exp}$  obtenu expérimentalement. Une erreur a été ajoutée à ce résultat numérique, correspondant aux deux valeurs extrêmes de  $E_{BULK}$ . Le module effectif ainsi obtenu numériquement est de  $E_{LATTICE,num} = 22,15 \pm 1,23$  GPa. Ces différents résultats sont représentés sous la forme d'un graphique en barres (figure 3.33). On remarque que les résultats issus des simulations numériques aboutissent à des résultats légèrement inférieurs à ceux obtenus expérimentalement. Les travaux de Wang et al. [136] et de Lohmuller et al. [157] ont abouti à cette même observation.

### 3.3.4.3 Comparaison avec un modèle numérique EF

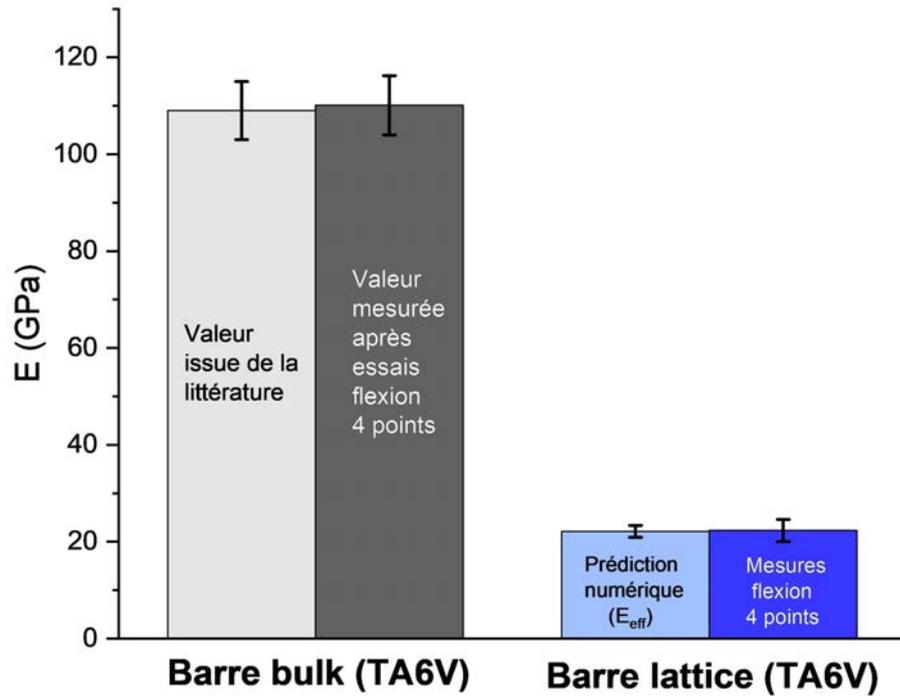


FIGURE 3.33 – Modules effectifs pour la barre bulk et pour la barre lattice.

Pour terminer cette étude, une analyse de comparaison a été réalisée entre l'essai de flexion 4 points expérimental sur la barre « *lattice* » et un modèle numérique EF équivalent. L'objectif étant de vérifier la cohérence des résultats obtenus pour le module d'élasticité effectif de la structure *lattice*.

Le modèle par éléments finis de la flexion 4 points a été modélisé en trois dimensions. Une approche par symétrie a été adoptée, en ne modélisant qu'un quart de la barre. Une symétrie selon deux plans orthogonaux permet de reproduire le modèle complet (figure 3.34). Les paramètres matériaux appliqués à la partie « *bulk* » correspondent à ceux déterminés expérimentalement. Pour la partie « *lattice* », il s'agit des paramètres issus des simulations, finalement assez proches de ce qui a été obtenu expérimentalement. Le maillage de la barre comporte 1890 éléments solides hexaédriques à interpolation quadratique, avec intégration réduite (C3D20R). Un coefficient de friction de 0,3 a été appliqué entre la barre et les appuis simples, modélisés eux comme une pièce infiniment rigide.

Un chargement incrémental jusqu'à 8 N a été imposé sur un point de référence associé au poinçon, qui a également été modélisé en tant que pièce rigide. Le déplacement résultant a été récupéré au niveau d'un nœud correspondant à la position de mesure du capteur laser sur le dispositif expérimental. La figure 3.35 représente la comparaison des résultats expérimentaux et numériques. Les barres d'erreur du modèle numérique proviennent de l'erreur liée à la valeur expérimentale de  $E_{BULK,exp}$ . Pour la courbe expérimentale, les barres d'erreurs représentent l'erreur de mesure, basée sur 4 essais.

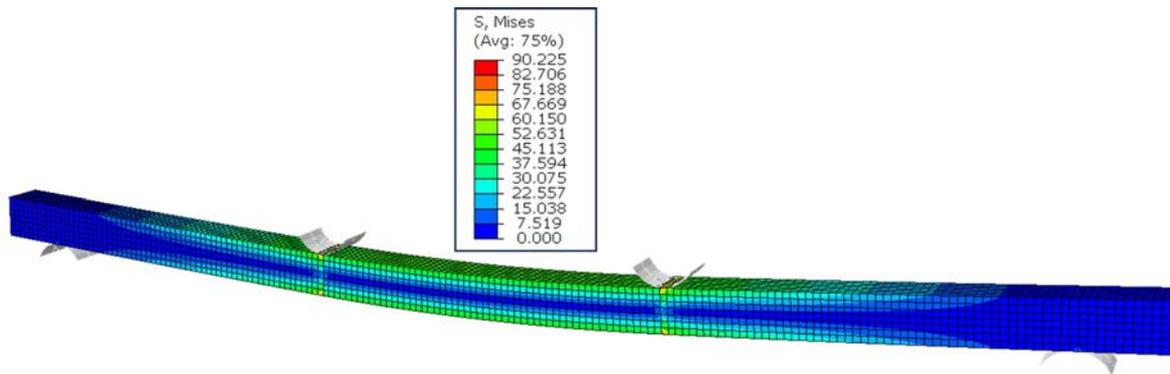


FIGURE 3.34 – Résultats (avec vues symétriques) de la barre en flexion 4 points et contrainte de von Mises (MPa).

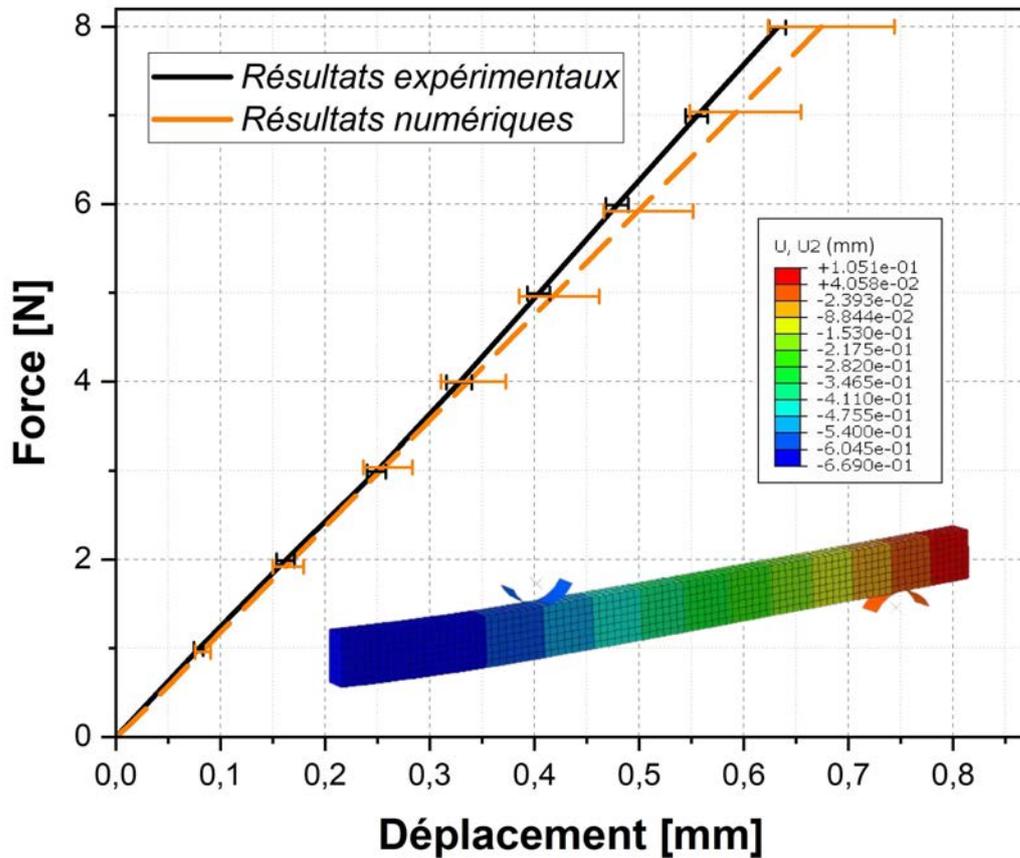


FIGURE 3.35 – Comparaison des résultats numériques et expérimentaux - essai de flexion 4 points barre lattice.

L'analyse des résultats montre une assez bonne similarité entre les deux méthodes. Cependant, les résultats numériques semblent s'éloigner progressivement des résultats expérimentaux à mesure que la force augmente. Les différents contacts existants (frotte-

ments) entre la barre et les appuis et entre le poinçon et la barre pourraient être ajustés afin de s'approcher davantage du résultat expérimental.

L'état local de contrainte maximale de von Mises est illustré sur la figure 3.34. Pour le niveau de chargement considéré (8 N), la contrainte maximale est déjà d'environ 90 MPa. Les potentielles concentrations de contraintes liées aux différentes poutres constituant la structure ne sont pas prises en compte, entraînant des contraintes théoriquement plus élevées.

### 3.4 Conclusion du chapitre

L'étude présentée dans ce chapitre constitue le point central de l'originalité de ces travaux de recherche. L'objectif a été de proposer une solution alternative pour une réhabilitation prothétique fixe mandibulaire, en tenant compte de la rigidité excessive de la barre prothétique traditionnellement en titane monolithique (ou « *bulk* »). Cette rigidité excessive, contraignant considérablement l'environnement naturel mandibulaire, pourrait être une cause d'une grande partie des échecs implantaires. La solution alternative a consisté en une optimisation topologique de la barre prothétique à l'aide d'une structure *lattice*, en se focalisant sur un seul motif de cellule unitaire afin de réaliser une première étude prospective. Le *design* final de la barre prothétique optimisée est présenté dans le chapitre suivant.

Les critères relatifs au choix du motif de la cellule unitaire ont été exposés à la suite d'une présentation et d'un état de l'art sur les matériaux architecturés et les procédés de fabrication additive. Un accent a été apporté sur un procédé basé sur la métallurgie des poudres, le procédé SLM, exploité dans ces travaux. La suite de ce chapitre s'est focalisé sur l'étude de la structure *lattice* BCC. Tout d'abord, des premières simulations numériques ont permis de déterminer la taille d'un VER, à partir duquel le comportement mécanique macroscopique de la structure *lattice* reste constant. Une fois ce VER fixé, il a alors été possible de poursuivre les simulations pour obtenir les propriétés mécaniques élastiques effectives du MHE, et ce indépendamment des CL. Le résultat obtenu numériquement pour le module d'élasticité effectif a été validé par une étude expérimentale sur la structure *lattice* issue de la FA, en se basant sur le VER de quatre répétitions de la cellule unitaire. Des essais de flexion 4 points ont été choisis afin de s'affranchir d'un chargement sur la partie architecturée, permettant ainsi une résolution analytique plus simple.

L'approche numérique d'homogénéisation par une loi homogène équivalente est une forme d'approche multi-échelle parce que la structure hétérogène est remplacée par un modèle homogène qui doit prendre en compte les différents comportements mécaniques que peuvent avoir les matériaux cellulaires. La méthode numérique proposée dans ce chapitre ne prend en compte que le comportement élastique et isotrope de la structure, permet-

tant une étude préliminaire des possibilités offertes par la solution alternative proposée. Cependant, il est évident que la méthode d'homogénéisation par champ moyen utilisée dans ce travail pourrait être davantage développée afin d'aboutir à une loi de comportement capable de modéliser des phénomènes tels que l'anisotropie, la dissymétrie entre la traction et la compression, l'endommagement et les éventuelles instabilités géométriques, par exemple. Même si les hypothèses associées à une homogénéisation par champ moyen sont assez nombreuses, il est non négligeable de considérer le gain en temps de calcul par rapport à une approche par champ complet [158].

La structure retenue, limitée par les contraintes de fabrication additive, s'approche finalement de la rigidité de l'os cortical. Cette analogie permet, en premier lieu, de conforter l'ambition d'intégrer ce concept de réhabilitation prothétique fixe au sein d'une meilleure approche biomimétique. Afin d'analyser les bénéfices de la solution alternative proposée par rapport à une solution « conventionnelle », il est possible d'utiliser la modélisation numérique par éléments finis. Ce chapitre a permis de déterminer les paramètres effectifs de la structure *lattice* correspondant au MHE. Ces paramètres peuvent donc être introduits dans un modèle EF. Le prochain chapitre se concentre justement sur l'étude comparative d'un modèle physiologique de mandibule réhabilitée prothétiquement, étude réalisée à l'aide de simulations numériques par EF.

**Résumé du chapitre 3 :**

La majeure partie de l'originalité de ces travaux de recherche réside dans ce troisième chapitre. En effet, il a été proposé une solution alternative au traitement conventionnel d'une réhabilitation prothétique fixe mandibulaire transvissée sur quatre implants. L'idée concerne une optimisation de la topologie de la barre prothétique qui relie les quatre implants, usuellement constituée d'un matériau monolithique (ou « *bulk* ») en titane. Cette étude prospective s'est concentrée en priorité sur un seul motif de cellule unitaire, la structure BCC. Cette structure possède des caractéristiques intéressantes pour une première investigation. En effet, comme ces travaux de recherche présentent une dimension applicative, il est indispensable de considérer la possibilité de fabrication à l'aide du procédé de fabrication additive SLM. Ce procédé permet l'impression tridimensionnelle d'objets métalliques, particulièrement intéressant pour l'application prothétique considérée avec un alliage de titane biocompatible (TA6V). De plus, cette structure possède une densité relative élevée, permettant ainsi de s'approcher d'un caractère quasi-isotrope. Enfin, quelques études scientifiques ont révélé de bonnes propriétés mécaniques pour cette structure, essentiellement pour des chargements en flexion et compression. Enfin, une méthode d'homogénéisation numérique a été proposée pour obtenir le comportement homogène équivalent de la structure. Le comportement mécanique effectif obtenu a été validé par voie expérimentale, à l'aide d'essais de flexion 4 points. Ainsi, les résultats obtenus peuvent être utilisés par la suite dans un modèle numérique EF, permettant une étude comparative entre la solution alternative (structure « *lattice* ») et la solution conventionnelle (titane « *bulk* »). Le chapitre suivant se concentre sur cette étude, en se basant sur des conditions aux limites visant à reproduire au mieux les conditions physiologiques.



# 4

## Modèle numérique physiologique : réhabilitation mandibulaire fixe avec matériau prothétique optimisé

### Sommaire

---

<b>4.1</b>	<b>État de l'art des modèles numériques EF intégrés en odontologie</b>	<b>112</b>
4.1.1	Structures anatomiques de l'appareil manducateur	113
4.1.2	Modélisation géométrique des structures anatomiques	114
4.1.3	Comportement des tissus osseux	115
4.1.4	Modélisation des interactions, des CL et des chargements	120
4.1.5	Bilan de l'état de l'art	122
<b>4.2</b>	<b>Mise en place du modèle EF de réhabilitation prothétique fixe</b>	<b>124</b>
4.2.1	Barre prothétique optimisée	124
4.2.2	Modélisation géométrique de la mandibule prothésée	126
4.2.3	Définition des chargements durant le cycle masticatoire	128
4.2.4	CL et interactions	129
<b>4.3</b>	<b>Analyse comparative du comportement mécanique de la mandibule réhabilitée</b>	<b>131</b>
4.3.1	Cinématique globale de la mandibule	131
4.3.2	Champ de déplacement local dans l'os à l'interface os-implant	133
4.3.3	État de contrainte dans l'os mandibulaire	135
4.3.4	État de déformation à l'interface os-implant	136
4.3.5	Prise en compte du contact primaire à l'interface os-implant	142
<b>4.4</b>	<b>Conclusion du chapitre</b>	<b>144</b>
	<b>Résumé du chapitre</b>	<b>147</b>

---

## Introduction

Ce quatrième chapitre se présente dans une suite logique concernant l'étude d'une solution alternative de réhabilitation prothétique fixe mandibulaire. L'optimisation du concept prothétique est indispensable compte tenu des échecs implantaires à long et à court terme relevés dans la littérature. Ces échecs ont été présentés dans le chapitre 1. L'idée de cette solution alternative est de modifier la topologie de la barre prothétique, afin d'en réduire la rigidité, avec l'emploi d'une structure *lattice* optimisée. Les critères de choix et la méthode d'homogénéisation numérique utilisés pour définir cette structure *lattice* ont été détaillés dans le chapitre 3. Les paramètres matériaux effectifs obtenus peuvent alors être intégrés dans un modèle numérique physiologique pour l'étude de la solution prothétique alternative : c'est l'objectif de ce chapitre 4 qui s'appuie sur le modèle numérique simplifié développé au chapitre 2.

Ce quatrième chapitre intègre un modèle numérique EF comprenant des chargements plus complexes, avec des CL considérées comme représentatives de la fonction masticatoire. Le modèle numérique de la solution alternative (structure *lattice*) est comparé à la solution conventionnelle (barre monolithique ou « *bulk* » en titane) en se basant sur un modèle de référence, correspondant à un modèle de mandibule non prothésée. Ce modèle de référence se veut représentatif de la cinématique mandibulaire naturelle, c'est-à-dire sans l'ajout d'un dispositif de réhabilitation prothétique.

Ce chapitre débute par un état de l'art portant sur les principaux modèles numériques EF existants dans le domaine de l'odontologie. Les spécificités et conditions aux limites des modèles actuels sont détaillées, un bref rappel du comportement du tissu osseux est proposé. La deuxième partie du chapitre est consacrée à la mise en place du modèle par EF physiologique de la mandibule réhabilitée, avec notamment la définition des étapes fondamentales du cycle masticatoire. Enfin, la dernière partie présente une analyse comparative du comportement mécanique du modèle physiologique d'une mandibule réhabilitée avec la barre prothétique optimisée.

### 4.1 État de l'art des modèles numériques EF intégrés en odontologie

L'utilisation de la méthode des EF dans le domaine de l'odontologie se développe de plus en plus. En effet, l'émergence du concept de « dentisterie 4.0 » anime depuis quelques années cette science. Les méthodes numériques par EF sont privilégiées afin d'effectuer des

analyses mécaniques de nombreuses structures biomécaniques complexes. Les études *in vivo*, en plus d'être délicates et surtout invasives, ne permettent pas une observation locale et précise des phénomènes résultants de la mastication. Ainsi, l'utilisation des techniques numériques permet une plus grande flexibilité par rapport aux techniques expérimentales. Il est possible d'obtenir des données sur diverses grandeurs physiques (contrainte, déformation, énergie, déplacement) à n'importe quel endroit.

La méthode des EF dans le domaine de la biomécanique dentaire est généralement utilisée pour l'un des trois objectifs suivants :

- l'étude de la distribution des contraintes et des déformations autour des tissus osseux et des implants dentaires [159, 160] ;
- l'évaluation mécanique de la résistance des matériaux utilisés pour les instruments dentaires [161, 162] ;
- la détermination d'un emplacement fiable des implants et des mini plaques maxillo-faciales afin d'obtenir une distribution optimale des contraintes et des déformations sur les tissus osseux et sur les matériaux [163, 164].

Les stratégies de construction d'un modèle EF diffèrent selon les hypothèses établies. Tout d'abord, la prise en compte d'une géométrie détaillée ou non (pour la mandibule par exemple) va modifier la précision de l'analyse. On peut également citer la prise en compte ou non du comportement précis du matériau étudié. D'autres hypothèses sur les conditions aux limites et chargements peuvent également éloigner la réalité physiologique, tout comme les types de contacts et articulations établis au sein du modèle. En dernier point, la qualité du maillage joue également un rôle crucial sur la fiabilité des résultats numériques. Tous ces paramètres vont être présentés séparément dans cette partie, en s'appuyant sur des données de la littérature.

### 4.1.1 Structures anatomiques de l'appareil manducateur

L'appareil manducateur regroupe un nombre important de structures anatomiques impliquées dans la mastication, incluant la dentition, les mâchoires, les muscles masticateurs, les ligaments, les tendons, et les articulations temporo-mandibulaires. Parmi les éléments clés de cette anatomie complexe, l'os maxillaire supérieur et l'os mandibulaire jouent un rôle central dans la morphologie et la fonctionnalité faciale. Ces structures osseuses sont essentielles, non seulement pour la mastication et la phonation, mais également pour l'apparence esthétique du visage.

L'étude proposée dans ce chapitre ne prend pas en compte l'os maxillaire supérieur. Pour le maxillaire inférieur, ou mandibule, deux types de tissus osseux sont présents : l'os cortical et l'os spongieux (figure 4.1). Leurs structures et fonctions sont différentes. L'os cortical, compact, entoure la mandibule tel une coque possédant une certaine épaisseur. La quasi-totalité du volume intérieur est comblée par de l'os spongieux. Ce dernier

présente de nombreuses porosités, variant de 75 à 95 %, ce qui le rend moins dense et moins rigide que l'os cortical [165]). Ces taux de porosités peuvent varier suivant l'âge, les sollicitations appliquées et les conditions pathologiques. L'os spongieux est responsable des principales fonctions vitales [166]. Ce tissu spongieux présente une forme anatomique très complexe, avec une distribution hétérogène de canaux vasculaires et de canalicules. La modélisation de ce tissu, d'un point de vue CAO, est donc assez compliquée. Son comportement mécanique est assez souvent négligé dans de nombreuses études par EF en odontologie, en ne modélisant que l'os cortical qui est plutôt dense et rigide [167].

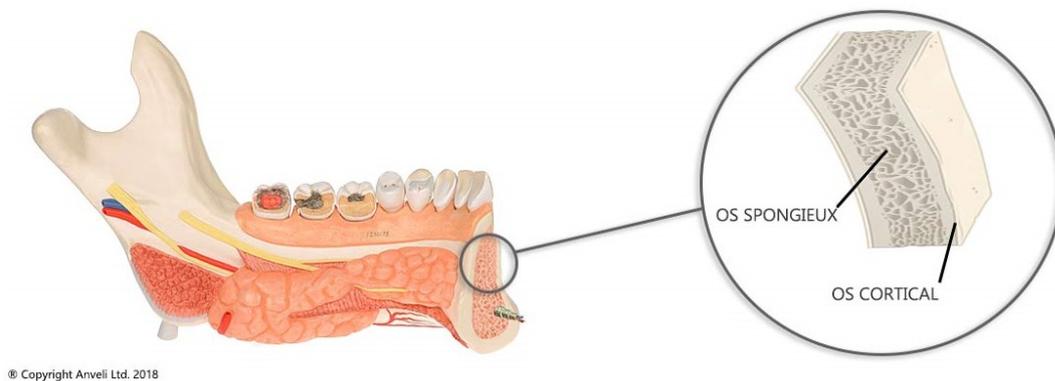


FIGURE 4.1 – Différenciation de l'os cortical et l'os spongieux pour l'os mandibulaire [168].

Les ligaments sont responsables de la stabilisation de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) en limitant les mouvements excessifs. Quant aux tendons, ils attachent les muscles aux os et permettent la transmission de la force nécessaire pour le mouvement. Enfin, les muscles masticateurs sont responsables de la mastication et des différents mouvements de la mandibule, assurant ainsi une fonction efficace de l'appareil manducateur. Ces différentes structures associées à l'appareil manducateur peuvent être prises en considération avec les conditions aux limites (CL). L'association des tendons et des muscles est majoritairement considérée comme une seule entité, intégrée dans les CL [169].

#### 4.1.2 Modélisation géométrique des structures anatomiques

La première étape d'élaboration d'un modèle par EF passe par une construction des différents corps (ou pièces), qui correspondent aux différentes structures anatomiques prises en compte dans le modèle. Ces corps sont en grande majorité des corps solides en 3D. Certains chercheurs, notamment aux prémices des études numériques, ont choisi la modélisation 2D. C'est le cas des travaux de Haskell et al. [170] en 1986, période où la modélisation numérique anatomique commence à apparaître. Ils étudient les variations des déformations de la mandibule liées aux insertions musculaires pendant la croissance, présentant des distinctions entre deux types de forme de visage. La mandibule est modélisée en 2D, étant donné les faibles performances informatiques de l'époque (figure 4.2). Il

est donc évident que ce type de modélisation est insuffisant pour prédire correctement le comportement de la mandibule. Cela rejoint la conclusion de l'étude, selon laquelle cette recherche de fiabilité des modèles ne pourra se faire qu'avec un développement significatif des ressources informatiques.

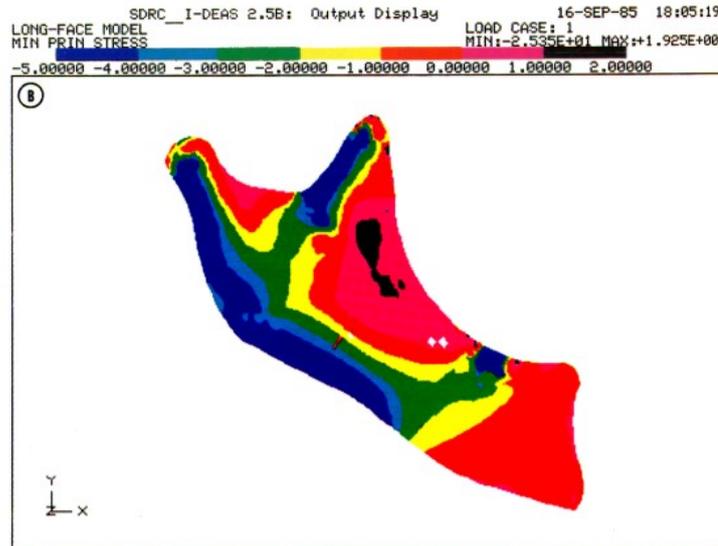


FIGURE 4.2 – Résultat EF du déplacement lors de la mastication, d'après l'étude de Haskell et al.[170].

La modélisation des structures anatomiques a évolué au fil des années, se stabilisant actuellement par l'utilisation de la tomodensitométrie (*CT-scan*) pour obtenir des coupes transversales générant un corps solide en 3D. Cette technique d'imagerie médicale permet également d'accéder à des niveaux de gris différents représentant l'absorption du rayonnement des différents tissus biologiques. Ces différences de radio-densité entre les structures anatomiques sont traitées par un logiciel de tomographie, en utilisant l'échelle de Hounsfield, décrivant la radio-densité [171, 172]. Au moyen de cette unité d'échelle (HU), il est possible de modéliser en 3D les différentes structures anatomiques telles que le tissu osseux cortical et trabéculaire (spongieux). Une autre méthode de modélisation consiste en l'utilisation de scanners numériques avec une haute résolution de visualisation. Cependant, uniquement des modèles d'os synthétiques ou de cadavres peuvent être scannés. Cet appareil ne fournira que les surfaces extérieures, ne permettant pas la caractérisation réelle des tissus biologiques [173]. Malgré les outils disponibles actuellement, certains chercheurs se limitent à la modélisation de l'arcade, en considérant cela suffisant pour leurs études respectives [174, 175].

### 4.1.3 Comportement des tissus osseux

#### 4.1.3.1 Lois de comportement

Une autre étape importante dans l'élaboration d'un modèle EF est la modélisation du comportement mécanique des différents matériaux en présence. Dans certaines études [176, 177], les propriétés mécaniques (et thermiques) sont considérées comme isotropes, c'est-à-dire identiques dans toutes les directions. À l'inverse, d'autres études [169, 178] prennent en compte le caractère anisotrope de certains matériaux, présentant des propriétés différentes selon la direction et soumis à des conditions de chargement identiques. Il existe également des matériaux orthotropes, un cas particulier de l'anisotropie, où les propriétés sont différentes uniquement le long de trois axes orthogonaux.

La prise en compte du caractère isotrope de l'os passe alors par la détermination d'un seul module d'élasticité (ou module de Young) et un coefficient de Poisson. Concernant la prédiction du module d'élasticité de l'os cortical et l'os spongieux, il est possible de les obtenir à l'aide de l'unité d'échelle HU, d'après les données de tomodensitométrie. Ces valeurs obtenues sont en lien direct avec la densité des tissus. Diverses relations existent dans la littérature, reliant la densité apparente en fonction de l'échelle HU. Ensuite, le module d'élasticité du tissu osseux peut être établi à l'aide de différentes approches, aboutissant à une relation empirique [179]. L'utilisation de cette technique pour estimer le module d'élasticité à partir des valeurs HU facilite l'assignation de propriétés mécaniques spécifiques aux différentes sections osseuses. Ainsi, il devient possible de développer des modèles par EF avec une plus grande précision [180].

Il est évident que la considération du comportement purement isotrope de l'os constitue une hypothèse. En effet, l'os est de nature non homogène, anisotrope et de type composite. Cet aspect de propriétés matérielles est un point indispensable pour prétendre à une modélisation la plus réaliste possible.

De plus, les diverses hypothèses de modélisation concernent également le choix de la loi de comportement des différents matériaux. Pour des simulations en domaine statique, des comportements élastiques (linéaires ou non-linéaires) sont généralement employés. Les capacités d'amortissement des matériaux du vivant peuvent être prises en compte par des lois de comportements visco-élastiques [181, 182].

#### **4.1.3.2 Phénomène de remodelage osseux**

La prise en compte de l'interface entre l'implant et le tissu osseux est très importante. Bien que l'étude proposée dans ce manuscrit soit focalisée sur la barre prothétique supra-implantaire, donc sans contact direct avec le tissu osseux, il est malgré tout indispensable de considérer le contact existant au niveau des quatre implants. La performance de ces implants va dépendre de deux paramètres de stabilité. La première stabilité, assurant un ancrage mécanique immédiat de l'implant, est connue sous le nom de stabilité primaire. Quant à la stabilité secondaire, ou ostéointégration, elle intervient après la colonisation osseuse de la surface de l'implant, garantissant ainsi sa durabilité à long terme. La qualité de mesure de la stabilité primaire va dépendre de la répartition des contraintes et

des micro-mouvements à l'interface entre l'os et l'implant [183, 184]. Il est reconnu que la bonne intégration osseuse est conditionnée par le tissu receveur, qui doit satisfaire les principes de remodelage osseux. Les caractéristiques mécaniques et géométriques de l'implant, ainsi que les variations de chargement au niveau de l'interface os-implant vont influencer le remodelage osseux autour de celui-ci, et à plus long terme, son intégration [185, 186]. Ainsi, la présence d'une barre prothétique reliée aux quatre implants, *a fortiori* de rigidité élevée, va considérablement modifier la répartition des contraintes entraînant une évolution du comportement de l'os environnant. Il s'agit indirectement du phénomène de *stress shielding*, ou déviation de contraintes, qui se produit lorsqu'un implant (en l'occurrence dentaire pour cette étude) présente une rigidité élevée comparée à celle du tissu osseux environnant. Il absorbe ainsi la majorité des forces de mastication, pouvant entraîner une réduction de la charge appliquée à l'os autour de l'implant et provoquer à long terme une perte osseuse [94].

Indépendamment du type d'os considéré, le tissu osseux subit un renouvellement permanent. Ce processus est appelé remodelage osseux. C'est un processus dynamique qui implique la résorption et la formation perpétuelle de tissu osseux, nécessaire pour le maintien de l'intégrité structurelle. Tout cela est régulé par un équilibre complexe entre les différentes cellules responsables de la résorption osseuse. La durée du processus peut varier entre 4 et 6 mois [187]. Finalement, le remodelage osseux permet l'adaptation de l'os aux contraintes mécaniques, mais aussi la réparation des lésions et la régulation du calcium dans l'organisme.

À l'aide de méthodes numériques, basées sur des théories développées au fil des années, il est possible de simuler le processus de remodelage osseux et d'ostéointégration afin de pouvoir anticiper l'évolution du tissu osseux suite à la présence d'un implant. Il existe un nombre assez important de lois, dépendant de l'échelle de modélisation adoptée et des propriétés physiques étudiées, comme par exemple la porosité ou encore la piézoélectricité. L'os est un matériau vivant, qui réagit à la redistribution des sollicitations qui lui sont imposées. On parle de remodelage interne lorsque l'os se densifie ou se résorbe et de remodelage externe s'il modifie sa structure. Ces différents états dépendent des nouveaux chargements externes qui lui sont appliqués. Le processus de remodelage osseux obéit à la loi de Wolff, qui traduit le fait que l'os adapte son architecture afin d'améliorer sa résistance face à ces chargements. La loi de remodelage osseux la plus commune exprime que la variation de densité osseuse  $\rho$  en fonction du temps est liée à un stimulus  $S - S_{ref}$  mécanique pouvant être, par exemple, une énergie de déformation ou bien directement l'état de déformation, soit :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = K(S - S_{ref}) \quad (4.1)$$

Le terme  $S_{ref}$  est relatif à un état physiologique et  $K$  est une constante caractérisant le taux de remodelage. Beaucoup de modèles numériques sont basés sur cette loi, et des

seuils de stimulus ont été définis, notamment pour l'état de déformation. L'équation 4.1 indique que si la valeur de  $S$  est inférieure à  $S_{ref}$ , alors  $\frac{\partial \rho}{\partial t}$  sera négatif et la densité osseuse diminuera progressivement avec le temps. Cela signifie donc une perte osseuse. Si la valeur de  $S$  est supérieure à  $S_{ref}$ , alors  $\frac{\partial \rho}{\partial t}$  sera positif, ce qui se caractérisera par une croissance osseuse. Enfin, si la valeur de  $S$  est égale à  $S_{ref}$ , alors  $\frac{\partial \rho}{\partial t}$  sera nul et la densité osseuse restera dans un état d'équilibre, caractérisée par une zone sans remodelage dite physiologique (figure 4.3).

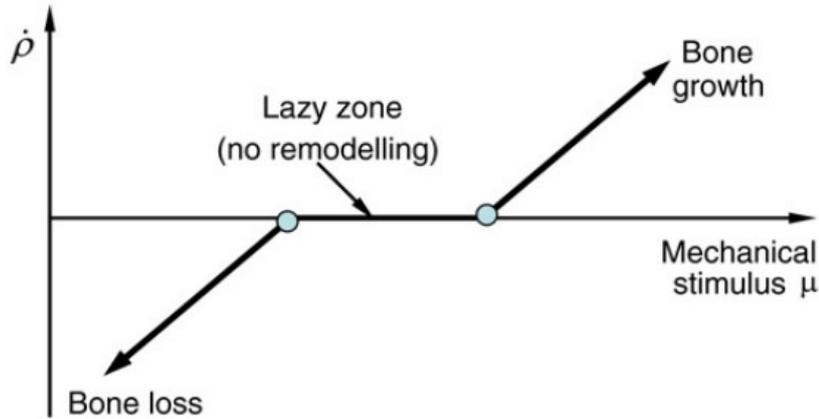


FIGURE 4.3 – Schématisation de la loi de remodelage osseux [186].

#### 4.1.3.3 Ostéointégration et biocompatibilité

L'ostéointégration va dépendre des différentes contraintes engendrées pendant la phase de cicatrisation, mais également de la qualité de l'os et de la rugosité de surface de l'implant [188]. De plus, l'ostéointégration sera impactée par les conditions de chargement et conditions aux limites, les propriétés des matériaux, la porosité des tissus osseux et la forme des implants. Le chargement et conditions aux limites imposés ont une importance particulière dans le processus d'ostéointégration. En cas de réduction importante de la charge appliquée, un état d'atrophie de l'os pourrait survenir. Ce processus d'ostéointégration implique plusieurs étapes biologiques, dont l'adhésion initiale de l'implant, la formation de nouveaux tissus osseux autour de l'implant, et la maturation de cette interface os-implant.

L'interface entre les matériaux implantables et les tissus biologiques revêt une importance capitale dans un domaine comme l'implantologie. Cette interface, définie par les principes d'ostéointégration et de biocompatibilité, joue un rôle crucial dans le succès à long terme des implants biomédicaux, et plus généralement des dispositifs médicaux implantables (DMI), que sont les implants et les prothèses. Il est essentiel de comprendre les mécanismes et les interactions qui régissent cette interface afin de concevoir des DMI efficaces, sûrs et durables. Pour un DMI, la notion de biocompatibilité est définie comme « la capacité d'un matériau à entraîner une réponse biologique appropriée pour une appli-

cation donnée » [189]. La biocompatibilité varie en fonction du type et de l'emplacement de l'implant, car les différents tissus biologiques peuvent réagir de manière différente au DMI. Cette définition implique une interaction entre un hôte, un matériau et une fonctionnalité donnée du matériau. Ces trois facteurs doivent être en interaction pour que le matériau puisse être considéré comme biocompatible (figure 4.4).

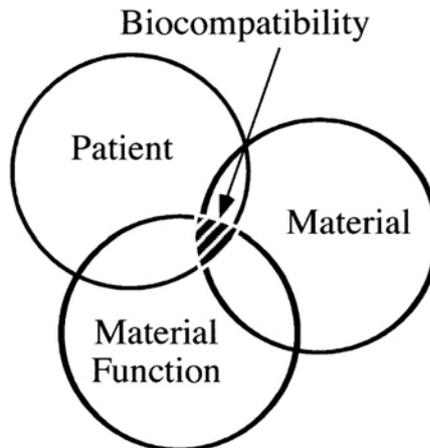


FIGURE 4.4 – Notion de biocompatibilité d'un matériau en prenant en compte l'interaction entre 3 facteurs, d'après Wataha et al.[189].

L'évaluation de la biocompatibilité est une tâche complexe. Les détails concernant les différents tests possibles pour étudier la biocompatibilité d'un matériau ne seront pas présentés ici. D'un côté, il y a la compatibilité chimique, et de l'autre, la compatibilité mécanique [190]. Cette dernière compatibilité prend en compte notamment le processus de remodelage osseux et l'adaptation du tissu osseux aux contraintes externes qui lui sont appliquées (phénomène de *stress shielding*). La biocompatibilité chimique est basée sur le plan biologique ou cellulaire. En effet, l'implant ne doit pas provoquer d'inflammation, d'infection ou d'allergie. Il doit résister à la corrosion et ne pas libérer de substances toxiques dans le corps, qui est un environnement corrosif et hostile. Il est possible, par exemple, de classer les matériaux selon leur toxicité. Pour cela, les travaux de Steinemann se sont basés sur la résistance à la corrosion et sur la réaction des tissus. Les matériaux, métalliques, sont classés en trois catégories : toxiques, inflammatoires et inertes (figure 4.5). L'état de surface d'un matériau (rugosité, revêtement) peut influencer la réaction des cellules lors des tests, en améliorant ou en détériorant la réponse cellulaire. En fin de compte, la fiabilité d'aucun matériau prothétique n'a été prouvée à cent pour cent et la décision d'utiliser tel ou tel matériau doit être un compromis entre risques et avantages potentiels. Cependant, comme le montre la figure 4.4, les alliages de titane s'avèrent être de bons candidats en terme de biocompatibilité. Cette biocompatibilité alliée à leurs bonnes caractéristiques mécaniques explique leur utilisation intensive dans le domaine biomédical.

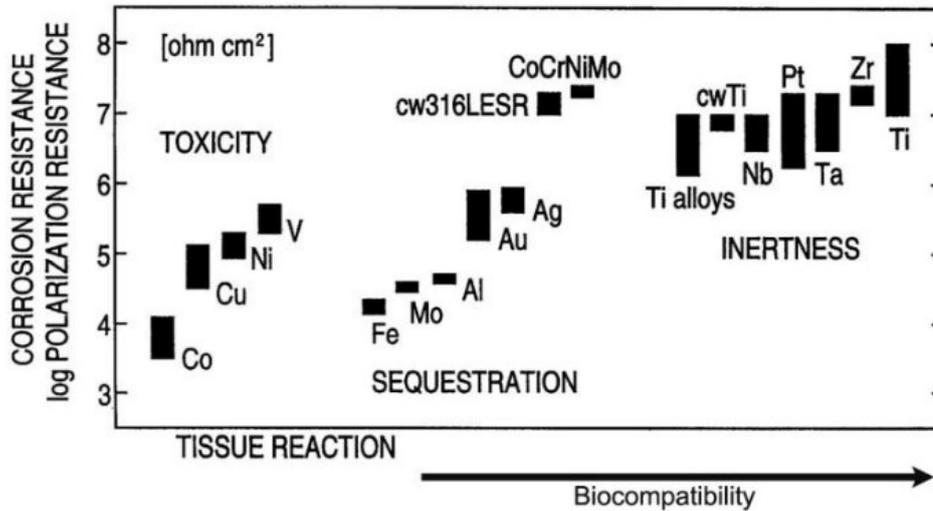


FIGURE 4.5 – Évaluation de la biocompatibilité des métaux en mesurant leur résistance à la corrosion [191].

## 4.1.4 Modélisation des interactions, des CL et des chargements

### 4.1.4.1 Gestion des contacts

La modélisation des contacts dans les modèles par EF est souvent complexe et peut aboutir à des problèmes de convergence des calculs. Ainsi, la plupart des études de la littérature se contentent de contacts parfaits (ou « collants ») empêchant toute séparation entre les pièces et permettant une réduction significative des temps de calcul [192, 193]. Cette hypothèse de contact collant est très souvent utilisée, notamment pour le contact entre l'implant et l'os environnant. Or, en réalité, de nombreuses complications implantaires, telles que la diminution du niveau osseux et la perte d'ostéointégration, se produisent au niveau de cette interface os-implant. Pour représenter cette phase d'ostéointégration, l'interface entre le tissu osseux environnant et l'implant est liée par des contacts « glissants » en indiquant un coefficient de frottement. C'est le cas, par exemple, dans les travaux de Horita et al. [176] portant sur la mise en charge immédiate des implants avec le procédé All-on-Four®. Les coefficients de frottement peuvent être déterminés par diverses méthodes : la revue de la littérature existante, des tests expérimentaux *in vitro* avec des mesures tribologiques ou par modélisation inverse en ajustant le coefficient pour se rapprocher de données expérimentales [194].

### 4.1.4.2 CL et chargements

La mise en place d'un modèle par EF passe également par l'ajout de conditions aux limites. Pour l'application du chargement, il est nécessaire d'étudier le cycle masticaire. Il se compose de plusieurs phases distinctes présentant différents mouvements fonctionnels. Ces mouvements mandibulaires sont rendus possibles grâce à la présence d'une

structure anatomique essentielle : l'ATM. Cette articulation est constituée de plusieurs sous-structures, fondamentales pour la fonction globale de l'articulation :

- le condyle mandibulaire : partie de la mandibule qui s'articule avec l'os temporal ;
- les muscles masticateurs : muscles masseter, temporal, ptérygoïdien médial et latéral et le muscle digastrique ;
- les ligaments : temporomandibulaires, stylomandibulaire, sphénomandibulaires et capsulaires. Ces structures permettent de stabiliser l'ATM ;
- le disque permettant d'amortir et de répartir les forces et la capsule articulaire qui aide à maintenir l'articulation en place.

L'ATM permet la mobilité bilatérale de la mandibule, en translation et rotation, selon l'axe transversal et l'axe antéro-postérieur (figure 4.6). En outre, les mouvements de l'ATM et des différents muscles manducateurs impliquent une translation de la mandibule selon les trois plans de l'espace [195].

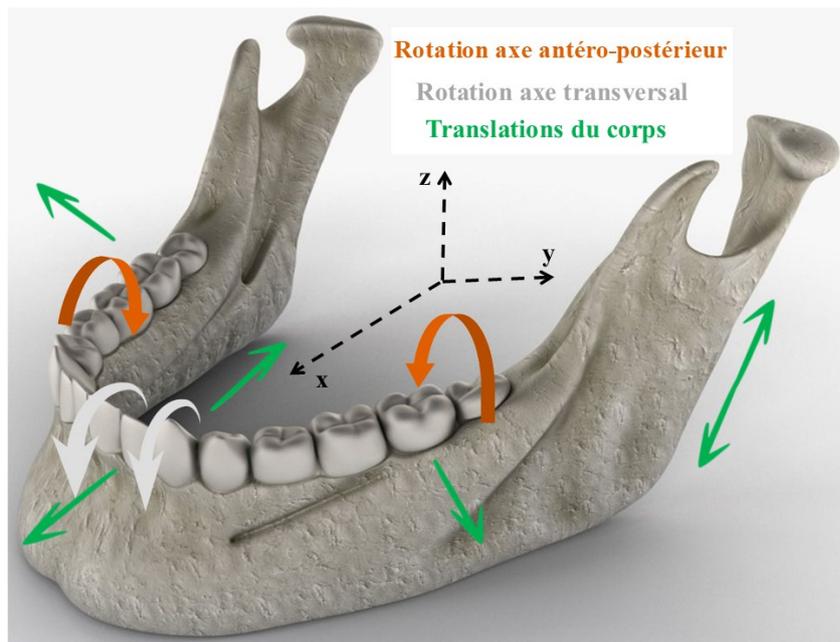


FIGURE 4.6 – Représentation des principaux mouvements mandibulaires (translations, rotations).

Les ligaments qui entourent l'articulation permettent de limiter l'amplitude des différents mouvements. La majorité des modèles par EF retrouvés dans la littérature se limitent à des chargements statiques occlusaux (verticaux ou obliques), comportant une ou plusieurs forces ponctuelles à un endroit précis (au niveau de la barre prothétique ou sur la zone anatomique d'un ou plusieurs muscles) [192, 193]. D'autres modèles, plus rares, intègrent l'application des forces masticatoires selon des amplitudes et directions

différentes, basée sur des données expérimentales ou par traitements informatiques [196]. La prise en compte de chargements dynamiques est très peu présente, mais mériterait d'être investiguée davantage étant donné le nombre important de cycles masticatoire, pouvant provoquer des problèmes de fatigue [197]. Finalement, l'application d'un chargement musculaire par une relation linéaire entre la force et la surface de section transversale du muscle n'est pas forcément d'une très grande précision. Cependant, cette approche reste la plus pratique et surtout la plus représentative pour une analyse par EF [180].

Afin d'éviter tout mouvement de corps solide, les conditions aux limites pour la mandibule sont en général reliées aux condyles. Chakraborty et al. [198], dans leur étude numérique d'une prothèse fixe implanto-portée, supposent que les mouvements de translation de la mandibule et des condyles pendant la mastication sont limités et que seuls les mouvements de rotation sont autorisés. En réalité, les mouvements de translation des condyles le long de l'axe médio-latéral (axe reliant les deux condyles), ainsi que les mouvements de rotation doivent être pris en compte [87]. Afin de reproduire le plus simplement possible le mouvement des ATM, des ressorts peuvent être utilisés, et leur rigidité peut être ajustée en fonction de l'amplitude temporo-mandibulaire recherchée [199].

#### **4.1.5 Bilan de l'état de l'art**

Cette partie a permis de regrouper les différentes possibilités de modélisation numérique de la sphère maxillo-faciale, plus particulièrement de la mandibule, et se base sur un grand nombre d'articles scientifiques. Il ressort qu'il n'existe pas de consensus pour la modélisation de l'appareil masticateur. Chaque étude comporte des spécificités pouvant conduire à la mise en place de certaines hypothèses. Cependant, il est certain que l'absence de prise en compte de l'appareil manducateur (muscles) compromet la réalité physiologique. De même, les propriétés matérielles des os, des muscles, des ligaments et des structures inorganiques doivent être déterminées et modélisées avec précision (non-homogénéité, anisotropie et non-linéarité) afin d'obtenir des résultats fiables [200]. Le tableau 4.1 regroupe différentes études issues de la littérature portant sur des modélisations avec prothèses complètes implanto-portées, avec une vue d'ensemble de la stratégie de modélisation par EF suivant six critères : la numérisation entière de la mandibule (si oui, en 2D ou 3D), la réalité anatomique (différenciation os cortical et os spongieux et prise en compte de l'inhomogénéité osseuse), l'insertion des muscles masticateurs au niveau de leur zone anatomique, la considération des cycles masticatoires, les propriétés physiques de l'os (isotropie, anisotropie) et le type de contact entre l'os environnant et les implants.

Les parties suivantes de ce chapitre concernent la mise en place d'un modèle numérique physiologique de réhabilitation mandibulaire fixe avec matériau prothétique optimisé et l'analyse du comportement mécanique résultant, selon des échelles globales ou locales.

4.1. État de l'art des modèles numériques EF intégrés en odontologie

	Numérisation entière mand.	Réalité anatomique	Insertion muscles masticateurs	Considération cycles masticatoires	Propriétés physiques de l'os	Contacts interface os-implant
Ersöz et al. 2022 [175]	<i>Non (arcade)</i>	<i>Oui (c./s.)</i>	<i>Non</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Horita et al. 2017 [176]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Oui (c./s. et inhom.)</i>	<i>Non (charge stat. v.)</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. iso.</i>	<i>Coeff. friction (0,3)</i>
Kucukkurt et al. 2020 [174]	<i>Non (arcade)</i>	<i>Oui (c./s.)</i>	<i>Non (charge stat. v.)</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. orth. et iso. tr.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Bonnet al. 2009 [169]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Oui (c./s.)</i>	<i>Oui</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. orth. et iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Geremia et al. 2021 [167]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Non</i>	<i>Non (charge stat. v.)</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Sun et al. 2023 [177]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Oui (c./s.)</i>	<i>Non</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Ferreira et al. 2014 [196]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Non</i>	<i>Oui</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Chakraborty et al. 2022 [198]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Oui (c./s. et inhom.)</i>	<i>Non (charge stat. v.)</i>	<i>Non</i>	<i>Élas. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Gao et al. 2022 [178]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Non</i>	<i>Non (charge stat. v.)</i>	<i>Non</i>	<i>Élast. orth.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Anitua et al. 2022 [193]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Oui (c./s.)</i>	<i>Non (charge stat. o.)</i>	<i>Non</i>	<i>Élas. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Shash et al. 2022 [192]	<i>Oui (3D)</i>	<i>Oui (c./s. et inhom.)</i>	<i>Non (charge stat. v.)</i>	<i>Non</i>	<i>Élas. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>
Haskell et al. 1986 [170]	<i>Non (2D)</i>	<i>Non</i>	<i>Oui</i>	<i>Non</i>	<i>Élas. iso.</i>	<i>Collant (100%)</i>

TABLEAU 4.1 – Différents modèles EF avec prothèse complète implanto-portée, où : orth.= orthotrope, iso.=isotrope, tr.=transverse, inhom.=inhomogénéité, c.=cortical, s.=spongieux, élas.= élastique, stat. v.=statique vertical et stat. o.=statique oblique.

## 4.2 Mise en place du modèle EF de réhabilitation prothétique fixe

L'épidémiologie des principaux échecs du traitement All-on-Four<sup>®</sup>, proposée dans le chapitre 1, a permis de déceler diverses complications pouvant s'avérer d'origine mécanique ou biologique. La majorité des études scientifiques recense de nombreux cas de descellements d'implants, parfois causés par la rupture de vis ou de piliers mais peuvent également provenir d'une infection à l'interface os-implant qu'est, dans le pire des cas, la péri-implantite [21]. De plus, les fractures de l'armature prothétique sont des complications assez rares si l'on compare avec les fractures de la résine acrylique (utilisée pour l'ajout d'une fausse gencive et de fausses dents).

Afin de prévenir ces complications, l'idée générale de ces travaux de recherche est de se focaliser sur la rigidité de la barre prothétique, avec comme objectif annexe de se rapprocher de la rigidité de l'os. La diminution de la rigidité de la barre prothétique permettrait, indirectement, d'atténuer le phénomène de *stress shielding* en garantissant un meilleur transfert de charge vers les implants et donc vers le tissu osseux environnant. L'ajout de porosités, couplé à un contrôle de la topologie, a permis d'aboutir à une barre moins rigide tout en préservant la biocompatibilité avec un matériau constitutif métallique (alliage de titane TA6V). Pour ce faire, les recherches se sont concentrées sur l'utilisation d'une structure *lattice*.

Ce paragraphe est consacré à la mise en place des modèles pour l'étude numérique EF comparative, entre un modèle de référence (mandibule non prothésée) et deux modèles de mandibule réhabilitée avec deux barres prothétiques distinctes (titane monolithique ou « *bulk* » et titane « *lattice* »). Les spécificités des différents modèles sont détaillées dans cette partie. Les simulations EF ont été réalisées avec l'aide du logiciel Abaqus<sup>®</sup> (Standard 2021). L'hypothèse établie pour cette étude se rapporte à la configuration de la mandibule sans prothèse. Cette configuration se veut représentative de l'état physiologique idéal, c'est-à-dire celui vers lequel un modèle de mandibule prothésée devrait converger afin d'aboutir à un meilleur respect de la cinématique naturelle de la mandibule. Seul l'aspect mécanique est étudié, avec la prise en compte de trois phases masticatoires indépendantes. L'objectif est donc d'étudier l'effet de l'ajout d'une barre prothétique, en particulier la barre « *lattice* », au sein de l'environnement mandibulaire.

### 4.2.1 Barre prothétique optimisée

Le choix de l'optimisation concernant la topologie de la barre prothétique à l'aide d'une structure *lattice* de type BCC a été détaillé dans le chapitre 3. Pour rappel, afin de préserver autant que possible le caractère quasi-isotrope de la structure, il a été décidé que la maille élémentaire dans laquelle la structure *lattice* s'inscrit est cubique. De plus, afin de respecter le VER déterminé et une épaisseur de la barre prothétique maximale de

4 mm, la cellule unitaire BCC possède une dimension de  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ . En effet, comme expliqué dans le chapitre précédent, l'épaisseur de la barre prothétique doit idéalement être la plus fine possible afin de préserver au mieux l'occlusion naturelle du patient. Le choix d'une épaisseur de barre de 4 mm est en accord avec le VER déterminé précédemment (4 répétitions de la cellule unitaire dans les trois directions de l'espace) et concorde avec la valeur retenue dans les travaux de Favot et al. [51].

#### 4.2.1.1 Géométrie

La cellule unitaire finale possède un rayon de poutres égal à 0,2 mm et des dimensions extérieures égales à 1 mm (figure 4.7a). La barre prothétique optimisée finale a été conçue avec le logiciel d'ingénierie avancé nTop V4.5.3 (nTopology Inc.). La géométrie, avec le placement des quatre trous pour les implants, se base sur le modèle 3D de la barre prothétique monolithique issu du scan, présenté dans le chapitre 2. La barre prothétique optimisée comporte 4 répétitions de la cellule unitaire dans sa largeur et sa hauteur. Le nombre de répétitions de cette cellule dans la longueur est de 81 (figure 4.7b). Ce nombre a été déterminé afin d'éviter au maximum un problème de difformité de la cellule unitaire, en prenant une moyenne des deux longueurs extrêmes de la barre prothétique, soit 81 mm (figure 4.8).

#### 4.2.1.2 Paramètres matériaux effectifs

Afin d'intégrer cette barre prothétique optimisée au sein du modèle numérique par EF, il a été nécessaire de déterminer un comportement homogène équivalent. En effet, la géométrie hétérogène de la barre, avec un très grand nombre de cellules unitaires, aurait conduit à un maillage extrêmement fin générant un nombre d'éléments beaucoup trop élevé, rendant impossible son intégration dans Abaqus®. Ainsi, les propriétés effectives de la structure ont été obtenues selon une méthode d'homogénéisation numérique (cf. cha-

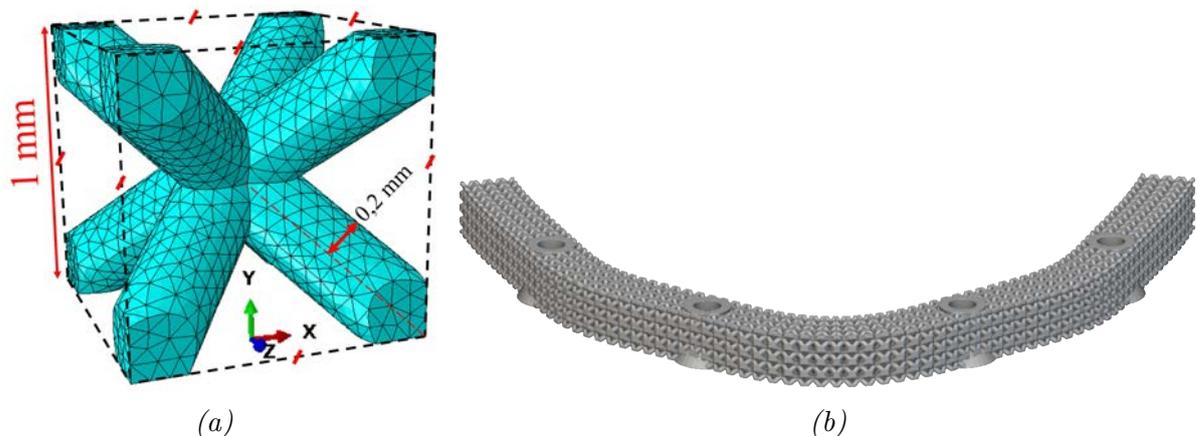


FIGURE 4.7 – Géométrie finale de la cellule unitaire BCC avec maillage (a) et barre prothétique optimisée avec la structure lattice BCC (b).

pitre 3). Pour rappel, en se basant sur le VER obtenu et en se plaçant dans l'hypothèse que la barre prothétique se compose d'une répartition géométriquement identique de la cellule unitaire, alors les paramètres effectifs élastiques de cette barre prothétique optimisée sont les suivants : un module de Young effectif  $E_{\text{eff}} = 22,15 \text{ GPa}$  et un coefficient de Poisson effectif  $\nu_{\text{eff}} = 0,335$ .

La valeur de rigidité obtenue avec cette structure est la plus faible pouvant être atteinte, car les paramètres géométriques de la cellule unitaire sont limités par la résolution du procédé de fabrication additive utilisé, qui est le procédé SLM. La barre prothétique optimisée peut à présent être introduite dans la modélisation par EF de la mandibule réhabilitée.

#### 4.2.2 Modélisation géométrique de la mandibule prothésée

Le modèle CAO de la mandibule est identique à celui du modèle de la mandibule artificielle utilisé dans le chapitre 2 pour la corrélation avec le dispositif expérimental. Le modèle final EF utilisé dans ce chapitre présente cependant quelques différences, permettant une simulation plus « physiologique ». Tout d'abord, l'os cortical et l'os spongieux ont été distingués à l'aide d'une opération d'homothétie. L'épaisseur de l'os cortical a été définie à 1 mm, valeur minimale fixée dans les travaux antérieurs de Favot et al. [51]. De plus, le matériau constituant la barre prothétique est différent pour le modèle de la mandibule prothésée avec la barre « *lattice* ». Il comporte les paramètres matériaux effectifs, déterminés dans le chapitre 3. La dernière différence réside dans les conditions aux limites, avec des chargements plus complexes intégrant la prise en compte des muscles masticateurs. Ces CL seront détaillées par la suite.

La prothèse est un assemblage de trois principaux corps : la barre prothétique, deux implants antérieurs et deux implants postérieurs. Les implants postérieurs sont inclinés de  $45^\circ$  par rapport au plan occlusal. Les deux implants (postérieurs ou antérieurs) sont

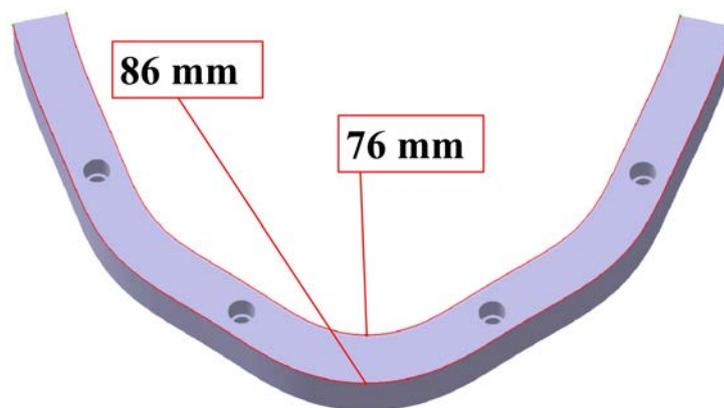


FIGURE 4.8 – Dimensions de la barre prothétique monolithique de référence.

considérés comme un seul corps. Ils sont en fait un assemblage de plusieurs sous-corps que sont les vis et les multibases, formant une unité complète. Les dents artificielles et la fausse gencive en résine acrylique, utilisées pour l'aspect esthétique, n'ont pas été prises en compte. Concernant le modèle de la mandibule prothésée, les paramètres géométriques suivants ont été utilisés pour la barre prothétique :  $L_C = 13$  mm pour la longueur du *cantilever* (correspondant à la partie libre distale) et 4 mm pour la largeur et l'épaisseur. La géométrie de la barre prothétique est basée sur le scan 3D utilisé pour le modèle simplifié du chapitre 2 (figure 4.9b).

Le modèle de référence (mandibule non prothésée) est uniquement composé de l'os cortical et de l'os spongieux. La barre n'est donc pas considérée, et les implants ont été substitués par le tissu osseux. Ce modèle de référence a servi de base à l'étude comparative avec les deux autres modèles. Ces deux autres modèles concernent la réhabilitation de la mandibule avec une barre prothétique en titane *bulk* ou avec la barre en titane *lattice*.

Les différents corps de ces trois modèles ont été maillés avec des éléments solides tétraédriques à interpolation linéaire C3D4. Il s'agit donc de l'os cortical et de l'os spongieux (commun aux trois modèles), ainsi que les implants et la barre prothétique uniquement pour les deux modèles de mandibule prothésée. Le nombre d'éléments est de 302 368 et 207 789 pour l'os cortical et l'os spongieux respectivement, avec un maillage affiné au niveau de l'interface os-implant. La barre prothétique compte 38 284 éléments, et les implants inclinés et droits en comptent respectivement 27 721 et 25 797. Ces différentes valeurs ont été définies à la suite d'une analyse de convergence du maillage, ce qui a permis d'aboutir à un compromis entre la précision et le temps de calcul.

Comme il s'agit d'une étude comparative, les différents corps des modèles sont tous constitués de matériaux considérés comme isotropes, homogènes, élastiques et linéaires. Le comportement anisotrope des tissus osseux n'a donc pas été considéré afin de faciliter les différents calculs numériques. Les paramètres élastiques isotropes utilisés pour les deux types d'os représentent les valeurs basses et sont issus d'une étude de la littérature présentant un module équivalent. Enfin, l'étude numérique de la structure *lattice* hétérogène a abouti à des paramètres homogènes effectifs équivalents. Les valeurs des divers paramètres élastiques (module de Young et coefficient de Poisson) pour chaque corps sont listées dans le tableau 4.2.

	Os cortical [169]	Os spongieux [169]	TA6V [86]	Structure <i>lattice</i>
Module de Young [GPa]	11,7	0,314	113,8	21,46
Coefficient de Poisson	0,258	0,29	0,342	0,385

TABLEAU 4.2 – Paramètres matériaux élastiques des modèles numériques.

### 4.2.3 Définition des chargements durant le cycle masticatoire

Le modèle physiologique développé s'inspire des travaux de Favot et al. [201] et présente des similarités avec le modèle simplifié présenté au chapitre 2. Il consiste à reproduire le plus fidèlement possible trois principales phases statiques du cycle masticatoire. Elles sont les suivantes :

- la phase **RMOL** (*Right unilateral Molar Clenching*) correspondant au serrage en latéralité du côté droit. C'est une phase prépondérante dans le cycle masticatoire permettant notamment la formation du bol alimentaire ;
- la phase **ICP** (*Intercuspal Clenching Position*) correspondant à la position d'intercuspidie maximale, c'est-à-dire la position présentant le plus grand nombre de contacts dento-dentaires. Cette phase est présente au début de la mastication, mais également au moment de la déglutition et lors de parafonctions telles que le bruxisme ;
- la phase **INC** (*Incisive Clenching*) correspondant à la position dentaire en bout à bout incisif permet la préhension de la nourriture ainsi que la scission.

Ces différentes phases masticatoires ont été considérées sur la base de l'activité musculaire de six paires de muscles et d'un muscle médian, responsables des principaux mouvements mandibulaires : le muscle ptérygoidien médian, masseter profond, masseter superficiel, temporal antérieur, temporal moyen, temporal postérieur et le muscle digastrique antérieur (figure 4.9a). Les simulations ont été effectuées dans le domaine élastique.

Chaque muscle du système masticateur a été modélisé par un ensemble de vecteurs de force parallèles appliqués à la zone anatomique correspondant à l'insertion du groupe musculaire (figure 4.9a). La force maximale totale développée par un muscle ainsi qu'un coefficient correspondant à son activation au cours du cycle masticatoire considéré ont été appliqués. La direction de chaque ensemble de vecteurs (cosinus directeur) a été représentée par un vecteur unitaire. L'amplitude résultante de chaque force musculaire, pendant la contraction, a été supposée être le produit de la force isométrique maximale et de l'activation musculaire. La force isométrique maximale est définie comme la force dans des conditions optimales, obtenue à partir de la surface de section physiologique du muscle et de la contrainte maximale développée par une fibre musculaire squelettique. L'activation musculaire est liée à la valeur de la contraction musculaire par rapport à son activité maximale possible dans chaque phase masticatoire. Ces valeurs sont regroupées dans le tableau 4.3 et le tableau 4.4, basées sur les données issues des travaux de Koriath et al. [84]. Les directions X, Y et Z sont représentées dans la figure 4.9b.

Muscles masticateurs	Côté mandibule droit			Côté mandibule gauche		
	<i>Cos-X</i>	<i>Cos-Y</i>	<i>Cos-Z</i>	<i>Cos-X</i>	<i>Cos-Y</i>	<i>Cos-Z</i>
Ptérygoïdien médian	0,486	-0,373	0,791	-0,486	-0,373	0,791
Masseter profond	-0,546	0,358	0,758	0,546	0,358	0,758
Masseter superficiel	-0,207	-0,419	0,884	0,207	-0,419	0,884
Temporal antérieur	-0,149	-0,044	0,988	0,149	-0,044	0,988
Temporal moyen	-0,222	0,500	0,837	0,222	0,500	0,837
Temporal postérieur	-0,208	0,855	0,474	0,208	0,855	0,474
Digastrique antérieur	-0,244	0,940	-0,237	0,244	0,940	-0,237

TABLEAU 4.3 – Orientation des forces musculaires selon les cosinus directeurs, d’après Koriath et al. [84].

Muscles masticateurs	Force isométrique max. [N]	Activation musculaire					
		ICP		INC		RMOL	
		<i>droite</i>	<i>gauche</i>	<i>droite</i>	<i>gauche</i>	<i>droite</i>	<i>gauche</i>
Ptérygoïdien médian	174,8	0,76	0,76	0,78	0,78	0,84	0,60
Masseter profond	81,6	1	1	0,26	0,26	0,72	0,60
Masseter superficiel	190,4	1	1	0,40	0,40	0,72	0,60
Temporal antérieur	158	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	75,6	0,94	0,94	0,04	0,04	0,59	0,39
Digastrique antérieur	40,0	0,28	0,28	0,50	0,50	–	–

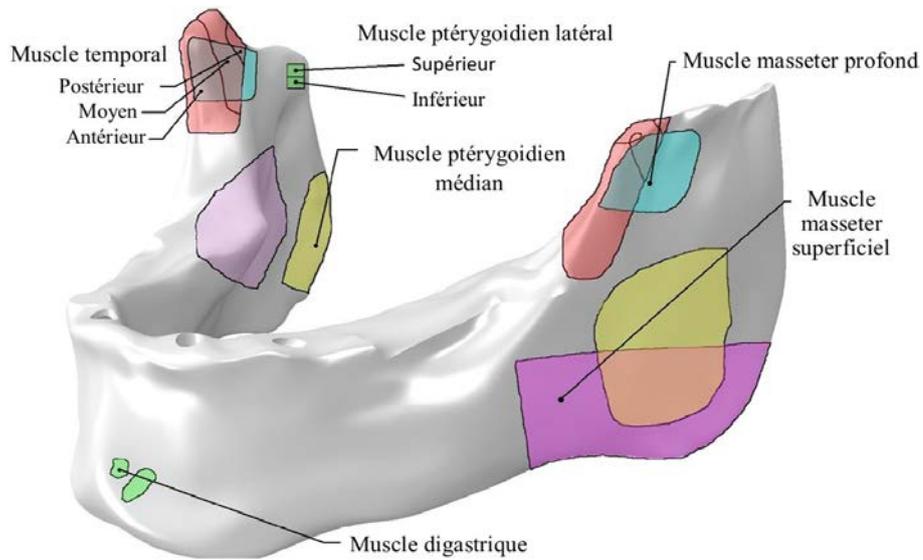
TABLEAU 4.4 – Forces musculaires isométriques maximales et coefficients d’activité musculaire pour les trois phases du cycle masticatoire étudiées, d’après Koriath et al. [84].

#### 4.2.4 CL et interactions

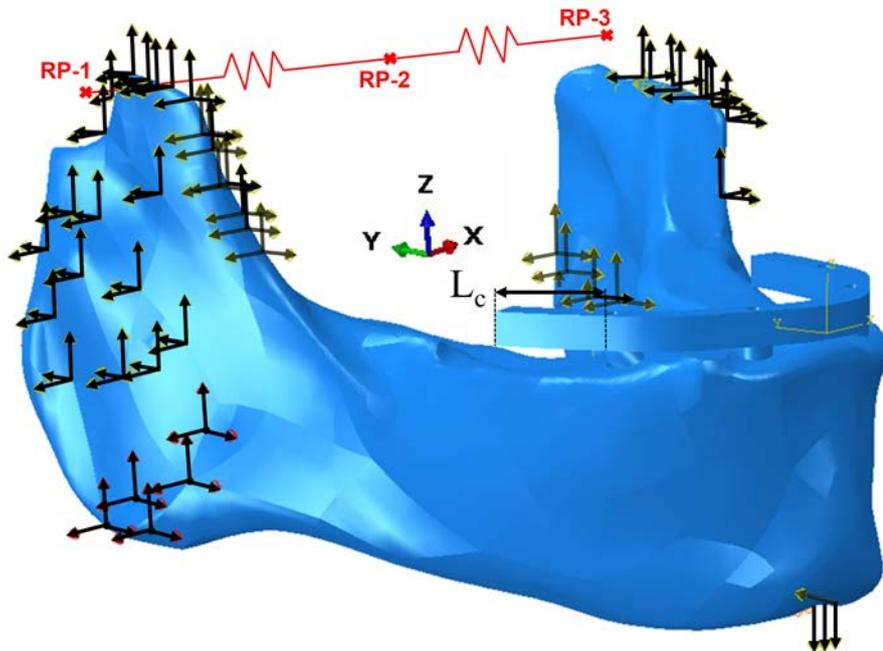
L’effet des structures anatomiques entre les deux condyles, qui limitent le déplacement mandibulaire, a été contrôlé par l’utilisation de ressorts élastiques. La convergence médiane temporo-mandibulaire naturelle de la mandibule non prothésée a été respectée. Cette convergence se situe entre une valeur de 0 et 2,4 mm selon Chen et al. [87]. Une contrainte rigide a été imposée entre un point de référence (assimilé au centre de l’articulation temporo-mandibulaire) et chaque surface des condyles (figure 4.9b). Ces deux points de référence sont autorisés à se déplacer uniquement le long de l’axe transversal (X) et libres de tourner autour de l’axe longitudinal (Z) et antéro-postérieur (Y).

L’os cortical et l’os spongieux sont considérés comme liés avec une contrainte de type « contact collant », ce qui est également le cas pour le contact entre les implants et la barre prothétique. Le contact entre les implants et l’os environnant est aussi de type « collant », puisque l’hypothèse d’une parfaite ostéointégration est choisie pour cette analyse comparative.

Dans les modèles de la littérature, les chargements sont souvent appliqués par le biais de forces ponctuelles et les condyles sont généralement encastrés. Comparativement à ces



(a)



(b)

FIGURE 4.9 – Positions des muscles masticateurs (a) et principales conditions aux limites du modèle par éléments finis (b) [202].

modèles, nos hypothèses de modélisation permettent une reproduction plus physiologique du comportement mandibulaire.

## 4.3 Analyse comparative du comportement mécanique de la mandibule réhabilitée

Les différents modèles qui composent cette analyse comparative ont été détaillés. Les simulations par EF sont conduites dans le domaine statique. La première analyse des résultats est relative à la cinématique globale de la mandibule, en prenant en compte la configuration physiologique de référence puis en comparant les deux modèles de mandibule prothésée (solution alternative avec la barre prothétique en titane « *lattice* » et solution conventionnelle avec la barre en titane « *bulk* »). Ensuite, une autre analyse comparative est réalisée, relative aux champs de déplacement et de déformation locaux. En outre, le contact existant entre les implants et le tissu osseux environnant implique également la prise en compte du phénomène de remodelage osseux. La prise en compte de ce processus a uniquement été considérée à partir d'un stimulus, qu'est le champ de déformation au niveau de l'interface.

### 4.3.1 Cinématique globale de la mandibule

Une étude de la cinématique mandibulaire est envisagée avec une analyse de la déformation du corps mandibulaire. La figure 4.10 propose une visualisation des configurations déformée et non déformée de la mandibule non prothésée suivant chacune des phases masticatoires.

Plusieurs mouvements peuvent être observés pour chaque phase masticatoire. Une déformation rotationnelle se produit au niveau du ramus, sous l'action des muscles masticateurs, et affecte ainsi l'arcade dentaire et les condyles. Cette déformation rotationnelle du corps mandibulaire est plus importante pour une charge unilatérale, qui survient lors de la phase RMOL. Cette dernière pourrait avoir un effet considérable sur la restauration prothétique, en particulier pour des restaurations qui lient les implants à une armature rigide. La phase RMOL est une phase prépondérante dans le cycle masticatoire, ainsi, la déformation rotationnelle cyclique pourrait entraîner des sollicitations complexes au niveau de la barre prothétique. Cela pourrait évidemment engendrer des effets néfastes sur l'environnement mandibulaire [84].

La mise en place d'une prothèse rigidifie la mandibule et limite sa cinématique naturelle. La comparaison entre la mandibule naturelle (non prothésée, Ref) et la mandibule prothésée (avec prothèse en titane ou *lattice*) a été effectuée suivant les déplacements verticaux et horizontaux au niveau de la région englobant l'échancrure sigmoïde, du processus coronoïde et condylien (figure 4.11). Ce dernier est relié à l'ATM, responsable des principaux mouvements mandibulaires.

L'analyse des résultats des simulations (tableau 4.5) montre tout d'abord que les déplacements mandibulaires verticaux sont négligeables par rapport aux déplacements

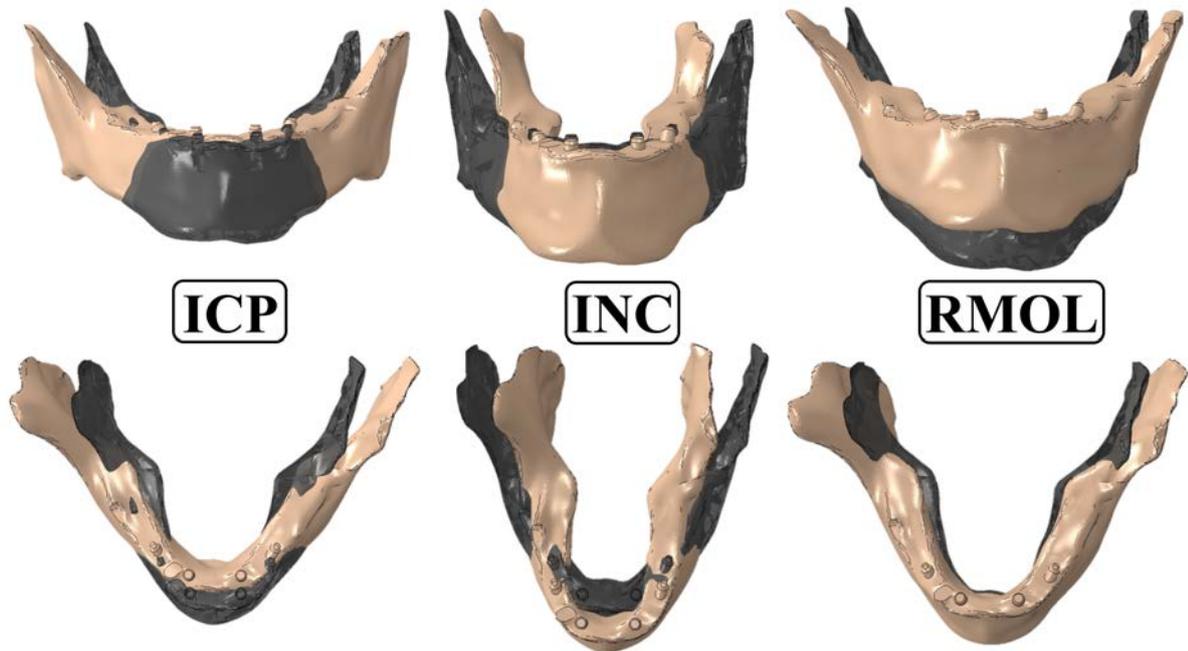


FIGURE 4.10 – Configuration déformée (en beige) et non déformée (en noir) de la mandibule (facteur d'échelle 40) non prothésée lors des trois phases masticatoires considérées [202].

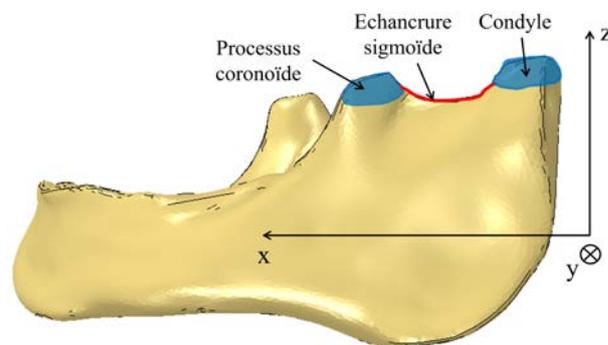


FIGURE 4.11 – Vue de profil de la mandibule avec régions du processus coronoïde et condylien et l'échancrure sigmoïde.

horizontaux. Les déplacements les plus importants sont obtenus pour la mandibule naturelle au cours de la phase ICP. Une amplitude plus faible a été observée lors de la phase RMOL. L'ajout d'une prothèse dentaire mandibulaire (titane ou « *lattice* ») restreint tous les déplacements mandibulaires. Dans les trois phases masticatoires, les déplacements les plus faibles ont été obtenus pour la mandibule avec une barre prothétique en titane. La convergence temporo-mandibulaire médiane naturelle est de 1,36 mm et 1,23 mm pour les phases ICP et INC, respectivement. La phase RMOL présente une amplitude plus faible, avec des mouvements plus complexes. Effectivement, cela conduit à une distorsion rotationnelle du corps autour des trois axes de l'espace. Lors des phases ICP et INC, l'écartement

et le rapprochement mandibulaire s'accompagnent respectivement d'une légère rotation vers l'extérieur et vers l'intérieur des deux apophyses coronoides. Pour la phase de serrage asymétrique RMOL, le ramus du côté travaillant se déforme de manière significative vers le haut et vers l'extérieur.

	Déplacement Horizontal (mm)			Déplacement Vertical (mm)		
	Ref	Ti	Ls	Ref	Ti	Ls
ICP	1,36	1,17	1,27	0,11	0,08	0,08
INC	1,23	1,02	1,09	0,09	0,07	0,07
RMOL	0,42	0,36	0,39	0,10	0,08	0,08

TABLEAU 4.5 – Déplacements mandibulaires maximaux lors des trois phases masticatoires étudiées et pour chaque configuration (Ref : mandibule non prothésée, Ti : mandibule avec barre prothétique en titane et LS : barre avec l'ajout de la structure lattice).

### 4.3.2 Champ de déplacement local dans l'os à l'interface os-implant

Dans un second temps, l'accent est mis sur les résultats des déplacements à l'échelle locale, données nécessaires afin de comparer plus finement le comportement entre les modèles de la mandibule prothésée et le modèle de la mandibule non prothésée. Cela permet également d'étudier l'adaptation de l'état mécanique de la mandibule recevant une prothèse. Le champ de déplacement à l'interface os-implant pour chacun des quatre implants a été analysé pour les trois modèles (référence, titane et « lattice »), et les résultats sont regroupés dans le tableau 4.6.

	Implant postérieur droit			Implant antérieur droit		
	Ref	Ti	Ls	Ref	Ti	Ls
ICP	0,157	0,135	0,148	0,172	0,147	0,163
INC	0,229	0,210	0,221	0,252	0,227	0,241
RMOL	0,319	0,297	0,304	0,349	0,324	0,333
	Implant antérieur gauche			Implant postérieur gauche		
	Ref	Ti	Ls	Ref	Ti	Ls
ICP	0,172	0,146	0,161	0,151	0,130	0,141
INC	0,255	0,229	0,244	0,231	0,213	0,223
RMOL	0,351	0,326	0,336	0,320	0,300	0,307

TABLEAU 4.6 – Déplacements maximaux dans l'os environnant à l'interface os-implant (Ref : mandibule non prothésée, Ti : mandibule avec barre prothétique en titane et LS : avec l'ajout de la structure lattice).

Le tableau 4.6 donne l'intensité maximale du déplacement, tandis que les figures 4.12, 4.13 et 4.14 montrent la répartition du champ de déplacement à l'interface os-implant

durant les phases ICP, INC et RMOL, respectivement.

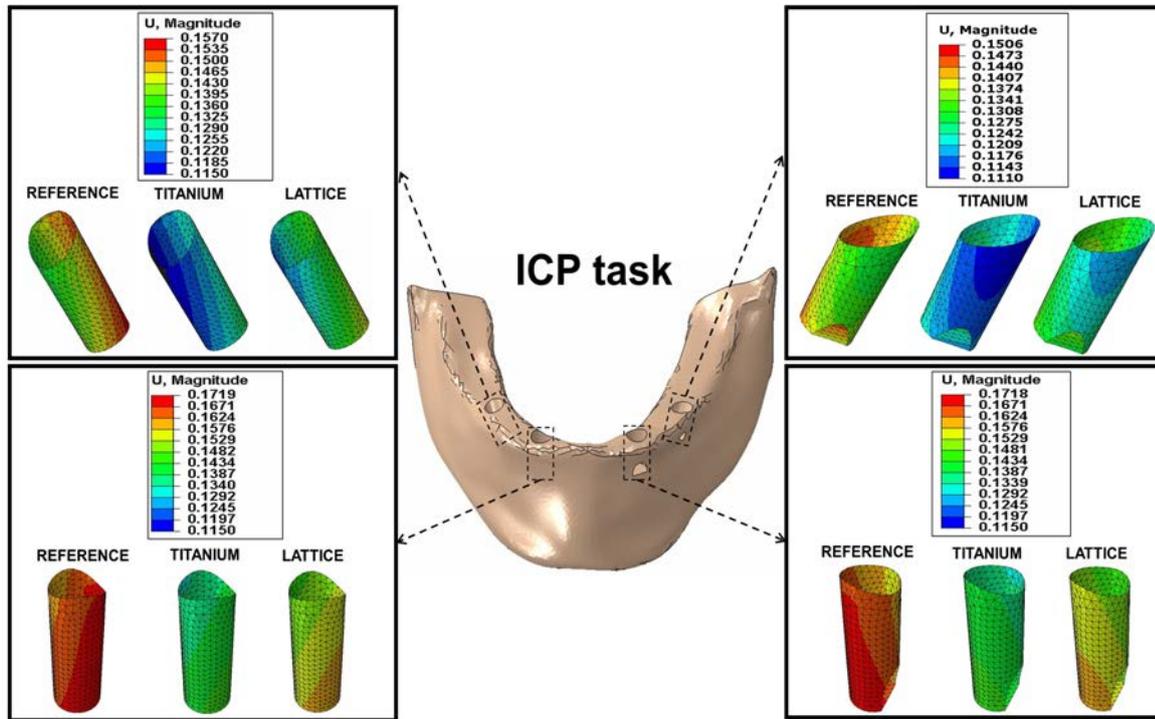


FIGURE 4.12 – Amplitude du déplacement [mm] dans l'os environnant chaque implant, à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire ICP. Modèles de référence (mandibule non prothésée), avec barre en titane ou barre avec une structure lattice [202].

Lors de la phase ICP, les déplacements les plus élevés sont observés pour les implants verticaux dans la configuration non prothésée (Ref). Pour les phases INC et RMOL, il s'agit de l'implant vertical gauche. Pour les implants axiaux et postérieurs gauches, on remarque un déplacement plus important. L'explication pourrait venir du positionnement de ces implants qui sont partiellement dans l'os cortical (figure 4.15).

Pour chaque phase masticatoire et chaque position de l'interface os-implant, la mandibule prothésée avec une barre « lattice » est la plus proche de la configuration de référence. Les différents résultats relatifs au champ de déplacement (global et local) révèlent que la réhabilitation mandibulaire avec une barre prothétique lattice entraîne une configuration proche du modèle de référence (mandibule non prothésée), qui correspond à l'hypothèse de cette étude. Quant à la configuration avec la barre prothétique en titane, elle s'éloigne de ce modèle de référence. Ainsi l'utilisation de la barre prothétique lattice, moins rigide que le titane, semble fournir un meilleur mimétisme de la flexion mandibulaire naturelle.

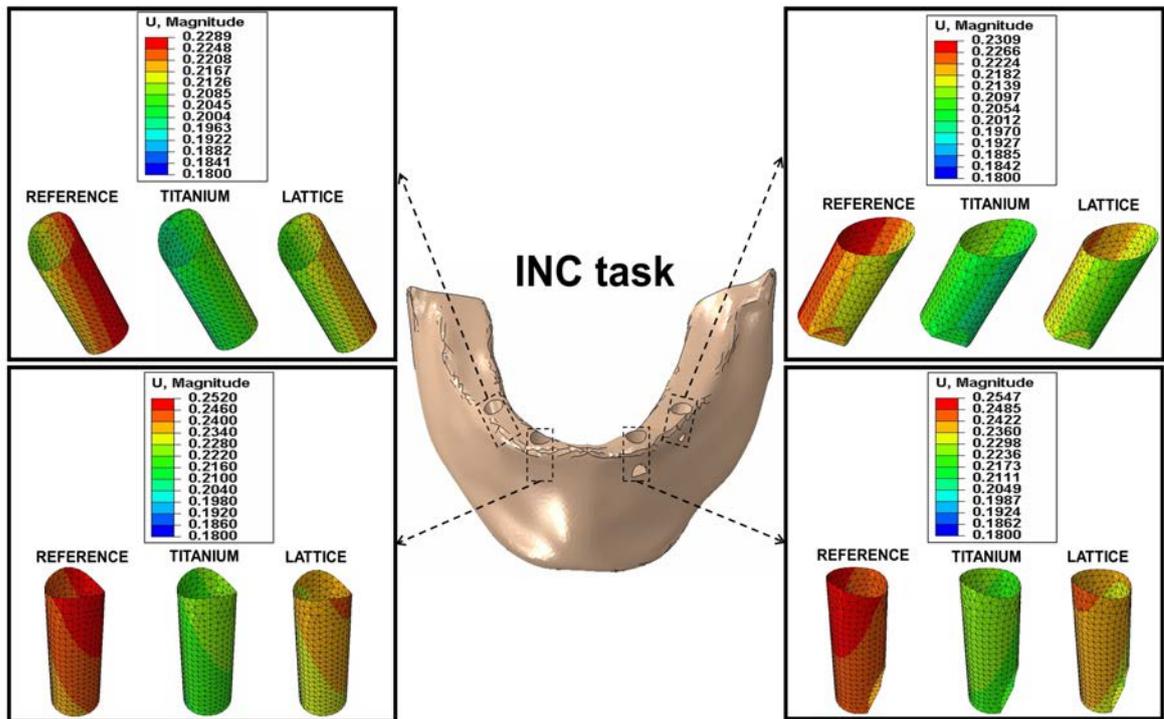


FIGURE 4.13 – Amplitude du déplacement [mm] dans l’os environnant chaque implant, à l’interface os-implant lors de la phase masticatoire INC. Modèles de référence (mandibule non prothésée), avec barre en titane ou barre avec une structure lattice [202].

### 4.3.3 État de contrainte dans l’os mandibulaire

Un aspect également important à vérifier est l’état de la mandibule après sollicitation. Fort heureusement, la déformation mandibulaire est réversible, restant dans le domaine élastique lors de chaque phase masticatoire, et ce malgré la présence d’une prothèse. Le niveau des contraintes dans l’os, pour toutes les phases masticatoires et pour chaque modèle de prothèse (titane ou *lattice*), reste toujours inférieur à la limite d’élasticité de l’os cortical et l’os spongieux (tableau 4.7). Cette limite se trouve aux alentours de 100 à 150 MPa pour l’os cortical et entre 0,11 et 11,5 MPa pour l’os spongieux avec une valeur médiane à 3 MPa [203].

	Contrainte os cortical [MPa]		Contrainte os spongieux [MPa]	
	Titane	<i>Lattice</i>	Titane	<i>Lattice</i>
ICP	28.4	28.6	5.8	5.95
INC	17	18.8	3.8	4.2
RMOL	25,2	28,3	3,1	3,3

TABLEAU 4.7 – Contrainte maximale dans l’os mandibulaire.

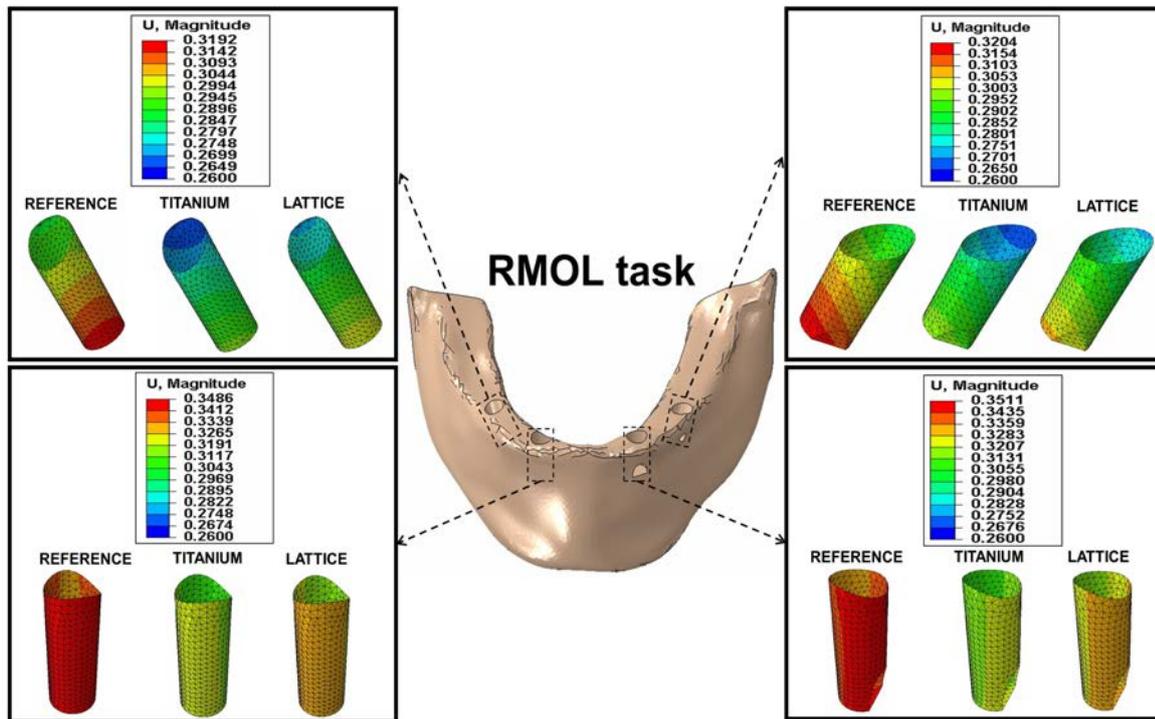


FIGURE 4.14 – Amplitude du déplacement [mm] dans l'os environnant chaque implant, à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire RMOL. Modèles de référence (mandibule non prothésée), avec barre en titane ou barre avec une structure lattice [202].

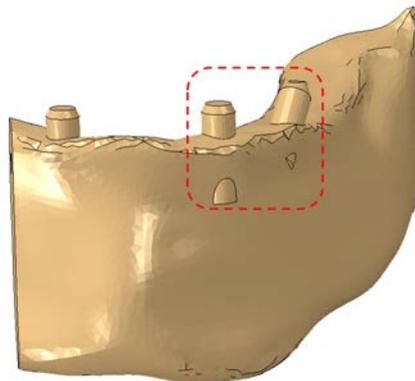


FIGURE 4.15 – Positions de l'implant axial et l'implant angulé gauches en partie dans l'os cortical.

#### 4.3.4 État de déformation à l'interface os-implant

Une autre analyse à mener est l'état de déformation au niveau de l'interface os-implant. En effet, l'os est un biomatériau dynamique, vivant, et le contact avec les implants engendre diverses sollicitations. Comme présenté en première partie de ce chapitre, il est important de prendre en compte le processus de remodelage osseux, exprimé grâce à une équation de mécanostat. Cette équation est basée sur l'évolution de la densité osseuse au

cours du temps. Le paramètre principal est le stimulus mécanique, souvent choisi comme étant le niveau de déformation. En fonction de ce niveau, l'os est supposé se trouver dans trois états distincts : la résorption osseuse, l'état physiologique et la nécrose. La figure 4.16 résume schématiquement ce principe, avec des valeurs de seuil pour l'état de déformation issues des travaux de McNamara et al. [204], Frost et al. [205] et Hasan et al. [206]. Ainsi, l'état dit « physiologique » est compris pour un niveau de déformation entre  $2.10^{-4}$  et  $20.10^{-4}$ .

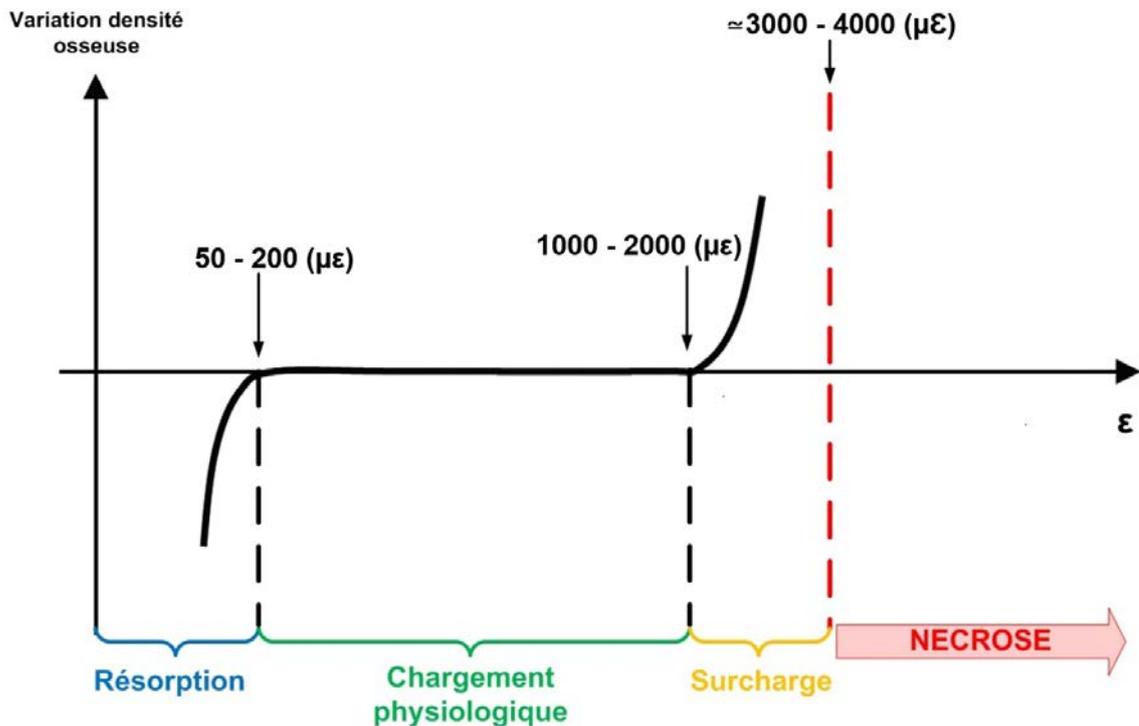


FIGURE 4.16 – Loi de remodelage osseux avec valeurs de seuils de déformation [206].

L'état de déformation pour la mandibule naturelle (Ref) et la mandibule prothésée (Titane ou *Lattice*) a été analysé au niveau de l'interface entre les quatre implants et l'os environnant, selon trois zones spécifiques : zone 1 autour de l'os cortical, zone médiane 2 et zone inférieure 3 de l'os trabéculaire. Les valeurs minimales, maximales et médianes de la déformation principale maximale ont été relevées le long de chaque zone et ce, au niveau de chaque point de Gauss. Les figures 4.17, 4.18 et 4.19 présentent les résultats pour chacun des quatre implants et selon les trois phases masticatoires ICP, INC et RMOL, respectivement.

Lors de chaque phase masticatoire, la valeur maximale de la déformation pour la mandibule non prothésée et prothésée (titane ou *lattice*) se situe au niveau de l'état physiologique. Dans la plupart des cas, les valeurs maximales et médianes pour le modèle mandibulaire réhabilité avec une barre prothétique *lattice* sont comprises dans cet état

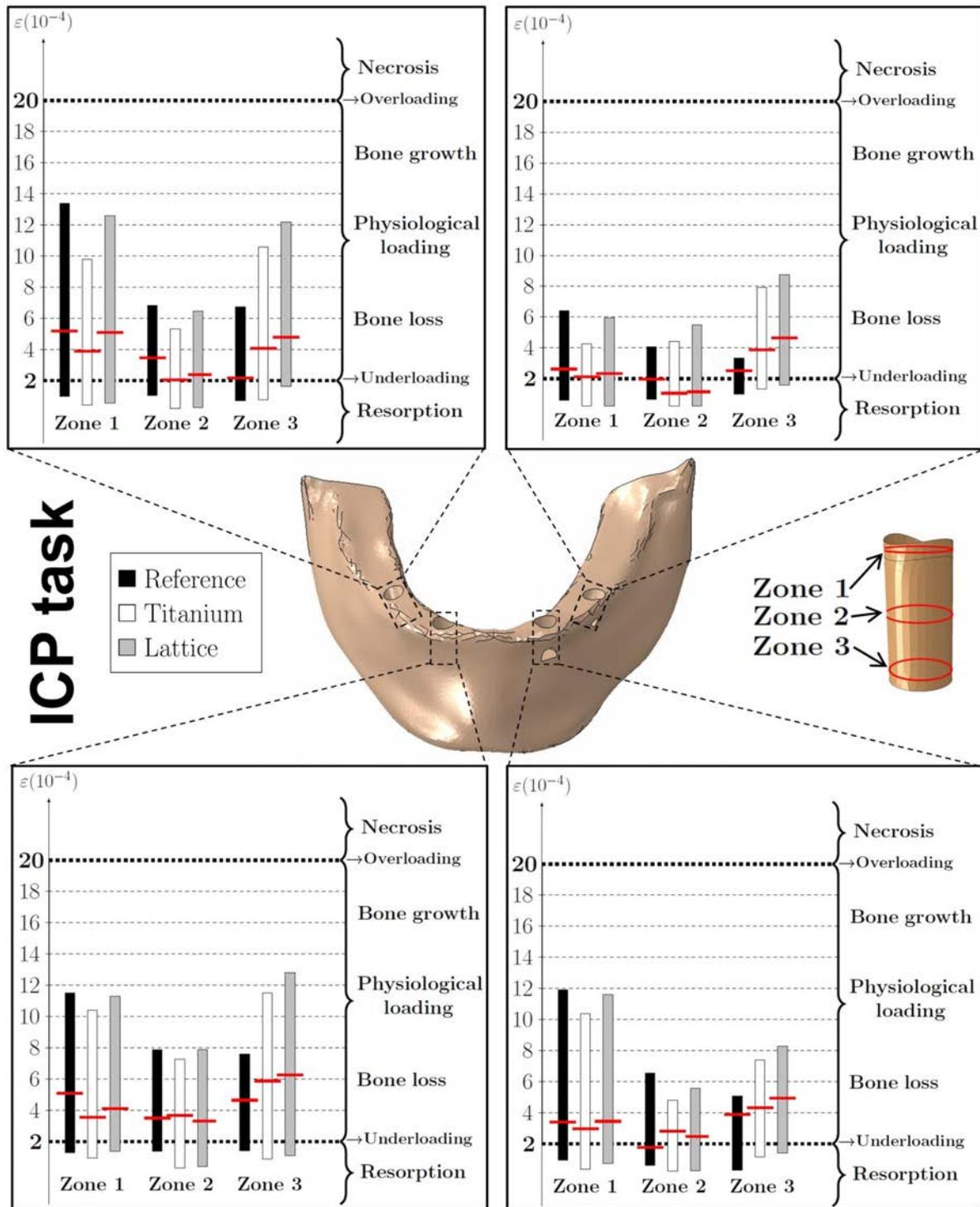


FIGURE 4.17 – État de déformation à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire ICP et selon trois zones distinctes (1 : os cortical et 2,3 : os spongieux. La bande rouge correspond à la valeur médiane [202]).

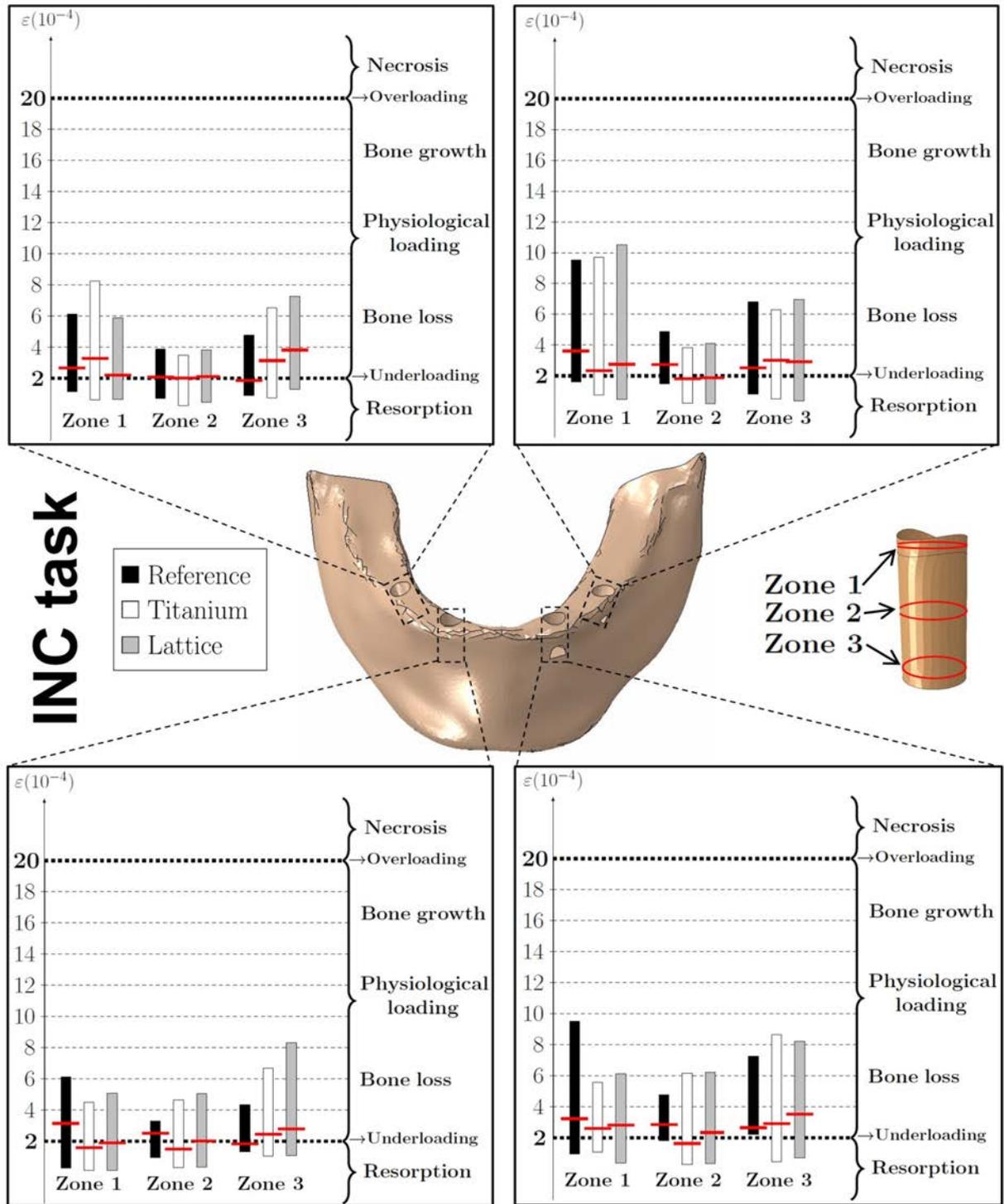


FIGURE 4.18 – État de déformation à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire INC et selon trois zones distinctes (1 : os cortical et 2,3 : os spongieux. La bande rouge correspond à la valeur médiane [202]).

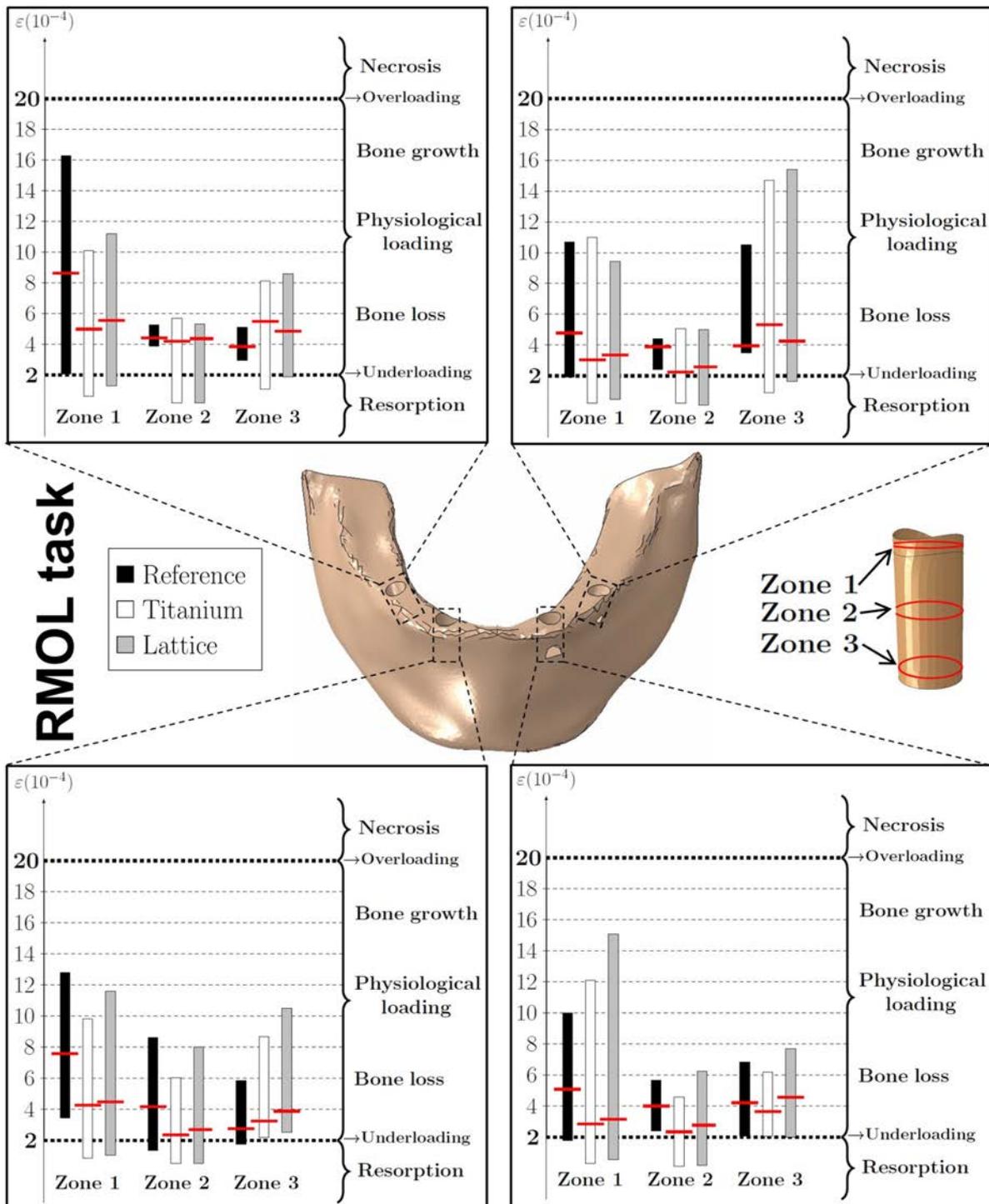


FIGURE 4.19 – État de déformation à l'interface os-implant lors de la phase masticatoire RMOL et selon trois zones distinctes (1 : os cortical et 2,3 : os spongieux. La bande rouge correspond à la valeur médiane [202].

physiologique. Au contraire, la réhabilitation avec la barre prothétique en titane présente certains cas où l'état de déformation s'écarte d'un état physiologique. Ceci peut être constaté, par exemple, lors de la phase INC pour les implants axiaux et dans les zones 1 et 2 (zone cortical et zone médiane spongieux). Dans la plupart des cas, la diminution de la rigidité de la barre prothétique avec l'utilisation d'une structure *lattice*, nettement moins rigide que le titane, a permis de se rapprocher de la configuration de référence.

La prise en compte de la valeur médiane est nécessaire afin d'éliminer les valeurs aberrantes qui auraient pu exister en raison de singularités liées au maillage ou bien un phénomène de localisation. Cela signifie que les déformations situées de part et d'autre de cette valeur ont été réparties uniformément. Au cours de la phase RMOL, la valeur médiane est à la limite de l'état de résorption osseuse en position de l'implant axial droit et gauche, et pour les zones 1 et 2. Ces mêmes positions, lors de la phase INC, présentent également une faible valeur médiane dans les zones 1, 2 et 3.

Cette étude du champ de déformation à l'interface os-implant a permis d'observer d'éventuelles zones critiques d'un point de vue du remodelage osseux, et donc des sollicitations engendrées. Dans la plupart des phases masticatoires, la diminution de la rigidité liée à l'utilisation d'une barre prothétique *lattice* a conduit à une augmentation significative de l'état de déformation. Lors des phases RMOL et INC (phases majoritaires du cycle masticatoire), les implants axiaux présentent des niveaux de déformation proches de l'état de résorption, tout en restant dans l'état physiologique. Cette observation pourrait expliquer une possible défaillance des implants axiaux plus importante que celle des implants inclinés, ce qui a été observé dans l'étude épidémiologique menée par le professeur Maló et son équipe [17] sur une durée de 10 ans.

Cette méthode d'analyse du champ de déformation n'est pas simple, compte tenu des mouvements complexes pouvant se produire au sein de la cinématique mandibulaire. La présence d'une barre prothétique modifie considérablement l'environnement mandibulaire, et les déformations entre la mandibule avec et sans prothèse ne sont donc que très peu comparables. Par exemple, la phase ICP entraîne un déplacement de la barre principalement vertical, en raison des forces appliquées uniformément sur toute la surface. Au contraire, lors de la phase INC, la charge n'est appliquée que sur la région incisive de la barre. Il en résulte donc un moment de flexion générant des déplacements positifs aux extrémités distales et négatifs dans la partie antérieure (figure 4.20a). Ces moments de flexion, provoqués par la présence de la barre, sont plus importants au niveau des implants distaux (figure 4.20b).

Ces différentes observations justifient, en partie, la difficulté de la comparaison avec le modèle de référence physiologique. Malgré cette complexité, il a été possible de déterminer le niveau de déformation à l'interface os-implant pour la mandibule restaurée avec une barre prothétique *lattice*, solution proposée dans cette étude. Les différents niveaux de déformation restent dans le seuil correspondant à l'état physiologique, et ce pour tous les

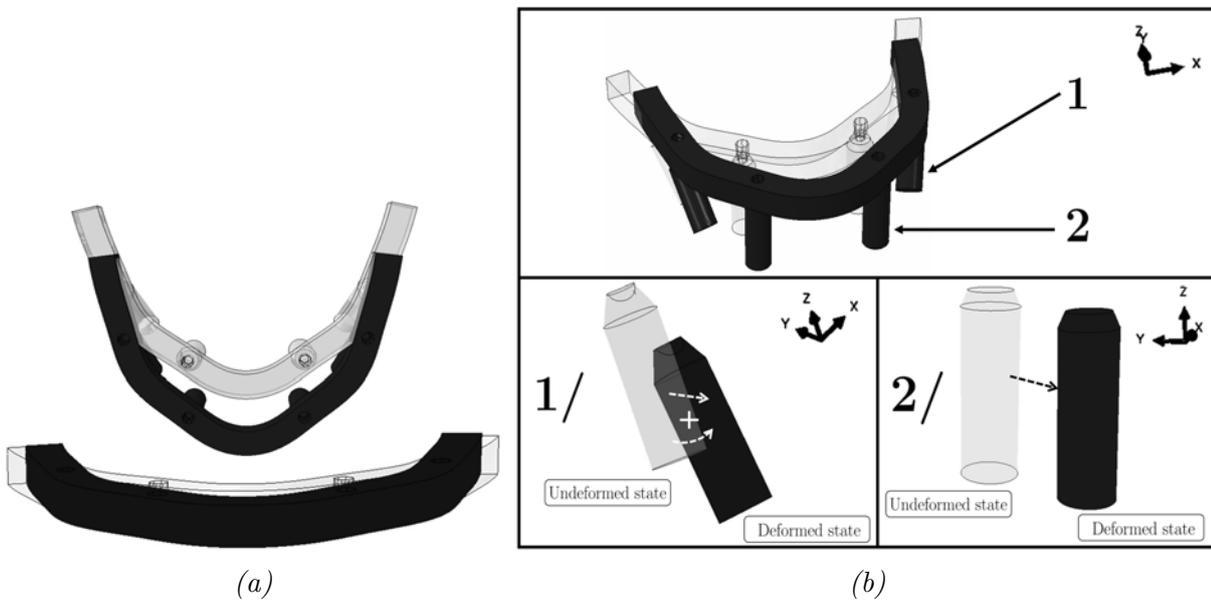


FIGURE 4.20 – Configuration non déformée (en gris) et déformée (en noire), illustrant la déformation de la barre prothétique (a) et la rotation induite par les moments de flexion au niveau des implants angulés (b :1), lors de la phase masticatoire INC (facteur d'échelle : 40) [202].

implants lors des trois phases masticatoires et pour la majorité des trois zones fixées.

#### 4.3.5 Prise en compte du contact primaire à l'interface os-implant

Dans les modèles utilisés pour l'analyse comparative de la mandibule prothésée, les implants ont été considérés comme parfaitement ostéo-intégrés dans l'os environnant (contacts collants). Cette hypothèse de parfaite ostéo-intégration suppose qu'un état de stabilité, dite secondaire, est effectif. Cette stabilité secondaire nécessite une phase de stabilité préalable, dite primaire.

Le contact primaire, ou stabilité primaire, est un concept crucial dans le domaine de l'implantologie dentaire. Il fait référence à la première phase de l'interaction entre l'implant dentaire, après son placement chirurgical, et l'os environnant. Plus précisément, il désigne la stabilité mécanique initiale de l'implant dans l'os, immédiatement après son insertion. Le contact étroit entre l'implant et l'os assure une stabilité initiale essentielle pour favoriser une bonne ostéointégration [207].

Le degré de stabilité primaire, pour des protocoles de mise en charge immédiates tels que le All-on-Four<sup>®</sup> étudié dans ces travaux, dépend de plusieurs facteurs (figure 4.21). La densité et la qualité de l'os en font partie, tout comme le *design* et l'état de surface de l'implant. Un autre facteur concerne la technique chirurgicale employée [208].

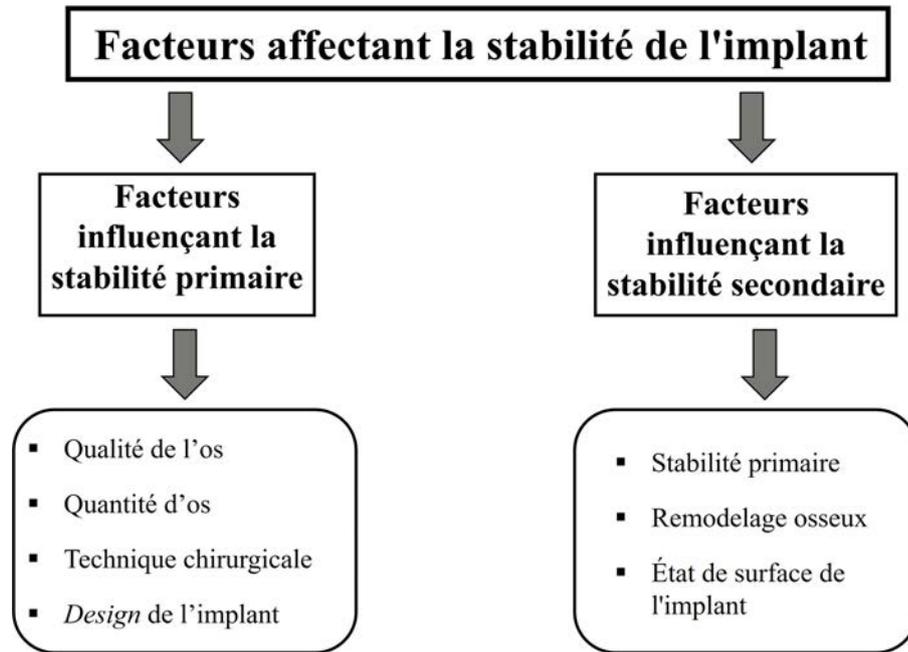


FIGURE 4.21 – Facteurs influençant la stabilité de l'implant, d'après Javed et al. [207].

Dans ce paragraphe, l'objectif est de vérifier que la stabilité primaire est satisfaisante pour assurer l'ostéo-intégration des implants. Pour ce faire, il convient de prendre en compte les micromouvements, liés à des déplacements de l'implant dans l'os lorsqu'il est soumis à des forces masticatoires. Ces micromouvements peuvent être néfastes et compromettre l'ostéointégration [209]. Ainsi, la réduction de ces micromouvements est essentielle afin d'assurer le succès à long terme des implants et favoriser la formation du tissu osseux à l'interface entre l'implant et l'os [210]. La réussite implantaire passe par un paramètre critique de micromouvements qui ne doit pas dépasser 50 à 100  $\mu m$ , d'après les travaux de Trisi et al. [211].

Pour cette analyse, le modèle « physiologique » a été utilisé, mais avec une modification relative au contact entre les quatre implants et l'os environnant. Un contact de frottement a été appliqué, avec un coefficient de Coulomb égal à 0,3 [197]. Les micromouvements ont été calculés comme un déplacement relatif au niveau de l'interface entre un nœud du côté de l'os et un autre du côté de l'implant (figure 4.22). Les valeurs maximales des micromouvements au niveau de cette interface ont été relevées, pour chaque implant et selon le modèle avec la barre prothétique monolithique en titane ou avec l'ajout d'une structure *lattice*. Le tableau 4.8 regroupe ces différentes valeurs, selon la phase masticatoire considérée.

Il s'avère que les valeurs des micromouvements pour chacun des modèles et chaque phase masticatoire sont bien en dessous du seuil critique. L'idée de cette analyse était

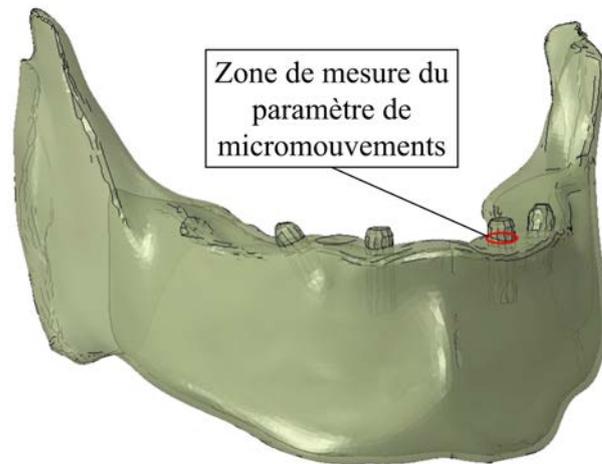


FIGURE 4.22 – Zone de mesure du paramètre de micromouvements.

Modèle barre prothétique	Implant	ICP	INC	RMOL
<b>Ti</b>	Post. Droit	9,91	10,71	1,73
	Ant. Droit	9,66	10,77	2,10
	Ant. Gauche	6,37	6,36	6,76
	Post. Gauche	4,32	14,43	16,57
<b>LS</b>	Post. Droit	10,94	10,75	3,11
	Ant. Droit	10,16	10,83	2,57
	Ant. Gauche	6,40	6,47	6,89
	Post. Gauche	6,31	14,59	17,03

TABLEAU 4.8 – Valeurs maximales de micromouvements [ $\mu\text{m}$ ] à l'interface entre l'os environnant et chaque implant, selon le modèle de réhabilitation prothétique avec une barre solide en titane (*Ti*) ou la solution avec la structure lattice (*LS*).

surtout de vérifier que la solution alternative proposée (avec la barre prothétique optimisée avec une structure *lattice*) ne dépassait pas ce seuil. En effet, la diminution importante de la rigidité de cette barre, comparée à la barre monolithique en titane, engendre forcément des déplacements relatifs plus importants. Ainsi, une charge plus importante est donc transférée à l'os autour des implants. Au final, cette étude de la stabilité primaire des implants permet de valider *a posteriori* l'hypothèse initiale de parfaite ostéointégration établie dans les modèles numériques de la mandibule réhabilitée.

## 4.4 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, une étude numérique par EF a été proposée concernant une amélioration prospective d'une réhabilitation prothétique fixe implanto-portée au niveau mandibulaire. Cette amélioration intègre une modification de la topologie de la barre prothétique, en y incluant un contrôle total de la porosité grâce à l'utilisation d'une structure *lattice*.

L'objectif recherché est la réduction de la rigidité, qui s'avère élevée pour les barres prothétiques conventionnelles en titane. Finalement, malgré les limites de cette étude, plusieurs remarques peuvent être établies :

- la réhabilitation mandibulaire avec la barre prothétique *lattice* est finalement la plus proche de la configuration de référence, d'un point de vue de la flexion mandibulaire naturelle ;
- la déformation observée à l'interface os-implant permet de rester dans le seuil correspondant à l'état physiologique, et ce pour la majorité des cas associés aux trois phases masticatoires ;
- la distorsion rotationnelle du corps mandibulaire est particulièrement accentuée lors de la phase RMOL, qui, de plus, combinée à une barre prothétique rigide (cas de la réhabilitation conventionnelle avec titane *bulk*), pourrait être en partie une cause de certains échecs implantaires.

Les diverses limites du modèle par EF présenté dans ce chapitre sont les suivantes :

- les propriétés des différents matériaux et notamment des tissus osseux ne sont pas totalement représentatives de la réalité clinique. De plus, les porosités de l'os spongieux ont été négligées ;
- les groupes de vecteurs parallèles simulant les paires de muscles masticateurs sont supposés être directement attachés à l'os, ce qui n'est pas réellement le cas ;
- la physiologie des deux ATM n'a pas été considérée ;
- la loi de comportement du tissu osseux est simplifiée (matériau élastique et isotrope) ;
- les cycles masticatoires sont modélisés par une succession de phases statiques - les aspects dynamiques ne sont pas pris en compte.

De plus, l'utilisation de la technologie récente de FA métallique est associée à des considérations financières importantes. Cependant, une durée de vie plus longue de la prothèse pourrait réduire les coûts supplémentaires associés à divers problèmes recensés avec une prothèse standard.

Pour conclure, il est important de rappeler que l'analyse comparative menée dans ce chapitre présente une dimension prospective. On ne prétend pas avoir abouti à un modèle numérique parfaitement anatomique et robuste pour permettre une utilisation clinique. Mais tout cela a permis de fournir des pistes d'améliorations et d'explications, qui pourront être retravaillées ultérieurement pour replacer pleinement au centre de cette étude l'obtention d'un modèle numérique le plus physiologique possible. Le but de cette étude était principalement de souligner l'importance d'optimiser le dispositif prothétique, en particulier la barre prothétique. Des recherches sont également nécessaires afin d'analyser la résistance de cette barre prothétique *lattice* originale, conçue lors de ces travaux. De

plus, l'influence de l'ajout de la résine acrylique (fausse gencive et fausses dents) est un point important à considérer. Ces deux derniers points font l'objet du chapitre suivant. Grâce à l'utilisation de technologies avancées, comme la fabrication additive, il est ainsi possible de concevoir une barre anatomique adaptée à chaque cas clinique. En outre, des gradients de porosité pourraient être ajoutés pour modifier la rigidité à des endroits spécifiques, s'adaptant ainsi à d'éventuelles pathologies du patient (telles que le bruxisme). Le modèle numérique présenté dans ce chapitre pourrait être un outil d'aide au praticien pour le choix de la solution prothétique et la modélisation de la barre. Néanmoins, il est nécessaire d'aboutir à un modèle fiable et plus représentatif de la réalité clinique avant de considérer son usage.

**Résumé du chapitre 4 :**

Ce chapitre s'inscrit dans une démarche logique d'une étude prospective concernant une réhabilitation prothétique fixe mandibulaire avec la barre prothétique optimisée. Un modèle numérique par EF simplifié a été validé au préalable, à l'aide d'un dispositif expérimental d'une mandibule artificielle réhabilitée. Ce modèle numérique simplifié a été réutilisé, avec une modification des conditions de chargements afin de se rapprocher au mieux d'une configuration la plus « physiologique ». Ce chapitre propose une étude comparative. Pour cela, un modèle de référence équivalent à la mandibule non prothésée (c'est-à-dire sans les implants et la barre prothétique) a été établi. Ce modèle est considéré comme étant l'état le plus neutre et le plus représentatif de la cinématique naturelle de la mandibule.

La comparaison a porté sur ce modèle de référence en le confrontant à deux autres modèles distincts de la mandibule réhabilitée. Ces deux autres modèles incluent l'ajout des quatre implants et de la barre prothétique. La seule différence entre ces deux modèles réside dans le matériau constituant la barre prothétique : titane monolithique ou « *bulk* » pour la solution conventionnelle et titane avec l'ajout d'une structure *lattice* pour la solution alternative proposée dans ce travail de thèse (détaillée au chapitre 3).

L'étude comparative regroupe dans un premier temps une analyse globale de la cinématique mandibulaire, concernant les trois modèles (référence, titane *bulk* et *lattice*). Puis, une étude locale a permis de se focaliser sur l'état de déformation de l'os à l'interface os-implant (en considérant une ostéointégration parfaite) et sur l'interaction entre l'implant et le tissu environnant pour l'étude de la stabilité primaire (avec l'ajout d'un coefficient de frottement à l'interface os-implant). Finalement, il ressort de cette étude comparative que la solution alternative de la barre *lattice*, moins rigide que la solution conventionnelle, a permis de s'approcher davantage du modèle de référence et donc d'un état de la mandibule considéré comme naturel. Une considération plus respectueuse de la cinématique naturelle mandibulaire semble être associée à une utilisation d'une barre prothétique moins rigide.

Cette barre optimisée permet de modifier le transfert de charge vers les implants et vers le tissu osseux. Ainsi, l'étude simplifiée du remodelage osseux en considérant l'état de déformation comme stimulus était importante. La réhabilitation avec cette barre a conduit à un état de déformation dans l'os, à l'interface os-implant, situé dans la zone physiologique du seuil de remodelage osseux considéré et pour la majorité des phases masticatoires étudiées. De plus, les micromouvements à l'interface os-implant pour le modèle avec la barre *lattice* ne dépassent pas le seuil critique. Afin de considérer l'étude prospective de ce travail de thèse dans sa globalité, il est indispensable d'étudier la tenue en service de cette solution prothétique alternative proposée. Cela passe notamment par l'analyse de la résistance de la barre et de l'aspect fatigue, mais également du matériau cosmétique en résine acrylique (fausse gencive). Ces analyses sont proposées dans le chapitre suivant.



# 5

## Prédiction de la tenue en service pour la solution prothétique

### Sommaire

---

<b>5.1</b>	<b>Étude numérique de la barre prothétique optimisée avec la prise en compte de la structure <i>lattice</i></b> . . . . .	<b>150</b>
5.1.1	Mise en place du modèle numérique par EF . . . . .	151
5.1.2	Analyse de l'état de contrainte et de déformation . . . . .	152
<b>5.2</b>	<b>Caractérisation du comportement mécanique de la résine cosmétique</b> . . . . .	<b>155</b>
5.2.1	Essais expérimentaux de flexion 4 points sur la barre en résine seule . . . . .	156
5.2.2	Essais expérimentaux de flexion 4 points sur la barre <i>lattice</i> avec résine et comparaison avec un modèle numérique EF équivalent . . . . .	157
<b>5.3</b>	<b>Étude numérique de la solution prothétique optimisée et injectée de résine</b> . . . . .	<b>159</b>
5.3.1	Prédiction de l'état de contrainte et de déformation dans la solution prothétique . . . . .	160
5.3.2	Prédiction de la tenue en fatigue de la solution prothétique . . . . .	165
<b>5.4</b>	<b>Conclusion du chapitre</b> . . . . .	<b>168</b>
	<b>Résumé du chapitre</b> . . . . .	<b>170</b>

---

## Introduction

Ce dernier chapitre intègre l'analyse prospective dans sa globalité, avec une étude de la tenue en service de la solution prothétique complète proposée dans nos travaux. Cette étude permet une ouverture sur des perspectives de ce projet de recherche. En effet, nos travaux n'ont pas permis d'aller jusqu'à la fabrication additive métallique de la barre prothétique optimisée. L'analyse mécanique réalisée dans ce chapitre est uniquement numérique, avec la prise en compte de diverses hypothèses de modélisation, ainsi que la considération de la structure hétérogène architecturée (*lattice*). En effet, l'étude numérique réalisée au chapitre 4 avec le modèle physiologique a considéré une structure homogène pour la barre prothétique optimisée, afin de rendre possible la simulation. Le nombre considérable de poutres constituant la barre prothétique *optimisée* rend la géométrie complexe et son intégration complète au sein du code de calcul Abaqus® semble irréalizable. De plus, les simulations avec le comportement homogène équivalent ne permettent pas la prédiction d'éventuelles zones de concentration de contraintes.

Ce chapitre débute par l'étude de la barre prothétique optimisée seule, en considérant la structure *lattice* hétérogène composée des différentes poutres. Cette barre possède la même architecture *lattice* que la barre prothétique optimisée. Les deuxième et troisième parties du chapitre sont consacrées à la prise en compte de la résine acrylique, nécessaire pour l'aspect esthétique (fausse gencive et fausses dents). Tout d'abord, le comportement mécanique de la résine seule est caractérisé grâce à des essais de flexion 4 points. Ceci permet ensuite d'étudier le comportement de la barre prothétique optimisée et injectée de ladite résine. L'étude est réalisée d'un point de vue numérique, en supposant une répartition homogène et complète de la résine au sein des porosités de la structure *lattice*.

### 5.1 Étude numérique de la barre prothétique optimisée avec la prise en compte de la structure *lattice*

L'étude préliminaire de la résistance de la barre prothétique optimisée, comprenant la structure *lattice* hétérogène, a été réalisée à l'aide du logiciel d'ingénierie avancée nTop® (version 4.25.2). Ce logiciel est spécifiquement orienté pour l'utilisation de structures architecturées et leur intégration au sein de géométries diverses. Il permet également la préparation de pièces en vue d'une fabrication par des procédés de FA. Les différentes fonctionnalités de ce logiciel sont dédiées à l'intégration de structures *lattices*, mais ne peuvent pas être substituées à celles de codes de calcul EF généralistes tels Abaqus® pour des calculs complexes, comportant des conditions de contacts ou des non-linéarités.

Une étude de fiabilité de ce logiciel pour une analyse statique simple est proposée dans l'annexe C. L'objectif de cette partie est d'analyser l'état de contrainte local au niveau des différentes poutres qui composent la structure *lattice* de la barre prothétique optimisée, ainsi que l'état de déformation global. Cette étude permet de considérer, d'un point de vue numérique, la tenue en service de la solution prothétique proposée dans nos travaux.

### 5.1.1 Mise en place du modèle numérique par EF

Comme tout calcul numérique par EF, la première étape est la mise en place du modèle, qui passe par le maillage de la structure, l'attribution des propriétés du matériau et les CL. Le logiciel utilisé, nTop<sup>®</sup>, n'est pas particulièrement dédié aux simulations par EF. Ainsi, la mise en place du modèle s'est avérée complexe. La simulation intégrale du modèle physiologique (cf. chapitre 4) n'a pas été possible, en raison des nombreuses conditions de contacts, CL et chargements complexes appliqués au niveau de l'os mandibulaire. Cependant, il a été impératif de prendre en considération ce modèle pour étudier la tenue en service de la barre prothétique optimisée, intégrée au sein de l'appareil manducateur. Afin de garder l'aspect physiologique de la simulation, le modèle présenté dans cette partie intègre des CL simplifiées avec quelques hypothèses réductrices.

Pour le modèle par EF physiologique complet (cf. chapitre 4), les différentes CL impliquent une déformation de la barre prothétique consécutive à la déformation de la mandibule et à la présence des implants. En effet, les implants sont liés rigidement à la barre par des CL de type « contact collant ». Il est donc possible de transférer les différents degrés de liberté des implants vers la barre prothétique, au niveau de la liaison rigide (figure 5.1a). Les différents degrés de liberté ont été récupérés au niveau du centre de chacun des implants, permettant une retranscription des mouvements transmis à la barre prothétique (figure 5.1b). De plus, une hypothèse de symétrie a été considérée en scindant la barre prothétique en deux selon le plan sagittal (figure 5.1a). Cette hypothèse est assez judicieuse pour les phases masticatoires ICP et INC, qui présentent une symétrie de chargement. Cependant, cette symétrie de chargement n'est pas présente pour la phase RMOL, correspondant à un serrage unilatéral. De ce fait, pour la phase RMOL, une hypothèse conservatrice a été établie en prenant uniquement en considération les intensités maximales des degrés de liberté. Pour le matériau constituant la barre prothétique, il s'agit de l'alliage de titane TA6V, avec comme paramètres élastiques linéaires et isotropes :  $E_{TA6V}=114$  GPa et  $\nu_{TA6V}=0,342$  [86]. Enfin, le maillage de la barre prothétique optimisée est composé d'éléments solides tétraédriques à interpolation linéaire (4 367 403 éléments).

Pour rappel, la figure 5.2 illustre la configuration déformée de la mandibule et de la barre prothétique lors des trois phases masticatoires considérées (ICP, INC et RMOL) d'après le modèle « physiologique » établi au chapitre 4. Il est possible d'observer les différents mouvements de la barre prothétique qui vont être retranscrits sur le modèle de la barre *lattice* complète dans le logiciel nTop<sup>®</sup>.

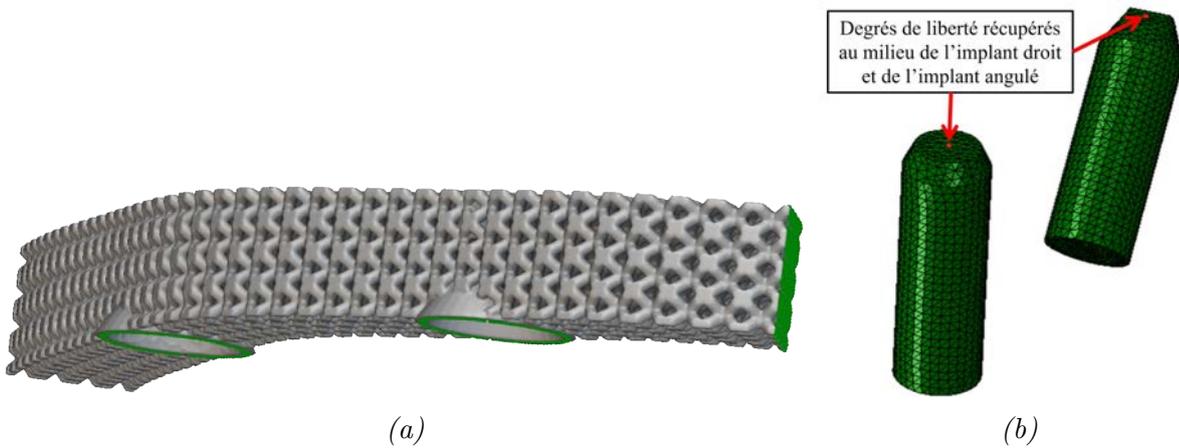


FIGURE 5.1 – Emplacement des CL au niveau de la barre prothétique lattice (a) et récupération des degrés de liberté au centre de l'implant vertical et de l'implant angulé (b).

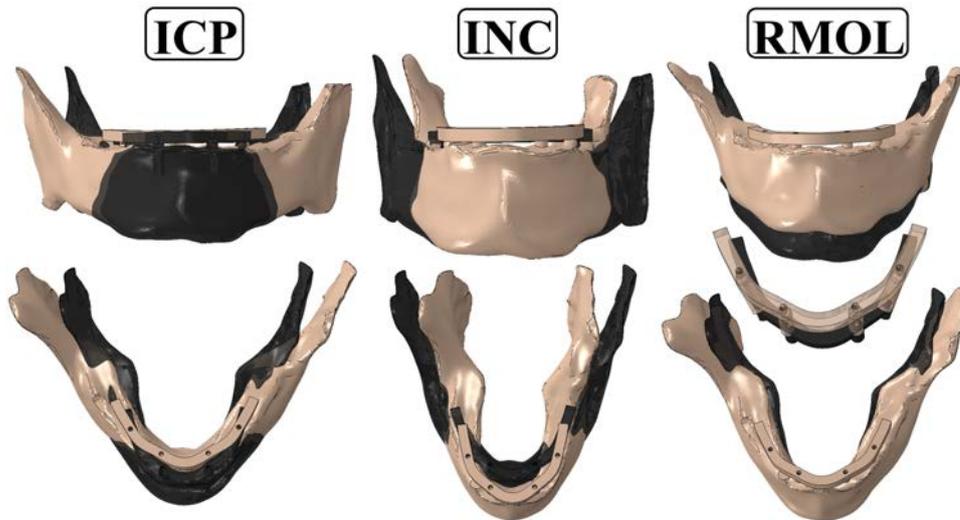


FIGURE 5.2 – Configuration déformée (en beige) et non déformée (en noir) de la mandibule et de la barre prothétique (facteur d'échelle 40) lors des trois phases masticatoires considérées.

### 5.1.2 Analyse de l'état de contrainte et de déformation

Les différentes simulations par EF ont été effectuées selon une analyse statique. Les résultats des simulations concernant les contraintes équivalentes de von Mises, pour chaque phase masticatoire, sont représentés par une échelle d'iso-valeurs dans la figure 5.3 (pour ICP), figure 5.4 (pour INC) et figure 5.5 (pour RMOL).

Selon les travaux de Dumontet [156], la limite d'élasticité du TA6V obtenu par FA sans traitement thermique additionnel est estimée à 1050 MPa (notée  $\sigma_y$  pour la suite). Cette valeur est corroborée par l'article de synthèse de Nguyen et al. [212].

En observant les niveaux de contraintes équivalentes de von Mises pour chaque phase masticatoire, aucune ne dépasse  $\sigma_y$ . Lors de la phase ICP, une contrainte maximale de 957 MPa est observée (figure 5.3). Cet état de contrainte est très localisé, notamment au niveau

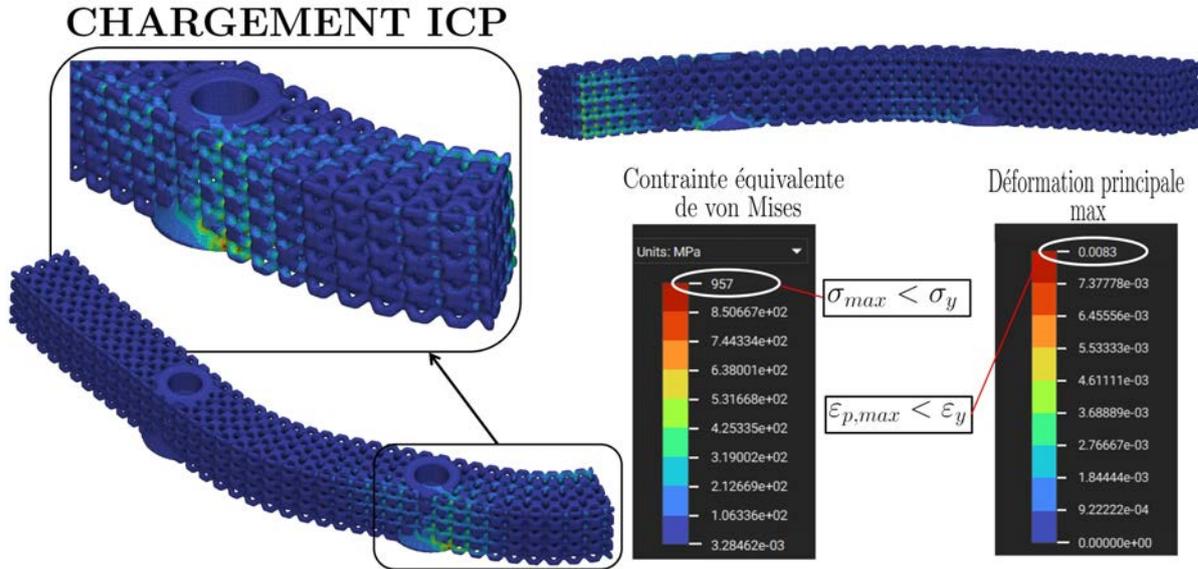


FIGURE 5.3 – État de contrainte équivalente de von Mises [MPa] et échelle d'isovaleurs pour la déformation de la barre prothétique lattice lors de la phase masticatoire ICP.

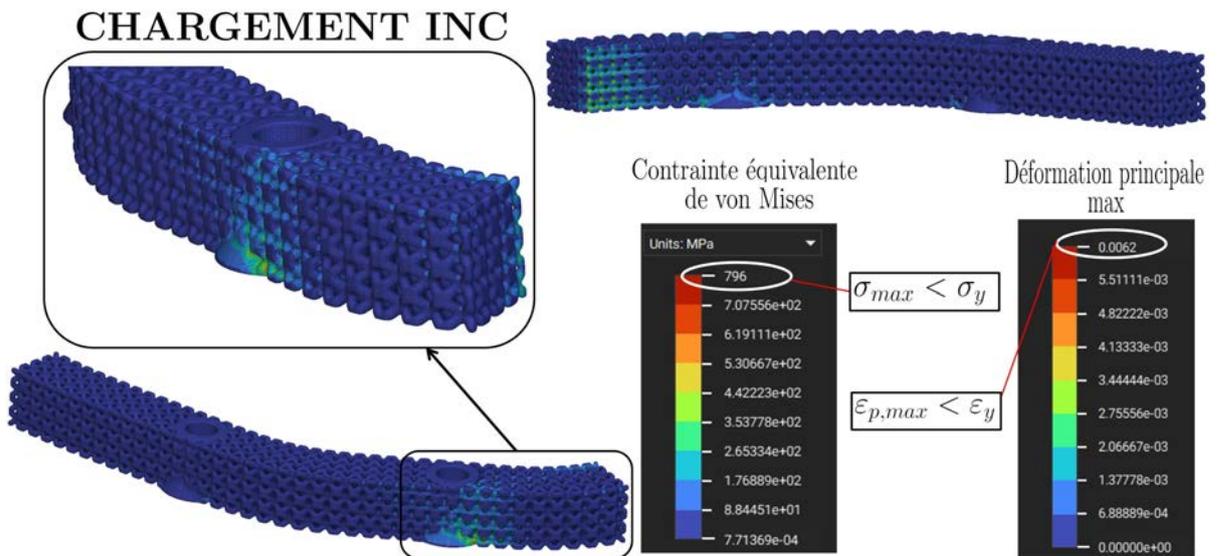


FIGURE 5.4 – État de contrainte équivalente de von Mises [MPa] et échelle d'isovaleurs pour la déformation de la barre prothétique lattice lors de la phase masticatoire INC.

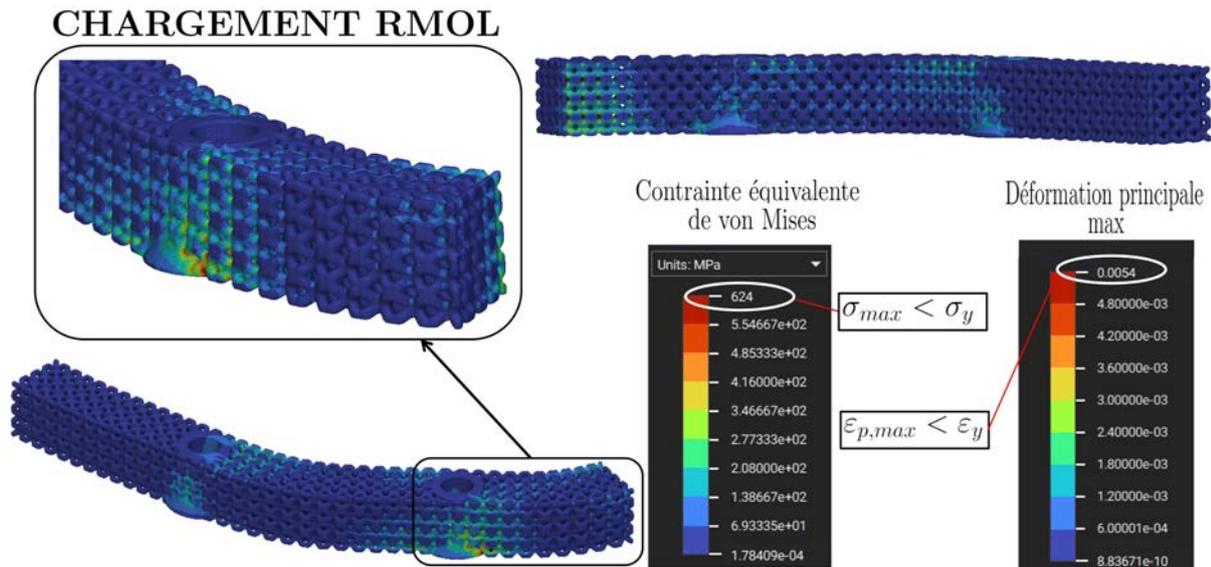


FIGURE 5.5 – État de contrainte équivalente de von Mises [MPa] et échelle d'isovaleurs pour la déformation de la barre prothétique lattice lors de la phase masticatoire RMOL.

de la liaison avec le trou de l'implant vertical mais également sur la face arrière proche du plan de symétrie. Ce résultat semble logique étant donné la sollicitation caractéristique de la barre lors de la phase ICP, présentant majoritairement un effet de flexion. La valeur de contrainte maximale est élevée, mais reste inférieure à la limite élastique  $\sigma_y$ . De plus, cet état de contrainte élevé est localisé au niveau de quelques poutres. Le reste de la structure est légèrement contraint, avec des niveaux de l'ordre de 300 MPa maximum. La potentielle plastification locale de quelques poutres au sein de la barre prothétique n'impactera pas forcément la tenue en service globale puisque la majorité de la barre prothétique ne subit pas de contraintes excessives. Concernant la phase masticatoire INC, un niveau de contrainte maximal de 796 MPa est relevé. En phase RMOL, on observe une contrainte maximale de 624 MPa. La contrainte maximale relevée concerne donc la phase ICP (957 MPa). Ce résultat est en adéquation avec les résultats issus de l'analyse par EF menée au chapitre 4, qui présente une amplitude des mouvements mandibulaires les plus importants lors de cette phase ICP. Il est important de souligner que la phase présentant le niveau de contrainte le plus faible (soit RMOL) est aussi la phase prépondérante du cycle masticatoire, celle de formation du bol alimentaire. L'état de contrainte maximal obtenu pour cette phase est environ 40 % inférieur à la limite d'élasticité  $\sigma_y$ . De plus, la déformation de la barre prothétique pour chaque phase masticatoire est sensiblement inférieure à la limite empirique concernant l'hypothèse des petites perturbations (HPP), fixée entre 0,5 et 1 % ( $\epsilon_y$ ) [213]. En hypothèse de comportement élastique linéaire, la déformation réversible maximale vaut :

$$\epsilon_y = \sigma_y / E_{TA6V} \text{ soit } \epsilon_y \approx 1\% \quad (5.1)$$

Ces différentes conclusions se basent sur une approche statique et considèrent une

géométrie de la barre prothétique idéale, sans défaut de fabrication. Cependant, le procédé de FA inclut des tolérances, et génère un état de surface qui n'est pas parfaitement identique à la géométrie initiale. En effet, des défauts existent et présentent par endroits de l'ajout ou du retrait de matière. Pour une étude numérique davantage réaliste, il serait nécessaire d'intégrer les incertitudes sur la géométrie exacte de la barre optimisée, d'après des analyses microscopiques (comme la tomographie). Ainsi, les simulations numériques seraient plus proche de la réalité en considérant la section mécaniquement résistante de la barre prothétique.

## 5.2 Caractérisation du comportement mécanique de la résine cosmétique

Pour une solution de réhabilitation prothétique fixe, l'ajout de résine acrylique en complément à la barre prothétique métallique est indispensable pour garantir un aspect esthétique. En effet, cette dernière constitue la fausse gencive sur laquelle sont fixées les fausses dents (figure 5.6). L'ajout de la résine au sein des porosités de la barre prothétique optimisée devrait rigidifier l'ensemble prothétique, et ainsi compenser un potentiel manque de résistance au niveau de certaines poutres qui composent la barre *lattice*. Afin de considérer la solution prothétique dans sa globalité, il est nécessaire d'intégrer cet ajout de la résine acrylique. Dans cet objectif, le comportement mécanique de cette résine seule est analysé avant de prendre en compte son intégration au sein de la structure *lattice* obtenue par FA.



FIGURE 5.6 – Barre prothétique *lattice* avec l'ajout de la cosmétique en résine acrylique.

### 5.2.1 Essais expérimentaux de flexion 4 points sur la barre en résine seule

La résine a été fournie par la société Adjointe Concept<sup>®</sup> de Lunéville, spécialisée dans la fabrication de matériel médico-chirurgical et dentaire. L'étude réalisée sur la barre concerne uniquement le paramètre de rigidité. Pour cela, le dispositif de flexion 4 points présenté dans le chapitre 3 est réutilisé. Les échantillons de résine se présentent sous forme de barre avec une section de 4 par 4  $mm^2$  (figure 5.7). La résine utilisée est une résine autopolymérisable pour prothèses dentaires à base de polyméthacrylate de méthyle. Elle est destinée plus particulièrement à la confection de prothèses complètes et de prothèses partielles selon le procédé de résine coulée [214].

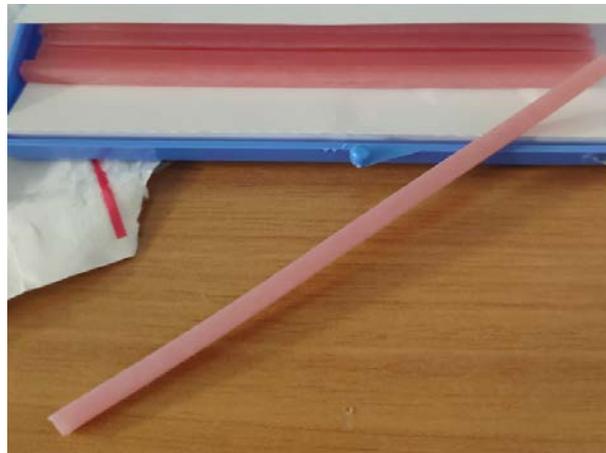


FIGURE 5.7 – Échantillon (barre) de la résine acrylique seule.

Les essais de flexion 4 points ont été conduits selon le même protocole détaillé dans le chapitre 3 (figure 5.8a). Le déplacement au milieu de la barre a été mesuré avec un capteur laser externe (figure 5.8b). L'expression analytique issue de la théorie des poutres a ensuite permis la détermination du module de Young de la résine :

$$E_{résine} = 2089 \pm 310 \text{ MPa.}$$

Cette valeur est en accord avec les données issues du fabricant, indiquant un module d'élasticité de 2000 MPa. L'essai a été réalisé à une température de 21°C. Les résultats seraient quasiment similaires pour une température de 35°C correspondant à l'environnement buccal. De plus, les essais sont considérés comme quasi-statique.

La valeur du module de Young déterminée expérimentalement va permettre la construction d'un modèle numérique par EF de la barre *lattice* avec une infiltration de la résine acrylique. La structure finale s'apparente donc à un matériau hybride composé d'un alliage métallique de titane (TA6V) et de résine acrylique. C'est ce matériau hybride qui est notamment lié à la réussite implantaire d'une solution prothétique fixe, comme évoqué plus en détail dans le chapitre 1. En effet, l'aspect esthétique est un point prépondérant

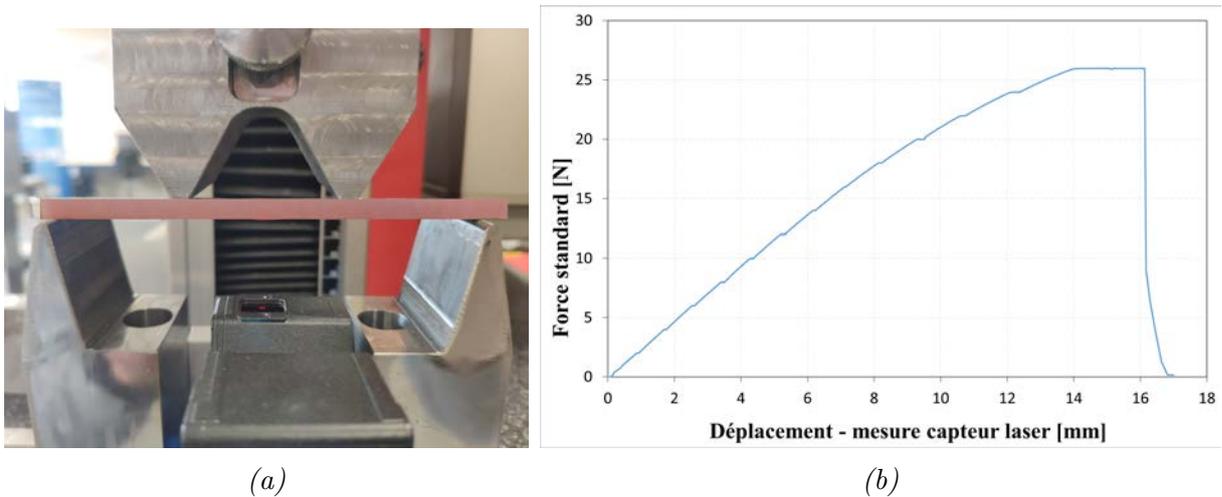


FIGURE 5.8 – Flexion 4 points pour la barre en résine acrylique seule (a) et courbe caractéristique d'un essai destructif dans le plan force-déplacement (b).

pour un grand nombre de patients et les fractures de la résine participent en grande partie aux complications existantes.

### 5.2.2 Essais expérimentaux de flexion 4 points sur la barre *lattice* avec résine et comparaison avec un modèle numérique EF équivalent

L'ajout de la résine acrylique est réalisé sur la barre *lattice* issue de la FA et présentée dans le chapitre 3 (figure 5.9). L'infiltration a également été réalisée par la société Adjointe Concept® (figure 5.10). La résine a été appliquée uniquement sur la partie centrale de la barre, présentant une structure architecturée. Pour ce faire, la résine a été coulée après avoir été correctement dosée, puis immédiatement mise à polymériser dans de l'eau préalablement chauffée à 48 degrés centigrade sous 6 bars de pression en autoclave.

De la même manière que pour la résine seule, des essais de flexion 4 points ont permis d'aboutir à un module d'élasticité de la barre *lattice* avec résine. L'expression analytique, basée sur la théorie des poutres, est présentée au chapitre 3. La valeur du module d'élasticité déterminée pour la partie monolithique de la barre ( $E_{BULK}$ ) a été récupérée du chapitre 3. Ainsi, on obtient le module d'élasticité pour la barre prothétique *lattice* avec injection de résine acrylique :

$$E_{exp,L+R} = 29,6 \pm 3,57 \text{ GPa.}$$

On constate que la rigidité globale a augmenté puisque le module d'élasticité effectif de la barre *lattice* seule vaut :  $E_{lattice} \approx 22,3 \text{ GPa.}$

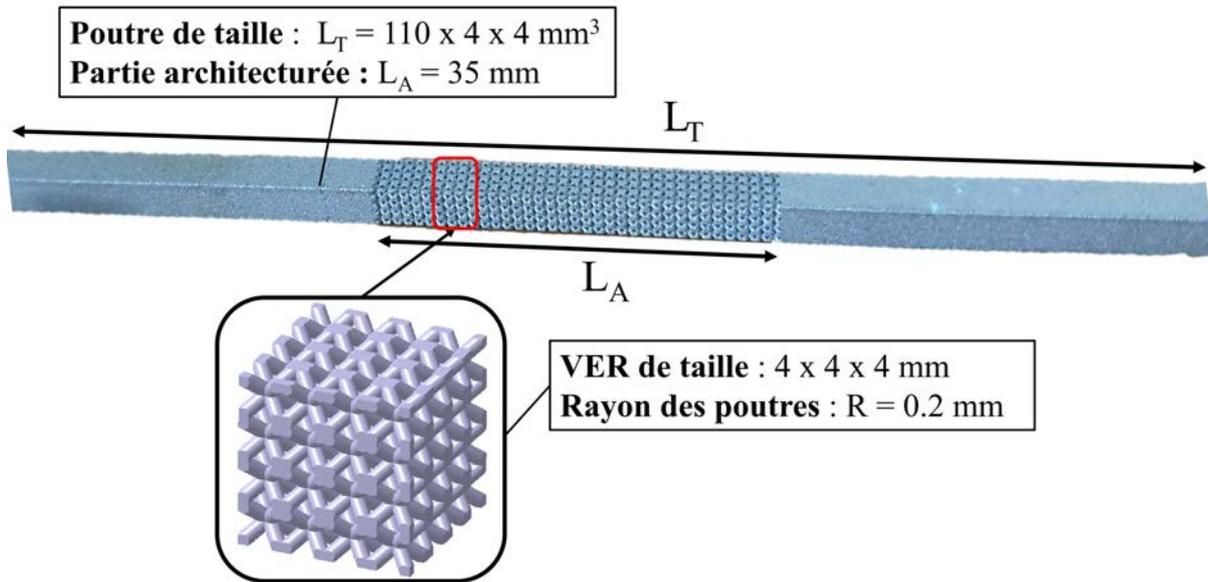


FIGURE 5.9 – Barre lattice issue de la FA avec les différents paramètres géométriques et la maille relative au VER.



FIGURE 5.10 – Barre lattice avec infiltration de la résine acrylique au niveau de la partie centrale architecturée.

Afin de confronter ce résultat à une simulation numérique, un modèle par EF a été établi avec le code de calcul Abaqus<sup>®</sup>. On considère une répartition entièrement homogène et totale de la résine acrylique au sein des porosités de la structure architecturée. Le modèle de la structure architecturée se compose de quatre répétitions de la cellule unitaire BCC dans les trois directions de l'espace X,Y,Z (figure 5.11a). Pour rappel, cette configuration est relative au VER obtenu lors de l'étude présentée au chapitre 3. La résine acrylique est simplement obtenue après une opération booléenne de soustraction entre le

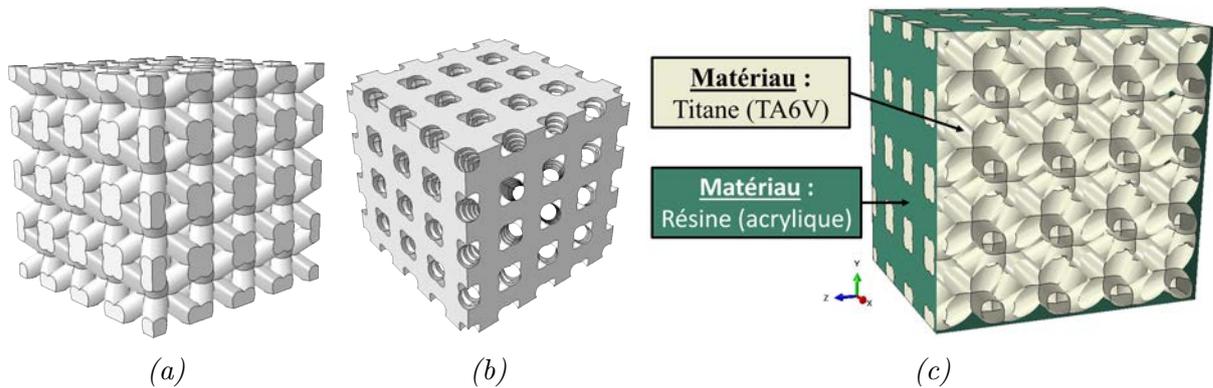


FIGURE 5.11 – Structure architecturée (motif lattice BCC) avec longueur de maille de 4 mm (a), répartition de la résine acrylique au sein de la structure architecturée (b) et obtention d’un matériau hybride TA6V/résine acrylique (c).

cube monolithique (*bulk*) formant la maille de la structure et la structure architecturée (figure 5.11b). Les deux structures sont ensuite assemblées pour former le matériau hybride (structure *lattice* avec l’ajout de la résine). Une distinction du type de matériau a été appliquée (figure 5.11c). La structure architecturée possède les paramètres élastiques effectifs déterminés dans le chapitre 3. Quant à la résine, les paramètres élastiques sont ceux déterminés dans la partie précédente grâce aux essais de flexion 4 points sur la barre de résine seule. Le coefficient de Poisson a été fixé à 0,375, valeur issue de la littérature [86].

Les CL appliquées à ce modèle sont identiques à celles du chapitre 3. Ainsi, trois simulations avec des CL différentes ont été réalisées : CL de type libre, CL de type encasté et CL de type symétrie. Le résultat final de la rigidité du matériau hybride est une moyenne des trois résultats obtenus pour chacune des CL. La méthode d’obtention des résultats est détaillée dans le chapitre 3. Finalement, le module d’élasticité obtenu pour la structure architecturée avec l’ajout de résine vaut :

$$E_{num.L+R} = 28,7 \text{ GPa.}$$

On constate une bonne corrélation du module d’élasticité obtenu soit par voie expérimentale, soit par voie numérique. Il faut noter que ce résultat correspond à une hypothèse de remplissage à 100 % des pores de la structure *lattice* par la résine. Il serait intéressant de vérifier cette hypothèse *a posteriori* par des essais microscopiques (tomographie).

### 5.3 Étude numérique de la solution prothétique optimisée et injectée de résine

Après avoir analysé indépendamment la barre prothétique optimisée et la résine acrylique, il est indispensable d’étudier l’interaction entre ces deux matériaux. D’un côté, les

contraintes locales élevées au niveau des poutres qui composent la barre prothétique optimisée pourraient être atténuées par l'ajout de la résine acrylique au sein des porosités. D'un autre côté, la rigidité diminuée de la barre prothétique optimisée pourrait entraîner une déformation critique de la résine qui est nettement moins rigide que la barre métallique. L'étude de la solution prothétique optimisée avec résine injectée est donc importante pour la prédiction de la tenue en service du dispositif.

### 5.3.1 Prédiction de l'état de contrainte et de déformation dans la solution prothétique

L'ajout de la résine acrylique au sein des porosités de la barre architecturée a augmenté la rigidité globale d'environ 30 % par rapport à la rigidité effective de la barre seule. Cette augmentation de rigidité devrait modifier l'état de contrainte au niveau des poutres qui composent la barre prothétique optimisée. L'étude qui suit concerne la simulation par EF, avec le logiciel d'ingénierie avancée nTop<sup>®</sup>, de la tenue en service de la barre prothétique optimisée avec résine. Le paramétrage de la simulation est similaire à celui de la barre prothétique optimisée seule. L'étude est réalisée uniquement sur la moitié de la barre, avec l'application d'une CL de symétrie. Les déplacements sont imposés au niveau de la liaison avec les implants, et sont identiques à ceux appliqués sur la barre seule. La seule différence est l'ajout d'une contrainte de type « collage » entre la partie résine et la partie barre prothétique optimisée. La partie résine est obtenue par opération booléenne entre la barre prothétique monolithique et celle optimisée avec la structure *lattice* (figure 5.12). On suppose une répartition homogène et totale de la résine au sein des pores. Les paramètres matériaux de la barre prothétique (TA6V) et de la résine sont les suivants :  $E_{TA6V}=114$  GPa et  $\nu_{TA6V}=0,342$  ;  $E_{Résine}=2$  GPa et  $\nu_{Résine}=0,375$ . Le maillage des deux parties est réalisé avec des éléments solides tétraédriques à interpolation linéaire. Le maillage conséquent de chaque partie implique un compromis entre temps de calcul et précision du résultat. En effet, le nombre d'éléments pour la partie barre prothétique est de 4 367 403 et pour la partie résine de 2 382 979.

Les différentes simulations, pour chaque phase masticatoire étudiée, ont conduit aux résultats présentés sur les figures 5.13, 5.14 et 5.15.

On remarque sur chacune de ces figures une diminution générale de l'état de contrainte au niveau des poutres qui composent la barre prothétique optimisée. Le plan de coupe a été choisi afin de visualiser l'état de contrainte maximal au niveau de la barre prothétique seule, et afin de comparer avec la simulation comprenant l'ajout de la résine au sein des porosités. Pour la phase masticatoire ICP, la contrainte maximale est de 635 MPa, soit une diminution d'environ 34 % par rapport à la contrainte maximale dans la barre seule. Les phases INC et RMOL présentent respectivement une contrainte maximale de 516 MPa et 395 MPa, soit une diminution de la contrainte d'environ 35 % pour INC et 37 % pour RMOL.

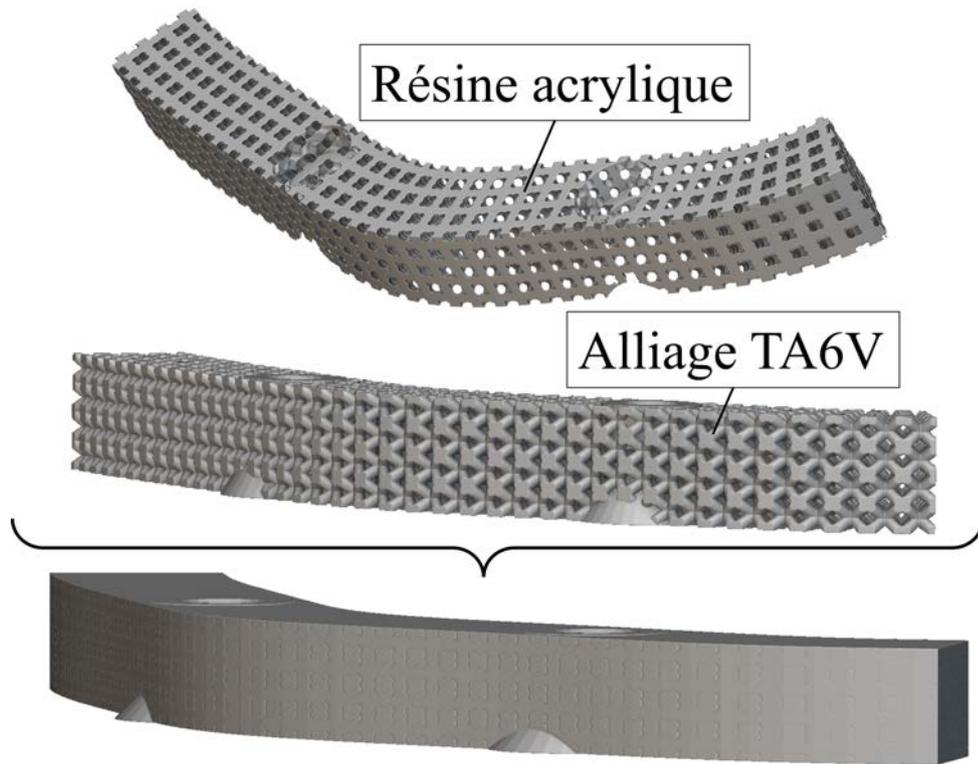


FIGURE 5.12 – Modèle barre lattice, partie résine et assemblage des deux entités.

De plus, comme la barre prothétique optimisée présente un module d'élasticité plus faible que la barre prothétique monolithique (correspondant à une solution conventionnelle), alors la déformation est plus importante. Ainsi, la prise en compte de la déformation maximale pour la résine acrylique est nécessaire. En effet, ce matériau est plus fragile que l'alliage de titane (TA6V) qui constitue la barre prothétique optimisée. D'après les données du fabricant, la limite de résistance à la flexion de la résine est égale à 90 MPa. En prenant comme hypothèse que le matériau reste dans le domaine élastique, il est possible d'utiliser la loi de Hooke pour déterminer la déformation maximale en domaine d'élasticité, où :

$$\varepsilon_{max} = \sigma_{max} / E_{résine} \quad (5.2)$$

Avec la valeur retenue pour  $E_{résine}$ , on obtient alors une valeur théorique pour  $\varepsilon_{max}$  de l'ordre de 4 %. La valeur de la déformation principale maximale obtenue pour les simulations numériques, pour les trois phases masticatoires, se situe entre 0,5 et 0,9 %. Ces valeurs de déformation maximales déterminées numériquement sont donc inférieures à la déformation maximale théorique.

Il est important de noter que ces différentes simulations ont été conduites selon une approche statique. Or, l'aspect fatigue du matériau est important à considérer. En effet, la mastication est un cycle dynamique présentant une séquence répétitive de mouvements

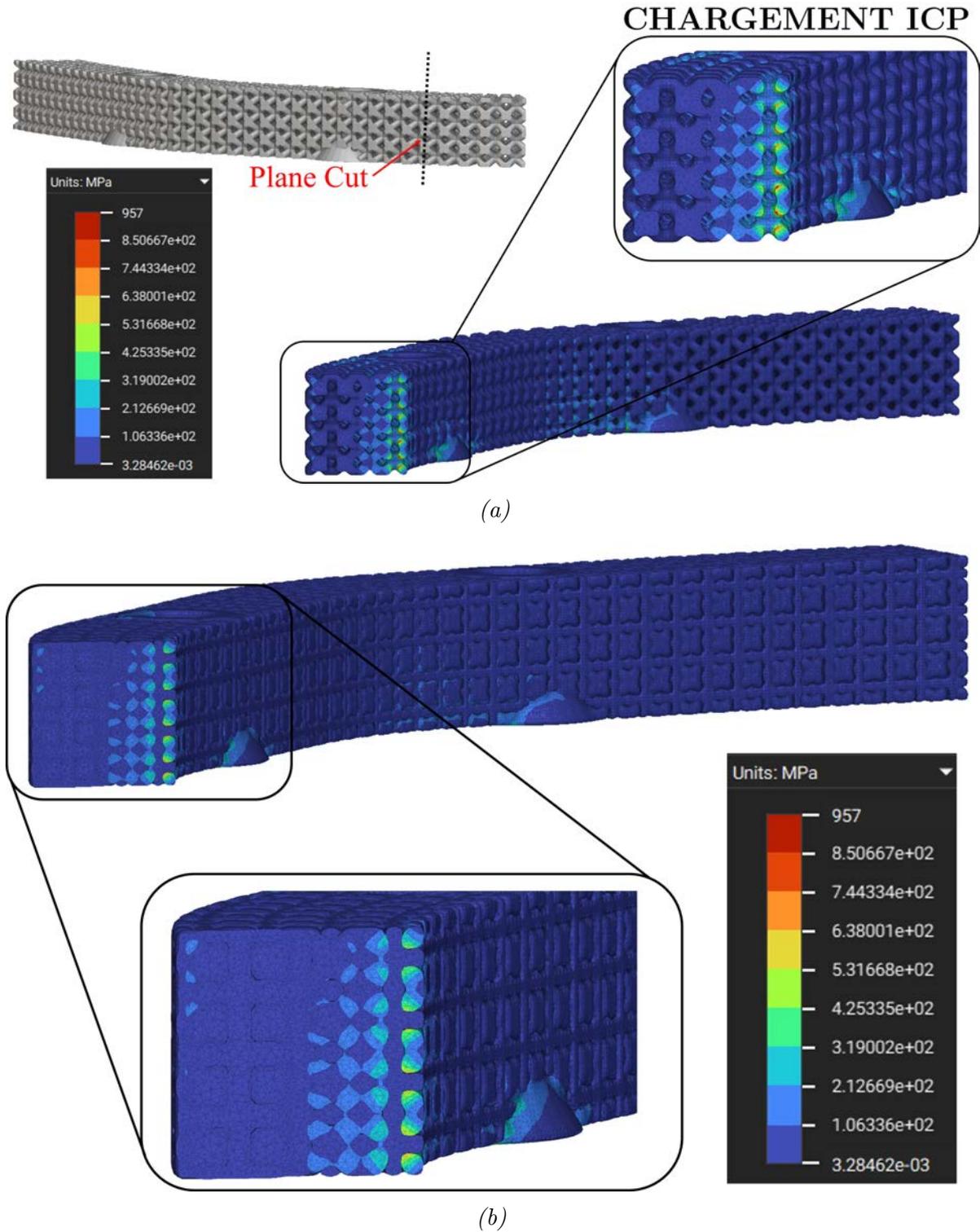


FIGURE 5.13 – Vue en coupe de l'état de contrainte équivalent de von Mises (en MPa) de la barre prothétique lattice seule lors de la phase masticatoire ICP (a) et avec l'ajout de la résine au sein des porosités (b).

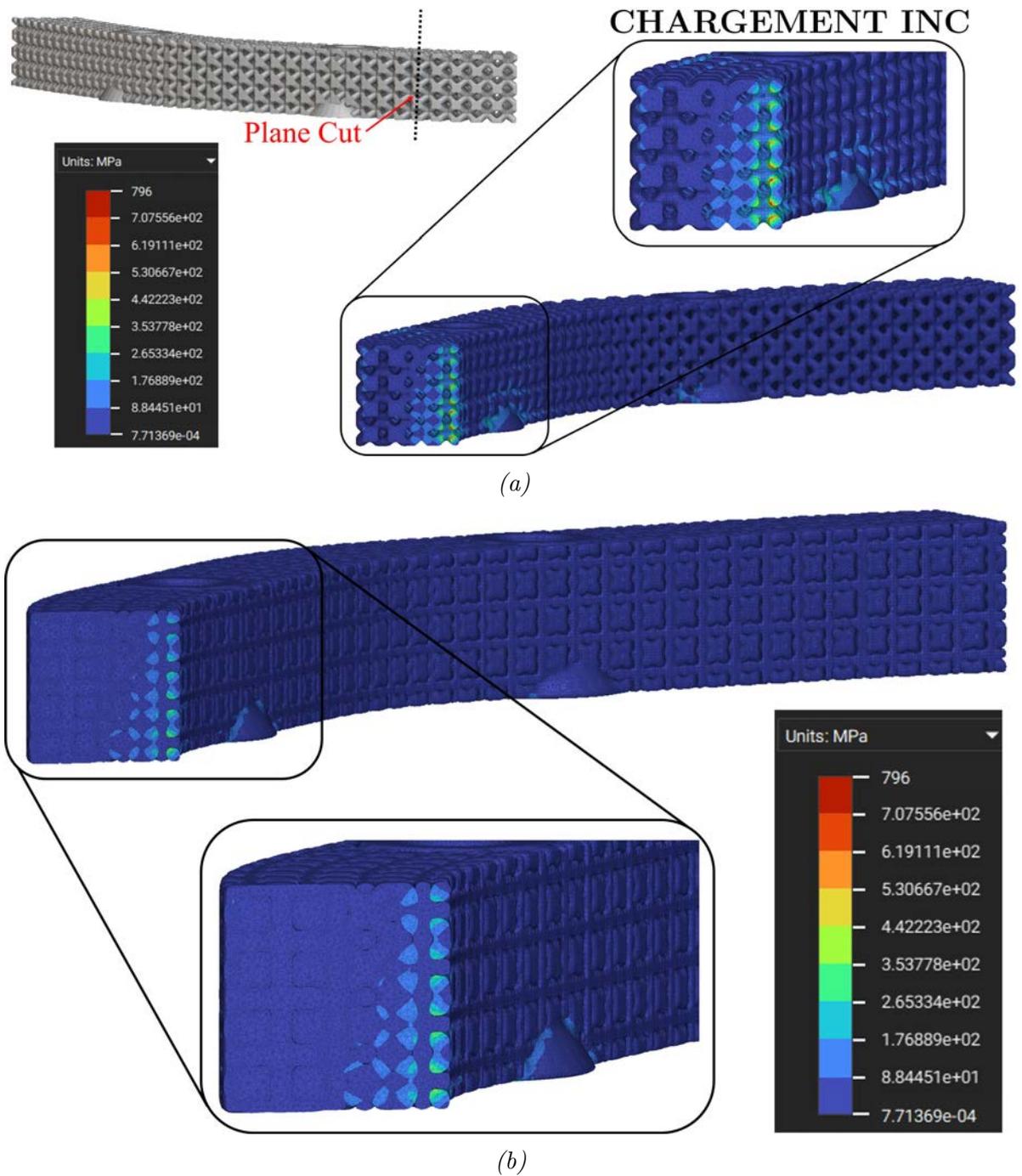


FIGURE 5.14 – Vue en coupe de l'état de contrainte équivalent de von Mises (en MPa) de la barre prothétique lattice seule lors de la phase masticatoire INC (a) et avec l'ajout de la résine au sein des porosités (b).

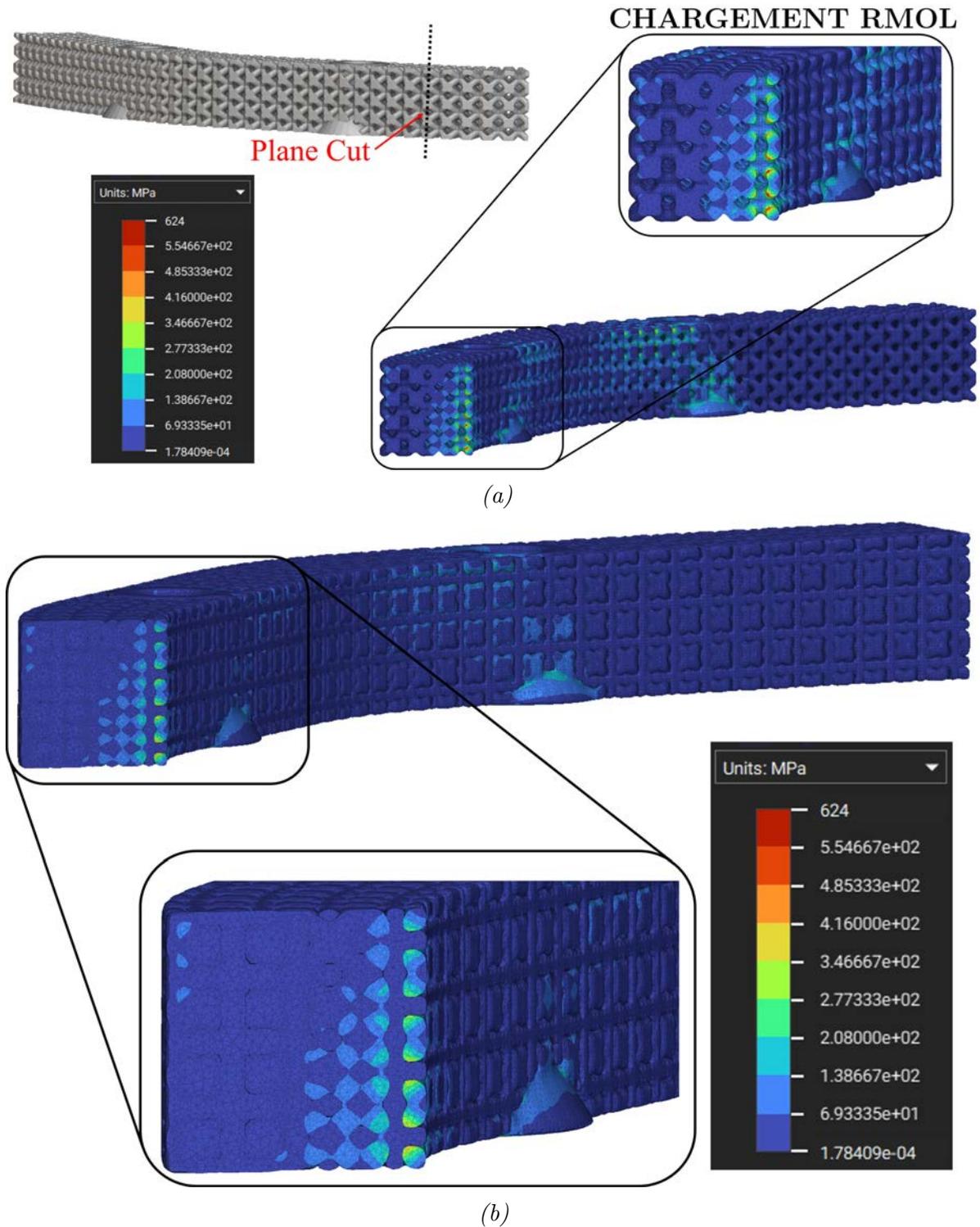


FIGURE 5.15 – Vue en coupe de l'état de contrainte équivalent de von Mises (en MPa) de la barre prothétique lattice seule lors de la phase masticatoire RMOL (a) et avec l'ajout de la résine au sein des porosités (b).

de la mâchoire et des dents, incluant les phases de fermeture, de broyage, et d'ouverture pour préparer les aliments à la digestion. Le cycle mastocatoire intègre une fréquence de mastication à différents intervalles dans une journée. Ces cycles répétitifs vont impacter la tenue en service de la barre prothétique.

### 5.3.2 Prédiction de la tenue en fatigue de la solution prothétique

La barre prothétique optimisée, avec l'ajout de résine acrylique, ne montre pas de contrainte ni de déformation excessive selon l'analyse statique présentée précédemment. La résistance à la fatigue peut être étudiée grâce à la courbe de Wöhler, qui représente la relation entre l'amplitude de contrainte appliquée ( $\sigma_{max}$ ) et le nombre de cycles jusqu'à rupture (Nr). La courbe caractéristique pour l'alliage de TA6V, obtenue par le procédé de FA SLM, est issue de la littérature (figure 5.16) [215].

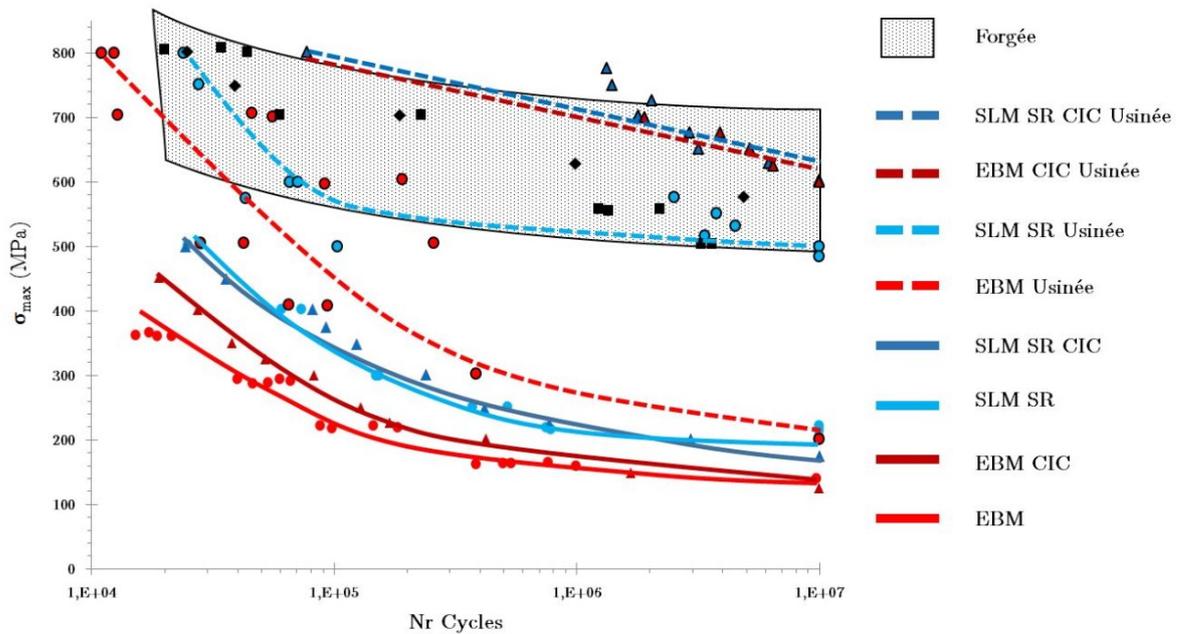


FIGURE 5.16 – Courbe de Wöhler pour l'alliage de titane TA6V obtenu par le procédé de FA SLM, testé en traction, d'après Vaysesette [215].

La courbe bleu clair en trait plein correspond à une fabrication avec le procédé SLM accompagnée d'un traitement d'adoucissement (SR pour *Stress Relieving*). Un traitement d'adoucissement est fréquemment réalisé avant de détacher les éprouvettes du plateau de fabrication. Cette courbe est donc associée au cas le plus commun pour la fabrication SLM.

Pour déterminer le niveau de contrainte admissible dans la barre prothétique optimisée, il est nécessaire d'estimer le nombre de cycles que subirait la barre. Une étude menée par Peyron et al. [216] s'est intéressée à l'étude de la mastication. Ces chercheurs ont notamment enregistré l'activité musculaire du masseter et temporal (gauche et droite) grâce

à un examen électromyographique sur un patient d'une trentaine d'années (figure 5.17).

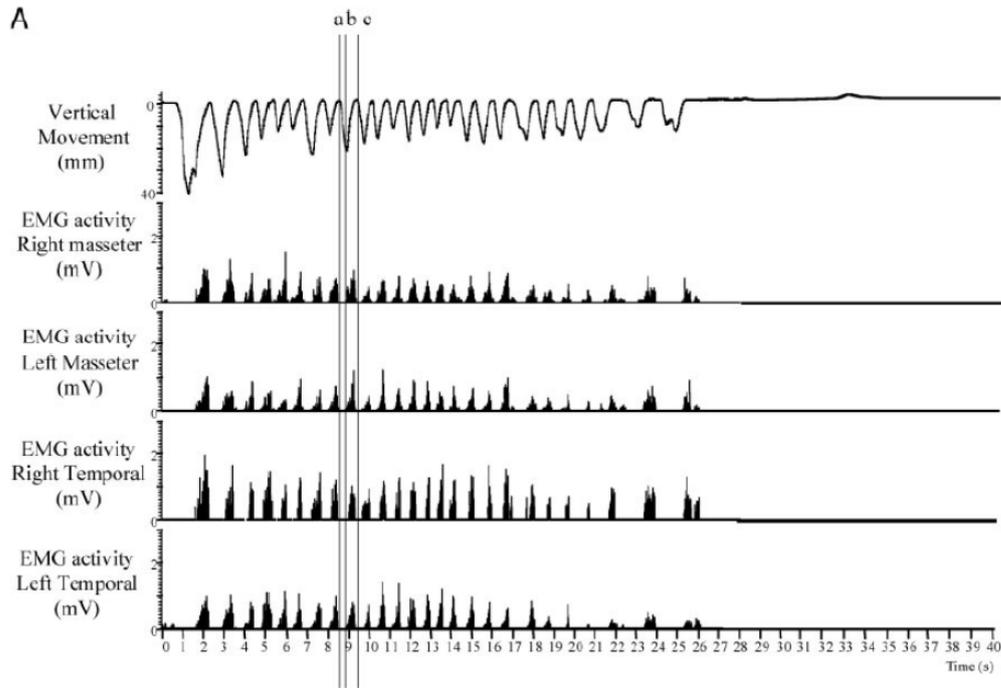


FIGURE 5.17 – Tracé d'un examen électromyographique lors de la mastication, d'après Peyron et al. [216].

On remarque d'après ce tracé qu'environ une phase masticatoire est effectuée chaque seconde. En considérant une activité masticatoire de trente minutes par jours, alors cela conduirait à 657 000 cycles par an. Pour une durée de vie de 15 ans, soit environ  $10^7$  cycles, la contrainte maximale admissible est de l'ordre de 240 MPa (figure 5.16).

Pour chaque phase masticatoire, les contraintes maximales relevées lors de l'analyse par EF de la barre prothétique optimisée avec résine sont supérieures à 240 MPa. Cependant, comme évoqué précédemment, ces contraintes maximales sont localisées au niveau de certaines poutres de la structure *lattice*. Hormis ces concentrations très locales de contrainte, la quasi-totalité de la barre prothétique ne supporte pas de contrainte supérieure à 240 MPa, comme en atteste la couleur bleu clair majoritairement visible sur les différentes coupes effectuées le long de la barre (figures 5.13, 5.14 et 5.15).

Il est important de souligner ici que l'estimation de la contrainte maximale admissible à 240 MPa pour une durée de vie de  $10^7$  cycles correspond à une FA avec le traitement thermique le plus commun (SLM SR). Or, hormis l'adoucissement (SR), d'autres post-traitements existent, tels la compression isostatique à chaud (CIC). Ces procédés permettent de réduire et même d'éliminer les porosités et les contraintes résiduelles, tout en modifiant la microstructure. Par conséquent, après ces post-traitements, la résistance

à la fatigue dépend fortement de la rugosité de la surface. Le traitement d'adoucissement est un procédé thermique qui vise à réduire les contraintes résiduelles internes d'un matériau sans modifier la structure globale. Au contraire, le traitement CIC combine haute température et haute pression pour densifier le matériau et éliminer les défauts internes, comme les porosités. Ce procédé compacte donc le matériau, et améliore les propriétés mécaniques.

Les différentes possibilités de post-traitement ont un impact sur le comportement en fatigue du matériau. D'après l'analyse de la littérature réalisée dans les travaux de Vaysette [215], illustrée dans la figure 5.16, diverses conclusions peuvent être établies :

- la résistance en fatigue des pièces en TA6V fabriquées par SLM, avec uniquement le traité d'adoucissement, est initialement inférieure de 2 et 4 fois, respectivement, par rapport à celle des pièces forgées et usinées ;
- le traitement de CIC permet la fermeture des pores mais n'améliore que très peu la résistance en fatigue des pièces si la surface reste brute de fabrication. Cela souligne l'importance de la rugosité sur la résistance en fatigue ;
- l'usinage des éprouvettes produites par SLM sans traitement CIC améliore leur résistance en fatigue. Cependant, cette résistance reste inférieure à celle des pièces forgées et usinées, en raison de la présence de porosités près de la surface qui provoquent un amorçage précoce ;
- le traitement CIC suivi de l'usinage des pièces produites par SLM permet d'atteindre des résistances en fatigue similaires à celles des pièces forgées et usinées.

Finalement, d'après ces conclusions, il semble possible d'améliorer la tenue en fatigue du matériau conçu par FA SLM par des procédés de traitement thermique et de finition par usinage. Ces différents procédés ne sont que des perspectives concernant l'application de ce travail de thèse. En effet, la barre prothétique optimisée présente une structure architecturée, pouvant rendre complexe les procédés de finition par usinage. En se basant sur les données de la littérature et en supposant les post-traitements réalisables d'adoucissement et d'usinage (notés « SLM SR Usinée » dans la figure 5.16), alors la contrainte maximale admissible (pour environ  $10^7$  cycles) pourrait passer de 240 MPa à environ 560 MPa. Si les procédés d'usinage mécanique ne sont pas applicables, en raison de la géométrie complexe de la barre prothétique architecturée, alors d'autres procédés de finition pourraient être utilisés, comme le polissage électrochimique, ou d'autres traitements de surface spécifiques.

## 5.4 Conclusion du chapitre

Ce dernier chapitre présente une analyse par EF avec le logiciel d'ingénierie avancée nTop<sup>®</sup> afin de considérer dans sa globalité la structure hétérogène (*lattice*) de la barre prothétique optimisée. En effet, le comportement homogène équivalent de cette structure (cf. chapitre 4) ne permet pas de prédire d'éventuelles zones de concentrations de contraintes, notamment au niveau des différentes poutres constituant la structure *lattice*. L'étude menée tout au long de ce chapitre ne prétend pas être la plus exhaustive mais permet de se projeter vers une potentielle application de cette solution alternative de réhabilitation prothétique fixe mandibulaire. Une étude de résistance de la barre prothétique optimisée, seule, a tout d'abord été proposée. Puis, la résine acrylique ajoutée à cette barre a été étudiée par voie expérimentale avec des essais de flexion 4 points, puis par voie numérique avec un modèle par EF de la barre prothétique avec infiltration de résine. Enfin, la fatigue du matériau métallique (TA6V) constituant la barre prothétique optimisée a été considérée. Le modèle numérique par EF établi avec le logiciel nTop se base sur le modèle physiologique du chapitre 4 construit avec le logiciel Abaqus<sup>®</sup>, avec des hypothèses simplificatrices permettant de modéliser uniquement la moitié de la barre prothétique optimisée. Les trois phases masticatoires (ICP, INC, RMOL) ont été étudiées indépendamment. La succession de ces cycles masticatoires, notamment avec la phase RMOL prépondérante, n'a pas été considérée. La résine acrylique est supposée combler entièrement les porosités de la barre prothétique optimisée avec une répartition homogène.

Plusieurs conclusions peuvent être établies d'après les résultats de cette étude prospective :

- l'état de contrainte équivalente au niveau de la barre prothétique optimisée ne dépasse pas la limite d'élasticité fixée pour l'alliage de TA6V issu du procédé de FA SLM ;
- la résine acrylique ajoutée au sein des porosités de la barre prothétique optimisée ne subit pas de déformation irréversible. De plus, la majorité des contraintes semblent être transmises vers la barre métallique ;
- le matériau hybride obtenu (barre *lattice* avec résine) devrait permettre une tenue en service d'au moins 15 ans. Le matériau métallique constituant la barre prothétique présente une contrainte admissible en fatigue proche des contraintes maximales observées dans la barre, mais restant en dessous de cette valeur. Il est important de noter que la prédiction de la durée de vie effectuée concerne les poutres qui composent la barre *lattice* et non la structure entière ;
- pour chaque phase masticatoire, les contraintes maximales de von Mises relevées sont concentrées au niveau de certaines poutres proches du plan de symétrie incluant la symphyse mentonnière. La majorité des contraintes observées au sein de la barre prothétique sont inférieures à 240 MPa, ce qui correspond à la contrainte maximale admissible pour des échantillons de TA6V produits par FA SLM avec un traitement thermique d'adou-

cissement.

Cependant, les résultats obtenus dans ce travail de thèse reposent sur des hypothèses qui sont autant de limitations à la généralisation des conclusions énoncées précédemment. Tout d'abord, ces différentes conclusions sont issues d'une analyse par EF en statique. La prise en compte de l'état dynamique lié à la mastication pourrait engendrer des répartitions de contraintes différentes, avec une prédiction de la tenue en service probablement distincte. De plus, le modèle numérique établi dans ce chapitre se base sur le modèle physiologique présenté au chapitre 4. Les diverses conditions de chargements et CL peuvent être adaptées, afin de tendre vers un modèle le plus réaliste possible. Cette étude ne prend pas en considération les valeurs extrêmes d'intensité masticatoires relevées chez l'humain, notamment lors de parafunctions telles que le bruxisme. Les chargements du modèle numérique, relatifs aux muscles de l'appareil manducateur, sont issus de la littérature et correspondent à des données moyennes de plusieurs sujets.

Enfin, des perspectives peuvent être proposées afin d'étendre l'étude de cette solution de réhabilitation mandibulaire fixe avec une barre prothétique optimisée. Tout d'abord, il serait intéressant et important de mener à nouveau cette analyse de tenue en service en considérant la section mécaniquement résistante de la barre prothétique optimisée. Ce travail peut être réalisé à partir des données microscopiques de l'état de surface des échantillons conçus par le procédé de FA SLM. Un autre aspect important à ajouter à cette étude est la répartition de la résine acrylique au sein des porosités, mais également la couche externe de résine qui enveloppe la barre prothétique. L'ajout des fausses dents pourrait également être envisagé. Cette couche externe de résine permettrait indéniablement de renforcer davantage la résistance de la barre métallique. Certes, la rigidité globale sera augmentée mais restera inférieure à la rigidité de la barre prothétique conventionnelle en titane monolithique. Un dernier point à évoquer est l'aspect du traitement thermique et de finition des pièces fabriquées par le procédé SLM. Différentes opérations de post-traitement pourraient permettre d'augmenter la contrainte maximale admissible en fatigue et donc la tenue de la solution prothétique à long terme. Certains traitements thermiques pourraient être applicables assez aisément au niveau de la barre prothétique optimisée. *A contrario*, les procédés d'usinage de finition peuvent être plus complexes à mettre en œuvre, en raison de la géométrie architecturée de la barre prothétique. Cette étape de post-traitement reste néanmoins à considérer.

**Résumé du chapitre 5 :**

Ce dernier chapitre est l'objet d'une étude focalisée sur la tenue en service de la barre prothétique optimisée avec une structure *lattice* à l'aide d'un modèle numérique. L'étude est tout d'abord réalisée au niveau de la barre prothétique seule, puis intervient l'ajout de la cosmétique en résine acrylique (fausse gencive et fausses dents). La résine acrylique a tout d'abord été caractérisée, concernant sa rigidité, en effectuant des essais de flexion 4 points sur une barre de résine monolithique. Ensuite, cette résine a été coulée par un prothésiste dentaire, au niveau de la partie centrale architecturée de la barre *lattice* utilisée dans l'étude expérimentale du chapitre 3. Des essais de flexion 4 points ont également été réalisés afin de déterminer la rigidité du composite barre *lattice* en alliage de TA6V avec l'ajout de la résine acrylique. L'injection de la résine au sein des pores a rigidifié l'ensemble du matériau, permettant d'obtenir une résistance plus importante. Concernant l'aspect de résistance, des simulations numériques par EF avec le logiciel nTop ont été conduites sur la barre prothétique *lattice* seule, puis avec la prise en compte de la résine acrylique au sein des porosités. L'utilisation de ce logiciel, dédié à la conception de structures architecturées, a rendu possible la prise en compte de la structure hétérogène de la barre prothétique *lattice* composée de nombreuses poutres. Pour cette étude, une simplification du modèle physiologique présenté dans le chapitre 4 a été appliquée, puisque la gestion des contacts et des CL n'est pas optimale avec ce logiciel. Finalement, il ressort de cette étude que la barre prothétique *lattice* seule présente des contraintes équivalentes de von Mises maximales assez élevées. L'ajout de la résine acrylique a permis de diminuer nettement les valeurs des contraintes maximales, pour chaque phase masticatoire, d'environ 30 %. Ainsi, la tenue en service de la barre prothétique s'avère être correcte pour des cas de chargements statiques. Cependant, l'aspect dynamique de la mastication a obligé à considérer la fatigue du matériau. D'après des données issues de la littérature, et une hypothèse sur le nombre de cycles de mastications par année, il découle une contrainte maximale admissible pour 15 ans d'utilisation inférieure aux contraintes maximales relevées. En conséquence, la prothèse pourrait présenter localement des fragilités au niveau de certaines poutres. L'ajout d'une enveloppe de résine acrylique, essentielle pour la fausse gencive, n'a pas été prise en compte dans cette étude. Cette enveloppe pourrait conduire à une meilleure résistance et diminuer ainsi davantage les contraintes élevées localement. Enfin, les faibles déformations relevées sur ces simulations, pour chaque phase masticatoire, permet de rester dans une hypothèse des petites perturbations (HPP). Le risque de rupture de la résine acrylique est faible puisque le niveau de déformation relevé, en étude statique, est en deçà de la déformation maximale en élasticité.

## Conclusion générale et perspectives

L'objectif de ce travail de thèse était de proposer une nouvelle approche prothétique implantaire pour la reconstruction d'une arcade complète, basée sur le traitement All-on-4<sup>®</sup>. Ce traitement, pour les patients totalement édentés, n'utilise que quatre implants et permet d'éviter certaines zones anatomiques afin de réduire les actes chirurgicaux complexes et potentiellement coûteux, tels que les greffes osseuses au niveau mandibulaire. La solution conventionnelle liée à ce traitement consiste en l'utilisation d'une barre prothétique en titane monolithique. La rigidité élevée de cette barre pourrait être à l'origine de diverses complications implantaires. Le grand mouvement du biomimétisme qui anime depuis un certain nombre d'années les spécialistes d'orthoprothèses n'a pas pleinement convaincu les experts du domaine dentaire, plus particulièrement lorsqu'il s'agit de prothèses supra-implantaires. Pourtant, la présence d'une barre trop rigide entrave indéniablement la cinématique naturelle de la mandibule. L'originalité de notre travail de recherche a consisté en l'optimisation de la topologie de la barre prothétique avec l'introduction de porosités contrôlées en utilisant une structure *lattice*. La structure finale de la barre prothétique optimisée est en adéquation avec une bonne fabricabilité à l'aide du procédé récent de fabrication additive (FA) utilisant la métallurgie des poudres (*Selective Laser Melting* SLM). Finalement, cela a permis de réduire nettement la rigidité de la barre conventionnelle en titane, puisque le module d'élasticité est passé de 114 GPa à environ 22 GPa pour le module effectif de la barre optimisée. Le matériau métallique considéré pour la FA est un alliage de TA6V, qui est un bon candidat en terme de biocompatibilité.

Une partie expérimentale, avec des essais de flexion 4 points, a permis de valider les résultats de l'homogénéisation numérique pour la structure *lattice* du point de vue de sa rigidité effective. Ainsi, les paramètres matériaux effectifs déterminés pour la structure homogène équivalente ont pu être intégrés dans un modèle numérique par EF. Au préalable de l'utilisation du modèle numérique, une validation expérimentale était nécessaire. Pour cela, un banc d'essai développé lors de travaux précédents a été exploité. L'originalité de ce dispositif concerne le mode de fixation de la mandibule artificielle en PMMA. En effet, cette dernière est uniquement maintenue au niveau des ATM, remplacées par des flasques, tout en la laissant libre dans ses mouvements. Le rôle des ATM n'a pas été considéré dans cette étude. Des sollicitations simples ont été appliquées au niveau de la mandibule réhabilitée avec une prothèse fixe sur quatre implants. Le premier chargement a été un rapprochement ou un écartement des branches mandibulaires, caractéristiques de certaines phases masticatoires. Un modèle numérique par EF équivalent a pu être éta-

bli, en considérant différents points de mesures et notamment les jauges de déformation positionnées sur la barre prothétique, ainsi que son déplacement antérieur mesuré par un capteur laser. Une bonne corrélation a ainsi pu être mise en place entre l'approche expérimentale et numérique pour ce type de sollicitation. Un autre mode de sollicitation a été envisagé, avec l'application d'une force ponctuelle directement sur la barre prothétique. Ce deuxième mode a uniquement permis de corréler les mesures des capteurs multi-axes placés au niveau des condyles, avec le modèle numérique équivalent de la mandibule prothésée. L'exploitation des allongements numériques des jauges de la barre a conduit à des résultats incohérents, induits par la difficulté de modéliser de manière idoine les conditions aux limites et de contact/frottement réelles. Cependant, les modes de sollicitations avec conditions aux limites simples ayant permis d'obtenir une bonne corrélation entre les résultats numériques et les résultats expérimentaux, le modèle par éléments finis peut être considéré comme valide.

Ensuite, une étude numérique par EF a été réalisée. Le modèle équivalent, validé en partie par le dispositif expérimental, a été exploité en y ajoutant des chargements plus complexes et en modifiant les propriétés des matériaux constituant la mandibule. De ce fait, le modèle est considéré comme davantage physiologique. Cette étude numérique comparative a concerné trois modèles : un modèle de référence avec la mandibule non prothésée et deux modèles de mandibule prothésée, d'une part avec la solution conventionnelle (barre en titane monolithique) et d'autre part avec la solution alternative (barre optimisée avec la structure *lattice*). Cette étude a permis de mettre en évidence un comportement de la mandibule avec la barre prothétique optimisée, à l'échelle globale mais aussi locale, le plus proche de la configuration de référence (mandibule sans prothèse). Ainsi, cette solution alternative permet une meilleure considération de la cinématique naturelle mandibulaire. Pour compléter l'étude prospective de ce travail, une analyse de la tenue en service de la barre prothétique optimisée a été réalisée. Pour cela, une modélisation numérique a été proposée en incluant la structure hétérogène de la barre prothétique optimisée. De plus, la résine acrylique qui constitue l'aspect esthétique (fausse gencive) a été prise en compte numériquement et expérimentalement. Le modèle numérique final se compose donc de la barre prothétique optimisée avec une infiltration totale de la résine au sein des porosités. Finalement, cette analyse statique par EF a mis en évidence des pics de contraintes localisés au niveau de certaines poutres de la structure *lattice*, mais restant tout de même inférieurs à la limite d'élasticité. De plus, l'état de déformation au niveau de la résine n'a pas dépassé le seuil de déformation réversible. Enfin, la fatigue du matériau métallique a été analysée et met en évidence que la contrainte maximale admissible est très dépendante du traitement appliqué après fabrication. Avec un traitement d'adoucissement, la contrainte maximale admissible, après 15 ans d'utilisation, est inférieure aux contraintes maximales observées au niveau de certaines poutres de la structure *lattice*. Cependant, la majorité de la barre prothétique présente des contraintes inférieures à cette limite.

Grâce aux diverses analyses menées tout au long de ce travail, nous sommes convain-

cus que la solution prothétique proposée pourrait offrir une alternative prometteuse aux solutions conventionnelles. La possibilité d'ajuster la topologie de la barre prothétique, en intégrant notamment des gradients de porosités, pourrait permettre de considérer davantage le patient en offrant une solution prothétique personnalisée. En effet, il est nécessaire que les améliorations des solutions prothétiques évoluent du modèle « prêt-à-porter » vers une approche encore plus « sur mesure ». La solution alternative proposée, avec l'apport des procédés récents de FA, pourrait enrichir les pratiques actuelles de l'implantologie, en alliant durabilité, fonctionnalité et biomimétisme afin d'améliorer potentiellement la qualité de vie des patients.

Pour conclure, ce travail de thèse ouvre la voie à diverses perspectives de recherche :

- Concernant la partie expérimentale avec le banc d'essai de mastication, une étude spécifique de répétabilité et reproductibilité des mesures pourrait être envisagée, afin d'obtenir des résultats davantage fiables. De plus, le matériau de la mandibule artificielle pourrait être modifié, en intégrant une distinction entre une partie plus flexible (similaire au tissu spongieux) et une enveloppe plus rigide (os cortical). Cela pourrait être réalisé avec une technique de FA, comme le dépôt de fil fondu, permettant de combiner deux matériaux différents. Il serait également intéressant d'améliorer le contact entre la mandibule et les implants, en préparant par exemple un taraudage dans la mandibule artificielle. Enfin, ce banc pourrait être utilisé pour tester la solution avec la barre prothétique optimisée issue de la FA et comparer ensuite les résultats obtenus avec la solution conventionnelle ;
- Pour les différentes analyses numériques, il serait pertinent de prendre en compte l'ajout d'une couche externe de résine pour la fausse gencive et également l'intégration des fausses dents. De plus, la modélisation du maxillaire supérieur pourrait permettre une étude plus précise, notamment de l'occlusion. Certains logiciels commerciaux permettent de simuler les mouvements de la mâchoire et l'occlusion dynamique, ce qui pourrait être intéressant pour analyser la réalité clinique du modèle numérique physiologique utilisé dans ces travaux. Un autre aspect pouvant être envisagé est la prise en compte de l'environnement buccal dans les simulations numériques ou pour le banc d'essai de mastication. En effet, la solution prothétique est soumise à une température d'environ 35°C avec une humidité constante. Enfin, une perspective est prometteuse concernant la possibilité de traitements thermiques innovants sur les structures *lattices* afin d'augmenter la limite d'endurance et donc la durée de vie des prothèses.



# Bibliographie

- [1] E. Al Hamdan and M. Fahmy, Socioeconomic factors and complete edentulism for female patients at king saud university, riyadh, saudi arabia, *Tanta Dental Journal*, vol. 11, p. 169–173, Dec. 2014.
- [2] World Health Organisation, Oral health, 2023. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/oral-health>, Consulté le 25/10/2023.
- [3] E. Emami, R. F. de Souza, M. Kabawat, and J. S. Feine, The impact of edentulism on oral and general health, *International Journal of Dentistry*, vol. 2013, p. 1–7, 2013.
- [4] E. Marin, History of dental biomaterials : biocompatibility , durability and still open challenges, *Heritage Science*, pp. 1–25, 2023.
- [5] J. Wolff, *Das gesetz der transformation der knochen, berlin, a. hirschwild*. Springer-Verlag, 1892.
- [6] B. Kasemo, Biocompatibility of titanium implants : surface science aspects, *J. Prosthet. Dent.*, vol. 49, pp. 832–837, jun 1983.
- [7] P.-I. Brånemark, G. A. Zarb, T. Albrektsson, H. M. Rosen, and D.-I. Prosthesis, Osseointegration in clinical dentistry, *Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 77, no. 3, pp. 496–497,, 1986.
- [8] S. Szmukler-Moncler, A. Piattelli, G. A. Favero, and J. Dubruille, Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 11, p. 12–25, Feb. 2000.
- [9] A. Alagatu, D. Dhapade, M. Gajbhiye, R. Panjrekar, and A. Raut, Review of different material and surface modification techniques for dental implants, *Materials Today : Proceedings*, 2022.
- [10] C. de Baat, Success of dental implants in elderly people - a literature review, *Gerodontology*, vol. 17, no. 1, pp. 45–48, 2008.
- [11] B. Guillaume, Dental implants : A review, *Morphologie*, vol. 100, no. 331, pp. 189–198, 2016.

- [12] H. Duong, A. Rocuzzo, A. Stähli, G. E. Salvi, N. P. Lang, and A. Sculean, Oral health-related quality of life of patients rehabilitated with fixed and removable implant-supported dental prostheses, *Periodontology 2000*, vol. 88, p. 201–237, Feb. 2022.
- [13] J.-L. Guillaume, La connexion implant-prothèse, *Actualités Odonto-Stomatologiques*, p. 9–13, Sept. 2013.
- [14] R. Shrivastava, R. Luxenberg, E. Sutton, and E. Emami, Patients experience and satisfaction with immediate loading of implant-supported overdentures - A qualitative study, *Journal of Dentistry*, vol. 137, no. July, p. 104644, 2023.
- [15] A. H. Khatami and C. R. Smith, “all-on-four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework, *Journal of Prosthodontics*, vol. 17, p. 47–51, Oct. 2007.
- [16] M. Taruna, Prosthodontic Perspective to All- On-4 Concept for Dental Implants, *Journal of clinical and diagnostic research*, 2014.
- [17] P. Maló, M. De Araújo Nobre, A. Lopes, S. M. Moss, and G. J. Molina, A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up, *Journal of the American Dental Association*, vol. 142, no. 3, pp. 310–320, 2011.
- [18] A. Lopes, P. Maló, M. de Araújo Nobre, and E. Sanchez-Fernández, The NobelGuide All-on-4 Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws : A Prospective Report on Medium- and Long-Term Outcomes, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 17, Sept. 2014.
- [19] F. Renouard, *Prise de décision en pratique implantaire*. Paris : Quintessence International, 2005.
- [20] A. Lopes, P. Maló, M. de Araujo Nobre, E. Sánchez-Fernández, and I. Gravito, The nobelguide all-on-4 treatment concept for rehabilitation of edentulous jaws : A retrospective report on the 7-years clinical and 5-years radiographic outcomes, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 19, pp. 233–244, 2017.
- [21] Y. Zhang, S. Li, P. Di, Y. Zhang, A. Wu, and Y. Lin, Comparison of 4- or 6-implant supported immediate full-arch fixed prostheses : A retrospective cohort study of 217 patients followed up for 3–13 years, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 25, no. 2, pp. 381–397, 2022.
- [22] S. Schou, P. Holmstrup, K. Stoltze, E. Hjørting-Hansen, N. Fiehn, and L. T. Skovgaard, Probing around implants and teeth with healthy or inflamed peri-implant mucosa/gingiva : A histologic comparison in cynomolgus monkeys (*macaca fascicularis*), *Clinical Oral Implants Research*, vol. 13, p. 113–126, Apr. 2002.

- 
- [23] J. A. Fernández-Ruiz, M. Sanchez-Siles, Y. Guerrero-Sánchez, J. Pato-Mourelo, and F. Camacho-Alonso, Evaluation of quality of life and satisfaction in patients with fixed prostheses on zygomatic implants compared with the all-on-four concept : A prospective randomized clinical study, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18, 2021.
- [24] L. Malchiodi, P. Ghensi, A. Cucchi, S. Pieroni, and D. Bertossi, Peri-implant conditions around sintered porous-surfaced (SPS) implants. A 36-month prospective cohort study, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 26, pp. 212–219, 2 2015.
- [25] A. Tsigarida and K. Chochlidakis, A comparison between fixed and removable mandibular implant-supported full-arch prostheses : An overview of systematic reviews, *Dental Abstracts*, vol. 66, pp. 348–349, 2021.
- [26] P. Maló, M. de Araújo Nobre, A. Lopes, A. Ferro, and I. Gravito, All-on-4 Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible : A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 17, Dec. 2015.
- [27] K. Gotfredsen and B. Holm, Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments : a randomized prospective 5-year study, *Int J Prosthodont*, vol. 13, no. 2, pp. 125–130, 2000.
- [28] T. Begg, G. A. V. M. Geerts, and J. Gryzagoridis, Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 24, pp. 663–671, July 2009.
- [29] M. Hinze, T. Thalmair, W. Bolz, and H. Wachtel, Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch : a prospective clinical study, *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 25, no. 5, 2010.
- [30] T. Bozini, H. Petridis, K. Garefis, and P. Garefis, A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years, *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 26, no. 2, pp. 304–318, 2011.
- [31] C. Göthberg and T. Bergendal, Complications After Treatment with Implant-Supported Fixed Prostheses : A Retrospective Study, *International Journal of Prosthodontics*, vol. 16, no. 2, pp. 201–207, 2003.
- [32] E. Agliardi, S. Panigatti, M. Clericò, C. Villa, and P. Malò, Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants : Interim results of a single cohort prospective study, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 21, pp. 459–465, 2010.

- [33] M. Ayna, A. Gülses, and Y. Acil, A comparative study on 7-year results of All-on-Four immediate-function concept for completely edentulous mandibles : metal-ceramic vs. bar-retained superstructures, *Odontology*, vol. 106, pp. 73–82, 2017.
- [34] K. Chochlidakis, E. Einarsdottir, A. Tsigarida, P. Papaspyridakos, D. Romeo, A. B. Barmak, and C. Ercoli, Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses : An up to 5-year retrospective study, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 124, no. 5, pp. 539–546, 2019.
- [35] C. Karabuda, M. Yaltrk, and M. Bayraktar, A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems, *Implant Dentistry*, vol. 17, p. 74–81, Mar. 2008.
- [36] I. Sailer, D. Karasan, A. Todorovic, M. Ligoutsikou, and B. E. Pjetursson, Prosthetic failures in dental implant therapy, *Periodontology 2000*, vol. 88, no. 1, pp. 130–144, 2022.
- [37] K. Gotfredsen and A. Wiskott, Consensus report - reconstructions on implants. the third eao consensus conference 2012, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 23, p. 238–241, Oct. 2012.
- [38] S. R. Kandavalli, Q. Wang, M. Ebrahimi, C. Gode, F. Djavanroodi, S. Attarilar, and S. Liu, A brief review on the evolution of metallic dental implants : History, design, and application, *Frontiers in Materials*, vol. 8, May 2021.
- [39] C. Y. Paez, T. Barco, S. Roushdy, and C. Andres, Split-frame implant prosthesis designed to compensate for mandibular flexure : A clinical report, *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 89, pp. 341–343, 2003.
- [40] E. Mijiritsky, M. Shacham, Y. Meilik, and M. Dekel-Steinkeller, Clinical influence of mandibular flexure on oral rehabilitation : narrative review, *International journal of environmental research and public health*, vol. 19, no. 24, 2022.
- [41] J. A. Hobkirk and T. K. Havthoulas, The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, pp. 169–174, 1998.
- [42] R. De Santis, F. Mollica, F. Zarone, L. Ambrosio, and L. Nicolais, Biomechanical effects of titanium implants with full arch bridge rehabilitation on a synthetic model of the human jaw, *Acta Biomaterialia*, vol. 3, no. 1, pp. 121–126, 2006.
- [43] C. Law, V. Bennani, K. Lyons, and M. Swain, Mandibular Flexure and Its Significance on Implant Fixed Prostheses : A Review, *Journal of Prosthodontics*, vol. 21, no. 3, pp. 219–224, 2011.

- [44] P. Maló, M. de Araújo Nobre, C. Moura Guedes, R. Almeida, A. Silva, N. Sereno, and J. Legatheaux, Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the all-on-four concept, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 20, pp. 692–702, 2018.
- [45] D. Zapparoli, R. Fernandes Peixoto, D. Pupim, A. Paula Macedo, M. Bighetti Toniollo, and M. da Glória Chiarello de Mattos, Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques, *Materials Science and Engineering C*, vol. 81, pp. 144–147, 2017.
- [46] D. Diaconu-popa, A. Vițalariu, A. Aungurencei, C. Holban Cioloca, and M. Tatarciuc, Treatment of complete edentulism using the all-on-4 system, *International Journal of Medical Dentistry*, vol. 25, pp. 397–401, 2021.
- [47] G. Skirbutis, A. Dzingutė, V. Masiliūnaitė, G. Šulcaitė, and J. Žilinskas, PEEK polymer’s properties and its use in prosthodontics. A review, *Stomatologija*, vol. 20, no. 2, pp. 54–58, 2018.
- [48] V. Kumar R, V. Jain, P. Prakash, and V. Uday Shankar, Role of peek biomaterial in prosthodontics : A literature review, *IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, vol. 5, pp. 63–67, 10 2019.
- [49] H. Alqurashi, Z. Khurshid, A. Ul, Y. Syed, S. Rashid, and D. Rokaya, Polyetherketoneketone ( PEKK ) : An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses, *Journal of Advanced Research*, vol. 28, pp. 87–95, 2021.
- [50] A. Corroy, *Le protocole All-on-4*. PhD thesis, Université de Lorraine, 2012.
- [51] L.-M. Favot, *Analyse de la tenue mécanique d’une prothèse dentaire transvissée sur quatre implants : approches expérimentale et numérique*. Thèse de doctorat, Université de Lorraine, Nov. 2016.
- [52] M. P. Bendsøe and O. Sigmund, *Topology Optimization : Theory, Methods and Applications*. Springer Berlin, Heidelberg, 2004.
- [53] Y. Xu, G. Han, G. Huang, T. Li, J. Xia, and D. Guo, Properties evaluations of topology optimized functionally graded lattice structures fabricated by selective laser melting, *Materials*, vol. 16, p. 1700, Feb. 2023.
- [54] T. A. Schaedler and W. B. Carter, Architected cellular materials, *Annual Review of Materials Research*, vol. 46, p. 187–210, July 2016.
- [55] L. Xia, Q. Xia, X. Huang, and Y. M. Xie, Bi-directional Evolutionary Structural Optimization on Advanced Structures and Materials : A Comprehensive Review, *Archives of Computational Methods in Engineering*, vol. 25, no. 2, pp. 437–478, 2018.

- [56] K. E. S. Kumar and S. Rakshit, Topology optimization of the hip bone for gait cycle, *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 62, no. 4, pp. 2035–2049, 2020.
- [57] J. Luo, Y. Li, W. Zhou, Z. Gong, Z. Zhang, and W. Yao, An improved data-driven topology optimization method using feature pyramid networks with physical constraints, *Computer Modeling in Engineering and Sciences*, vol. 128, no. 3, p. 823–848, 2021.
- [58] J. Park, D. Lee, and A. Sutradhar, Topology optimization of fixed complete denture framework, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 6, pp. 1–11, 2019.
- [59] R. W. Thresher and G. E. Saito, The stress analysis of human teeth, *Journal of Biomechanics*, vol. 6, p. 443–449, Sept. 1973.
- [60] Y. Değer, O. Adigüzel, S. Yiğit Özer, S. Kaya, Z. Seyfioğlu Polat, and B. Bozyel, Evaluation of temperature and stress distribution on 2 different post systems using 3-dimensional finite element analysis, *Medical Science Monitor*, vol. 21, p. 3716–3172, Nov. 2015.
- [61] U. Posselt, Movement areas of the mandible, *J. Prosthet. Dent.*, vol. 7, pp. 375–385, May 1957.
- [62] J. Koolstra and T. van Eijden, Biomechanical analysis of jaw-closing movements, *Journal of Dental Research*, vol. 74, p. 1564–1570, Sept. 1995.
- [63] I. F. Ross, Occlusal contacts of the natural teeth, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 32, p. 660–667, Dec. 1974.
- [64] A. Woda, P. Vigneron, and D. Kay, Nonfunctional and functional occlusal contacts : A review of the literature, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 42, p. 335–341, Sept. 1979.
- [65] J. F. Lauret and M. G. Le Gall, The function of mastication : a key determinant of dental occlusion, *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.*, vol. 8, pp. 807–17; quiz 818, Oct. 1996.
- [66] O. S. Júnior, M. Vinicius, L. Ferreira, and R. Huebner, Do chewing simulators influence the test results of dental materials? Systematic review, pp. 1–18, 2023.
- [67] X. Zhang, J. Chen, S. Panda, and O. Benjamin, Feasibility analysis of a newly developed multifunctional mastication simulator, *Innovative Food Science and Emerging Technologies*, vol. 87, p. 103393, July 2023.
- [68] A. A. Kamenskikh, L. Sakhabutdinova, N. Astashina, A. Petrachev, and Y. Nosov, Numerical modeling of a new type of prosthetic restoration for non-carious cervical lesions, *Materials*, vol. 15, p. 5102, July 2022.

- [69] C. W. Barclay, D. Spence, and W. R. E. Laird, Intra-oral temperatures during function, *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 32, p. 886–894, Nov. 2005.
- [70] C. Kvist, S. B. Andersson, S. Fors, B. Wennergren, and J. Berglund, Apparatus for studying in vitro drug release from medicated chewing gums, *International Journal of Pharmaceutics*, vol. 189, p. 57–65, Oct. 1999.
- [71] M.-A. Peyron, V. Santé-Lhoutellier, D. Dardevet, M. Hennequin, D. Rémond, O. François, and A. Woda, Addressing various challenges related to food bolus and nutrition with the AM2 mastication simulator, *Food Hydrocolloids*, vol. 97, p. 105229, Dec. 2019.
- [72] Université d’Auvergne, Masticateur artificiel AM2. <http://masticateur.u-clermont1.fr/accueil.html>, Consulté le 27/01/2024.
- [73] C. Salles, A. Tarrega, P. Mielle, J. Maratray, P. Gorria, J. Liaboeuf, and J.-J. Liodenot, Development of a chewing simulator for food breakdown and the analysis of in vitro flavor compound release in a mouth environment, *J. Food Eng.*, vol. 82, pp. 189–198, Sept. 2007.
- [74] B. Chen, J. S. Dhupia, M. P. Morgenstern, J. E. Bronlund, and W. Xu, Development of a biomimetic masticating robot for food texture analysis, *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 14, Oct. 2021.
- [75] S. Panda, J. Chen, and O. Benjamin, Development of model mouth for food oral processing studies : Present challenges and scopes, *Innovative Food Science and Emerging Technologies*, vol. 66, p. 102524, Dec. 2020.
- [76] E. u. Yilmaz and R. Sadeler, A literature review on chewing simulation and wear mechanisms of dental biomaterials, *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*, vol. 7, May 2021.
- [77] W. Singhatanadgit, P. Junkaew, and P. Singhatanadgid, Effect of bidirectional loading on contact and force characteristics under a newly developed masticatory simulator with a dual-direction loading system, *Dental Materials Journal*, vol. 35, no. 6, p. 952–961, 2016.
- [78] W. Xu, D. Lewis, J. Bronlund, and M. Morgenstern, Mechanism, design and motion control of a linkage chewing device for food evaluation, *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, p. 376–389, Mar. 2008.
- [79] A. M. Tahir, M. Jilich, D. C. Trinh, G. Cannata, F. Barberis, and M. Zoppi, Architecture and design of a robotic mastication simulator for interactive load testing of dental implants and the mandible, *J. Prosthet. Dent.*, vol. 122, pp. 389.e1–389.e8, Oct. 2019.

- [80] K. Ip, P. You, C. Moore, and L. Ferreira, Bite Force Simulator : A Novel Technique to Simulate Craniofacial Strain In Vitro, *Journal of Craniofacial Surgery*, vol. 31, p. 838–842, May 2020.
- [81] K. Alemzadeh, S. B. Jones, M. Davies, and N. West, Development of a chewing robot with built-in humanoid jaws to simulate mastication to quantify robotic agents release from chewing gums compared to human participants, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, p. 492–504, Feb. 2020.
- [82] K. Alemzadeh and D. Raabe, Prototyping artificial jaws for the bristol dento-munch robo-simulator ; ‘a parallel robot to test dental components and materials’, in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, Aug. 2007.
- [83] W. Qin, M. Cong, D. Liu, and X. Ren, A robotic chewing simulator supplying six-axis mandibular motion, high occlusal force, and a saliva environment for denture tests, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 235, p. 751–761, Mar. 2021.
- [84] T. W. Koriath, D. P. Romilly, and A. G. Hannam, Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible, *American Journal of Physical Anthropology*, vol. 88, no. 1, pp. 69–96, 1992.
- [85] A. Ramos, A. Ballu, M. Mesnard, and P. Talaia, Numerical and Experimental Models of the Mandible, *Experimental Mechanics*, pp. 1053–1059, 2011.
- [86] ANSYS, Inc., Cambridge, UK, Ansys GRANTA EduPack software.
- [87] C. C. Chen, C. C. Lin, T. W. Lu, H. Chiang, and Y. J. Chen, Feasibility of differential quantification of 3D temporomandibular kinematics during various oral activities using a cone-beam computed tomography-based 3D fluoroscopic method, *Journal of Dental Sciences*, vol. 8, no. 2, pp. 151–159, 2013.
- [88] M. Helou and S. Kara, Design, analysis and manufacturing of lattice structures : An overview, *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, vol. 31, no. 3, pp. 243–261, 2018.
- [89] Y. Beygelzimer, R. Kulagin, P. Fratzl, and Y. Estrin, The earth’s lithosphere inspires materials design, *Advanced Materials*, vol. 33, Dec. 2020.
- [90] C. M. Andres, M. L. Fox, and N. A. Kotov, Traversing material scales : Macroscale lbl-assembled nanocomposites with microscale inverted colloidal crystal architecture, *Chemistry of Materials*, vol. 24, p. 9–11, Dec. 2011.
- [91] M. F. . Ashby and D. R. H. Jones, *Matériaux : Tome 2, Microstructures et procédés de mise en oeuvre*. Dunod, 2014.

- 
- [92] M. Ashby and Y. Bréchet, Designing hybrid materials, *Acta Materialia*, vol. 51, p. 5801–5821, Nov. 2003.
- [93] P. Liu and G. Chen, *Porous Materials Processing and Applications*. Elsevier Inc., 2014.
- [94] D. Mahmoud and M. A. Elbestawi, Lattice structures and functionally graded materials applications in additive manufacturing of orthopedic implants : A review, *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, vol. 1, 12 2017.
- [95] V. Deshpande, N. Fleck, and M. Ashby, Effective properties of the octet-truss lattice material, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol. 49, no. 8, pp. 1747–1769, 2001.
- [96] P. Lohmuller, J. Favre, S. Kenzari, B. Piotrowski, L. Peltier, and P. Laheurte, Architectural effect on 3D elastic properties and anisotropy of cubic lattice structures, *Materials and Design*, vol. 182, 2019.
- [97] S. Yu, J. Sun, and J. Bai, Investigation of functionally graded tpms structures fabricated by additive manufacturing, *Materials and Design*, vol. 182, 2019.
- [98] N. V. Viet, N. Karathanasopoulos, and W. Zaki, Mechanical attributes and wave propagation characteristics of tpms lattice structures, *Mechanics of Materials*, vol. 172, 9 2022.
- [99] C. Pan, Y. Han, and J. Lu, Design and optimization of lattice structures : A review, *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 10, pp. 1–36, sep 2020.
- [100] L. Xiao and W. Song, Additively-manufactured functionally graded ti-6al-4v lattice structures with high strength under static and dynamic loading : Experiments, *International Journal of Impact Engineering*, vol. 111, p. 255–272, Jan. 2018.
- [101] Z. Alomar and F. Concli, A Review of the Selective Laser Melting Lattice Structures and Their Numerical Models, *Advanced Engineering Materials*, vol. 22, no. 12, pp. 1–17, 2020.
- [102] M. Ashby, The properties of foams and lattices, *Philosophical Transactions of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 364, p. 15–30, Nov. 2005.
- [103] A. Almalki, D. Downing, J. Noronha, J. Dash, B. Lozanovski, R. Tino, A. Alghamdi, M. Khorasani, M. Qian, M. Brandt, and M. Leary, The effect of geometric design and materials on section properties of additively manufactured lattice elements, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 126, p. 3555–3577, Apr. 2023.

- [104] M. Mazur, M. Leary, S. Sun, M. Vcelka, D. Shidid, and M. Brandt, Deformation and failure behaviour of Ti-6Al-4V lattice structures manufactured by selective laser melting (SLM), *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 84, pp. 1391–1411, 2016.
- [105] H. Abdulhadi, *Designing New Generations of Bcc Lattice Structures and Developing Scaling Laws To Predict Compressive Mechanical Characteristics and Geometrical Parameters*. PhD thesis, Wright State University, 2020.
- [106] Y. Wei, H. Li, H. Yang, Y. Ma, J. Cheng, P. Gao, J. Shi, B. Yu, and F. Lin, Damping and Mechanical Properties of Epoxy/316L Metallic Lattice Composites, *Materials*, vol. 16, no. 130, 2023.
- [107] U. Sajjad, T.-u. Rehman, M. Ali, C. W. Park, and W.-M. Yan, Manufacturing and potential applications of lattice structures in thermal systems : A comprehensive review of recent advances, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 198, p. 123352, Dec. 2022.
- [108] C. Borsellino and G. D. Bella, Paper-reinforced biomimetic cellular structures for automotive applications, *Materials And Design*, vol. 30, p. 4054–4059, Dec. 2009.
- [109] V. Vasiliev, V. Barynin, and A. Razin, Anisogrid composite lattice structures – development and aerospace applications, *Composite Structures*, vol. 94, p. 1117–1127, Feb. 2012.
- [110] B. Jetté, V. Brailovski, M. Dumas, C. Simoneau, and P. Terriault, Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure : Design, manufacture and testing, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 77, p. 58–72, Jan. 2018.
- [111] B. I. Oladapo, J. F. Kayode, P. Karagiannidis, N. Naveed, H. Mehrabi, and K. O. Ogundipe, Polymeric composites of cubic-octahedron and gyroid lattice for biomimetic dental implants, *Materials Chemistry and Physics*, vol. 289, p. 126454, Sept. 2022.
- [112] F. Suska, G. Kjeller, P. Tarnow, E. Hryha, L. Nyborg, A. Snis, and A. Palmquist, Electron Beam Melting Manufacturing Technology for Individually Manufactured Jaw Prosthesis : A Case Report, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 74, pp. 1706.e1–1706.e15, aug 2016.
- [113] P. Didier, G. Le Coz, G. Robin, P. Lohmuller, B. Piotrowski, A. Moufki, and P. Laheurte, Consideration of SLM additive manufacturing supports on the stability of flexible structures in finish milling, *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 62, no. December 2020, pp. 213–220, 2021.

- 
- [114] J. A. Tamayo, M. Riascos, C. A. Vargas, and L. M. Baena, Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy via electron beam melting for the development of implants for the biomedical industry, *Heliyon*, vol. 7, may 2021.
- [115] O. Alageel, Three-dimensional printing technologies for dental prosthesis : A review, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 28, no. 9, pp. 1764–1778, 2022.
- [116] H. Kim, Y. Lin, and T.-L. B. Tseng, A review on quality control in additive manufacturing, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 24, no. 3, pp. 645–669, 2018.
- [117] E. M. Sefene, State-of-the-art of selective laser melting process : A comprehensive review, *Journal of Manufacturing Systems*, vol. 63, p. 250–274, Apr. 2022.
- [118] G. Serin, M. Kahya, H. O. Unver, and N. Durlu, A review of additive manufacturing technologies., *The 17th International Conference on Machine Design and Production*, 2018.
- [119] C. Song, Y. Yang, Y. Liu, Z. Luo, and J.-K. Yu, Study on manufacturing of W-Cu alloy thin wall parts by selective laser melting, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 78, p. 885–893, Dec. 2015.
- [120] N. T. Aboulkhair, M. Simonelli, L. Parry, I. Ashcroft, C. Tuck, and R. Hague, 3D printing of Aluminium alloys : Additive Manufacturing of Aluminium alloys using selective laser melting, *Progress in Materials Science*, vol. 106, p. 100578, Dec. 2019.
- [121] D. Khorsandi, A. Fahimipour, P. Abasian, S. S. Saber, M. Seyedi, S. Ghanavati, A. Ahmad, A. A. De Stephanis, F. Taghavinezhaddilami, A. Leonova, R. Mohammadinejad, M. Shabani, B. Mazzolai, V. Mattoli, F. R. Tay, and P. Makvandi, 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery : Printing techniques, materials, and applications, *Acta Biomaterialia*, vol. 122, pp. 26–49, 2021.
- [122] C. Barlier and A. Bernard, *Fabrication additive : Du prototypage rapide à l'impression 3D*. Dunod, Nov. 2020.
- [123] J. Schweiger, D. Edelhoff, and J.-F. Güth, 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry : An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing, *Journal of Clinical Medicine*, vol. 10, p. 2010, May 2021.
- [124] B. Song, X. Zhao, S. Li, C. Han, Q. Wei, S. Wen, J. Liu, and Y. Shi, Differences in microstructure and properties between selective laser melting and traditional manufacturing for fabrication of metal parts : A review, *Frontiers of Mechanical Engineering*, vol. 10, p. 111–125, June 2015.
- [125] 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, *Progress in materials science*, vol. 74, pp. 401–477, 2015.

- [126] E. Atzeni and A. Salmi, Economics of additive manufacturing for end-usable metal parts, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 62, pp. 1147–1155, 2012.
- [127] C. Chatzigeorgiou, B. Piotrowski, Y. Chemisky, P. Laheurte, and F. Meraghni, Numerical investigation of the effective mechanical properties and local stress distributions of TPMS-based and strut-based lattices for biomedical applications, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 126, 2022.
- [128] H. Mehboob, F. Tarlochan, A. Mehboob, S. Chang, S. Ramesh, W. S. W. Harun, and K. Kadirgama, A novel design, analysis and 3D printing of Ti-6Al-4V alloy bio-inspired porous femoral stem, *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, vol. 31, 2020.
- [129] K. Ushijima, W. J. Cantwell, and D. H. Chen, Prediction of the mechanical properties of micro-lattice structures subjected to multi-axial loading, *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 68, pp. 47–55, mar 2013.
- [130] P. Kanouté, D. P. Boso, J. L. Chaboche, and B. A. Schrefler, Multiscale Methods for Composites : A Review, *Archives of Computational Methods in Engineering*, vol. 16, p. 31–75, Jan. 2009.
- [131] I. Masters and K. Evans, Models for the elastic deformation of honeycombs, *Composite Structures*, vol. 35, p. 403–422, Aug. 1996.
- [132] R. M. Christensen, Mechanics of cellular and other low-density materials, *Int. J. Solids Struct.*, vol. 37, pp. 93–104, Jan. 2000.
- [133] L. J. Gibson, Cellular solids, *Mrs Bulletin*, vol. 28, no. 4, pp. 270–274, 2003.
- [134] B. Drach, I. Tsukrov, and A. Trofimov, Comparison of full field and single pore approaches to homogenization of linearly elastic materials with pores of regular and irregular shapes, *International Journal of Solids and Structures*, vol. 96, p. 48–63, Oct. 2016.
- [135] C. Naili and I. Doghri, Combined mean-field and full-field homogenization of porous elasto-plastic materials and composites under arbitrary stress triaxialities, *Mechanics of Materials*, vol. 187, p. 104818, Dec. 2023.
- [136] L. Wang, J. Kang, C. Sun, D. Li, Y. Cao, and Z. Jin, Mapping porous microstructures to yield desired mechanical properties for application in 3D printed bone scaffolds and orthopaedic implants, *Materials and Design*, vol. 133, pp. 62–68, 2017.
- [137] S. Arabnejad and D. Pasini, Mechanical properties of lattice materials via asymptotic homogenization and comparison with alternative homogenization methods, *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 77, p. 249–262, Dec. 2013.

- 
- [138] B. Hassani and E. Hinton, A review of homogenization and topology optimization i—homogenization theory for media with periodic structure, *Computers and Structures*, vol. 69, p. 707–717, Dec. 1998.
- [139] M. Galli, J. Botsis, and J. Janczak-Rusch, An elastoplastic three-dimensional homogenization model for particle reinforced composites, *Computational Materials Science*, vol. 41, p. 312–321, Jan. 2008.
- [140] J. Dirrenberger, *Propriétés effectives de matériaux architecturés*. PhD thesis, École Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2012.
- [141] J. Dirrenberger, S. Forest, D. Jeulin, and F. guyen, Propriétés effectives des matériaux hétérogènes : cas aléatoire et périodique, 06 2010.
- [142] M. Fischer, *Élaboration in Situ D 'Alliages De Titane Et De Structures Architecturées Par Fabrication Additive : Application Aux Dispositifs Médicaux Implantables*. Thèse de doctorat, Université de Lorraine, 2018.
- [143] M. C. Spataru, M. Butnaru, A. V. Sandu, V. Vulpe, M. D. Vlad, M. S. Baltatu, V. Geanta, I. Voiculescu, P. Vizureanu, and C. Solcan, In-depth assessment of new ti-based biocompatible materials, *Materials Chemistry and Physics*, vol. 258, p. 123959, Jan. 2021.
- [144] M. Abdun Nafi, M. Anjir Karim, S. Lalvani, P. F. James, A. Sommers, and M. P. Jahan, Investigating wettability and corrosion resistance of the titanium alloy surface engineered by the wedm process, *Manufacturing Letters*, vol. 35, p. 450–459, Aug. 2023.
- [145] T. Hoskins, K. Dearn, and S. Kukureka, Mechanical performance of peek produced by additive manufacturing, *Polymer Testing*, vol. 70, p. 511–519, Sept. 2018.
- [146] S. Tekin, S. Cangül, O. Adıgüzel, and Y. Değer, Areas for use of PEEK material in dentistry, *International Dental Research*, vol. 8, p. 84–92, Aug. 2018.
- [147] P. Li, Y. E. Ma, W. Sun, X. Qian, W. Zhang, and Z. Wang, Fracture and failure behavior of additive manufactured Ti6Al4V lattice structures under compressive load, *Engineering Fracture Mechanics*, vol. 244, p. 107537, Mar. 2021.
- [148] S. Milhomme, *Influence du procédé sur les propriétés mécaniques et microstructurales de pièces en Ti-6Al-4V issues de fabrication additive (LMD et SLM)*. Theses, Université de Bordeaux, May 2022.
- [149] A. Sidambe, Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—a review, *Materials*, vol. 7, p. 8168–8188, Dec. 2014.
- [150] P. Magne, M. Magne, and U. Belser, The esthetic width in fixed prosthodontics, *Journal of Prosthodontics*, vol. 8, p. 106–118, June 1999.

- [151] D. Yoon, D. Pannu, M. Hunt, and J. Londono, Occlusal considerations for full-arch implant-supported prostheses : A guideline, *Dentistry Review*, vol. 2, p. 100042, June 2022.
- [152] S. Arabnejad, R. Burnett Johnston, J. A. Pura, B. Singh, M. Tanzer, and D. Pasini, High-strength porous biomaterials for bone replacement : A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints, *Acta Biomaterialia*, vol. 30, p. 345–356, Jan. 2016.
- [153] H. H. Bayraktar, E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. K. Wong, and T. M. Keaveny, Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue, *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 1, pp. 27–35, 2003.
- [154] L. Facchini, E. Magalini, P. Robotti, A. Molinari, S. Höges, and K. Wissenbach, Ductility of a Ti-6Al-4V alloy produced by selective laser melting of prealloyed powders, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 16, no. 6, pp. 450–459, 2010.
- [155] J. He, D. Li, W. Jiang, L. Ke, G. Qin, Y. Ye, Q. Qin, and D. Qiu, The Martensitic Transformation and Mechanical Properties of Ti6Al4V Prepared via Selective Laser Melting, *Materials*, vol. 12, no. 2, 2019.
- [156] N. Dumontet, *Etude de l’alliage de titane TA6V obtenu par fabrication additive : microstructure, élasticité et contraintes résiduelles*. Thèse de doctorat, Université de Toulouse, 2019.
- [157] P. Lohmuller, *Matériaux mésostructurés et Infiltration Métallique avec Optimisation du Squelette Architecturé*. PhD thesis, Université de Lorraine, 2019.
- [158] A. Ilchev, *Homogénéisation périodique d’un matériau cellulaire en élasto-plasticité et application au calcul de structures : des petites aux grandes déformations*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2014.
- [159] A. Mellal, H. W. A. Wiskott, J. Botsis, S. S. Scherrer, and U. C. Belser, Stimulating effect of implant loading on surrounding bone : Comparison of three numerical models and validation by in vivo data, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 15, p. 239–248, Mar. 2004.
- [160] S. E. T. Quaresma, P. R. Cury, W. R. Sendyk, and C. Sendyk, A finite element analysis of two different dental implants : Stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone, *Journal of Oral Implantology*, vol. 34, p. 1–6, Feb. 2008.
- [161] S. Guven, F. Demirci, I. Yavuz, Y. Atalay, M. C. Ucan, F. Asutay, and E. Altintas, Three-dimensional finite-element analysis of a single implant-supported zirconia framework and its effect on stress distribution in d4 (maxilla) and d2 (mandible) bone quality, *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, vol. 29, p. 984–990, June 2015.

- [162] S. N. Papageorgiou, L. Keilig, I. Hasan, A. Jäger, and C. Bourauel, Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances : a finite element analysis, *The European Journal of Orthodontics*, vol. 38, p. 300–307, July 2015.
- [163] F. Sarkarat, M. H. K. Motamedi, B. Bohluli, N. Moharamnejad, S. Ansari, and H. Shahabi-Sirjani, Analysis of stress distribution on fixation of bilateral sagittal split ramus osteotomy with resorbable plates and screws using the finite-element method, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 70, p. 1434–1438, June 2012.
- [164] K. Y. Kim, M. Bayome, J. H. Park, K. B. Kim, S.-S. Mo, and Y.-A. Kook, Displacement and stress distribution of the maxillofacial complex during maxillary protraction with buccal versus palatal plates : finite element analysis, *European Journal of Orthodontics*, vol. 37, p. 275–283, Aug. 2014.
- [165] G. A. P. Renders, L. Mulder, L. J. Van Ruijven, and T. M. G. J. Van Eijden, Porosity of human mandibular condylar bone, *Journal of Anatomy*, vol. 210, p. 239–248, Feb. 2007.
- [166] T. van Eijden, Biomechanics of the mandible, *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, vol. 11, p. 123–136, Jan. 2000.
- [167] T. Geremia, L. H. de Barcellos, L. L. Corso, E. A. Villarinho, and R. S. A. Shinkai, Effect of number of implants, distal implant inclination, and angled abutment on stresses in fixed complete dentures : a nonlinear finite element analysis, *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*, vol. 62, no. 4, pp. 201–208, 2021.
- [168] J. Cyril, Anveli Dental - Constitution de l'os de la mâchoire. <https://anveli.dental/articles/constitution-os-machoire>, Consulté le 02/03/2024.
- [169] A.-S. Bonnet, M. Postaire, and P. Lipinski, Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position, *Medical Engineering and Physics*, vol. 31, no. 7, pp. 806–815, 2009.
- [170] B. Haskell, M. Day, and J. Tetz, Computer-aided modeling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns, *American Journal of Orthodontics*, vol. 89, p. 363–382, May 1986.
- [171] E. F. Morgan, H. H. Bayraktar, and T. M. Keaveny, Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, p. 897–904, July 2003.

- [172] E. Schileo, E. Dall’Ara, F. Taddei, A. Malandrino, T. Schotkamp, M. Baleani, and M. Viceconti, An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models, *Journal of Biomechanics*, vol. 41, p. 2483–2491, Aug. 2008.
- [173] A. M. O’Mahony, J. L. Williams, and P. Spencer, Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 12, p. 648–657, Dec. 2001.
- [174] S. Kucukkurt and H. C. Tükel, Comparison of Four Implant-Supported Fixed Rehabilitation Options of the Edentulous Mandible : A 3D Finite Element Analysis, *Journal of Advanced Oral Research*, vol. 11, pp. 57–64, may 2020.
- [175] M. B. T. Ersöz and E. Mumcu, Biomechanical investigation of maxillary implant-supported full-arch prostheses produced with different framework materials : a finite elements study, *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 14, no. 6, pp. 346–359, 2022.
- [176] S. Horita, T. Sugiura, K. Yamamoto, K. Murakami, Y. Imai, and T. Kirita, Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept, *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 61, no. 2, pp. 123–132, 2017.
- [177] X. Sun, K. Cheng, Y. Liu, S. Ke, W. Zhang, L. Wang, and F. Yang, Biomechanical comparison of all-on-4 and all-on-5 implant-supported prostheses with alteration of anterior-posterior spread : a three-dimensional finite element analysis, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 11, no. June, pp. 1–12, 2023.
- [178] J. Gao, X. Li, J. He, L. Jiang, and B. Zhao, The effect of mandibular flexure on the design of implant-supported fixed restorations of different facial types under two loading conditions by three-dimensional finite element analysis, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 10, no. August, pp. 1–17, 2022.
- [179] J. Rho, M.-C. Hobatho, and R. Ashman, Relations of mechanical properties to density and ct numbers in human bone, *Medical Engineering and Physics*, vol. 17, p. 347–355, July 1995.
- [180] S. C. Dogru, E. Cansiz, and Y. Z. Arslan, A review of finite element applications in oral and maxillofacial biomechanics, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 18, p. 1830002, Mar. 2018.
- [181] M. Aoun, M. Mesnard, L. Monède-Hocquard, and A. Ramos, Stress analysis of temporomandibular joint disc during maintained clenching using a viscohyperelastic finite element model, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 72, p. 1070–1077, June 2014.

- 
- [182] A. Hamma, J. Boisson, V. Serantoni, and J. Dallard, Identification of a visco-hyperelastic model for mandibular periosteum, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 133, p. 105323, 2022.
- [183] N. Lioubavina-Hack, N. P. Lang, and T. Karring, Significance of primary stability for osseointegration of dental implants, *Clinical oral implants research*, vol. 17, no. 3, pp. 244–250, 2006.
- [184] A. Mavrogenis, R. Dimitriou, J. Parvizi, and G. C. Babis, Biology of implant osseointegration, *J Musculoskelet Neuronal Interact*, vol. 9, no. 2, pp. 61–71, 2009.
- [185] L. M. McNamara and P. J. Prendergast, Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 6, pp. 1381–1391, 2007.
- [186] D. Lin, Q. Li, W. Li, and M. Swain, Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 2, no. 5, pp. 410–432, 2009.
- [187] M. R. Allen and D. B. Burr, *Bone Modeling and Remodeling*, p. 75–90. Elsevier, 2014.
- [188] A. B. Novaes Jr, S. L. S. d. Souza, R. R. M. d. Barros, K. K. Y. Pereira, G. Iezzi, and A. Piattelli, Influence of implant surfaces on osseointegration, *Brazilian Dental Journal*, vol. 21, no. 6, p. 471–481, 2010.
- [189] J. C. Wataha, Principles of biocompatibility for dental practitioners, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 86, p. 203–209, Aug. 2001.
- [190] D. F. Williams, On the mechanisms of biocompatibility, *Biomaterials*, vol. 29, p. 2941–2953, July 2008.
- [191] S. G. Steinemann, *Corrosion of Surgical Implants-in vivo and in vitro Tests*, 1980.
- [192] Y. H. Shash, M. T. El-Wakad, M. A. A. Eldosoky, and M. M. Dohiem, Evaluation of stress and strain on mandible caused using “all-on-four” system from peek in hybrid prosthesis : finite-element analysis, *Odontology*, 11 2022.
- [193] E. Anitua, N. Larrazabal Saez de Ibarra, and L. Saracho Rotaeche, Implant-Supported Prostheses in the Edentulous Mandible : Biomechanical Analysis of Different Implant Configurations via Finite Element Analysis, *Dentistry Journal*, vol. 11, p. 4, dec 2022.
- [194] D. Kurniawan, F. Nor, H. Lee, and J. Lim, Finite element analysis of bone–implant biomechanics : refinement through featuring various osseointegration conditions, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 41, p. 1090–1096, Sept. 2012.

- [195] D.-S. Kim, S.-C. Choi, S.-S. Lee, M.-S. Heo, K.-H. Huh, S.-J. Hwang, S.-H. Kim, and W.-J. Yi, Principal direction of inertia for 3d trajectories from patient-specific tmj movement, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 43, p. 169–175, Mar. 2013.
- [196] M. B. Ferreira, V. A. Barão, L. P. Faverani, A. C. Hipólito, and W. G. Assunção, The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA, *Materials Science and Engineering C*, vol. 35, no. 1, pp. 92–99, 2014.
- [197] J.-P. Geng, K. B. Tan, and G.-R. Liu, Application of finite element analysis in implant dentistry : A review of the literature, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 85, p. 585–598, June 2001.
- [198] A. Chakraborty, P. Datta, C. S. Kumar, S. Majumder, and A. Roychowdhury, Probing combinational influence of design variables on bone biomechanical response around dental implant-supported fixed prosthesis, *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, vol. 110, no. 10, pp. 2338–2352, 2022.
- [199] M. Cruz, T. Wassall, E. M. Toledo, L. P. Barra, and A. C. Lemonge, Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant, *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 18, no. 5, pp. 675–684, 2003.
- [200] F. Taddei, E. Schileo, B. Helgason, L. Cristofolini, and M. Viceconti, The material mapping strategy influences the accuracy of ct-based finite element models of bones : An evaluation against experimental measurements, *Medical Engineering and Physics*, vol. 29, p. 973–979, Nov. 2007.
- [201] 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, *Journal of Dentistry*, vol. 42, pp. 287–297, 3 2013.
- [202] S. Lemaire, C. Bouby, F. Thiebaud, and V. Berry-Kromer, Prosthetic framework improvement using lattice structure : A comparative finite element study of a mandibular implant-supported prosthesis, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 155, p. 106538, July 2024.
- [203] M.-C. Hobatho, J. Y. Rho, and R. B. Ashman, Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro, *Stud. Health Technol. Inform.*, vol. 40, pp. 157–173, 1997.
- [204] B. P. McNamara, D. Taylor, and P. J. Prendergast, Computer prediction of adaptive bone remodelling around noncemented femoral prostheses : the relationship between damage-based and strain-based algorithms, *Medical Engineering and Physics*, vol. 19, p. 454–463, June 1997.

- [205] H. M. Frost, Bone's mechanostat : A 2003 update, *Anatomical Record - Part A Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, vol. 275, no. 2, pp. 1081–1101, 2003.
- [206] I. Hasan, A. Rahimi, L. Keilig, K. T. Brinkmann, and C. Bourauel, Computational simulation of internal bone remodelling around dental implants : A sensitivity analysis, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, no. 8, pp. 807–814, 2012.
- [207] F. Javed, H. B. Ahmed, R. Crespi, and G. E. Romanos, Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants : Factors of influence and evaluation, *Interventional Medicine and Applied Science*, vol. 5, p. 162–167, Dec. 2013.
- [208] F. Javed and G. E. Romanos, The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. a literature review, *Journal of Dentistry*, vol. 38, p. 612–620, Aug. 2010.
- [209] M. Davarpanah and S. Szmukler-Moncler, *Théorie et pratique de la mise en charge immédiate*. Paris, France : Quintessence international, Jan. 2007.
- [210] S. Szmukler-Moncler, H. Salama, Y. Reingewirtz, and J. H. Dubruille, Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface : Review of experimental literature, *Journal of Biomedical Materials Research*, no. 2, pp. 192–203.
- [211] P. Trisi, G. Perfetti, E. Baldoni, D. Berardi, M. Colagiovanni, and G. Scogna, Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density, *Clinical Oral Implants Research*, vol. 20, no. 5, pp. 467–471, 2009.
- [212] H. D. Nguyen, A. Pramanik, A. Basak, Y. Dong, C. Prakash, S. Debnath, S. Shankar, I. Jawahir, S. Dixit, and D. Buddhi, A critical review on additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy : microstructure and mechanical properties, *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 18, p. 4641–4661, May 2022.
- [213] C. M. Saravia, A large deformation–small strain formulation for the mechanics of geometrically exact thin-walled composite beams, *Thin-Walled Structures*, vol. 84, p. 443–451, Nov. 2014.
- [214] Bredent group GmbH and Co.KG, *uni.lign Guide*. Bredent, 2016.
- [215] B. Vayssette, *Comportement en fatigue de pièces de Ti-6Al-4V obtenues par SLM et EBM : effet de la rugosité*. Thèse de doctorat, ParisTech, 2019.
- [216] M.-A. Peyron, O. Blanc, J. P. Lund, and A. Woda, Influence of Age on Adaptability of Human Mastication, *Journal of Neurophysiology*, vol. 92, p. 773–779, Aug. 2004.
- [217] L. Jaïem, *Conception et réalisation d'un banc d'essai pour les prothèses dentaires*. Mémoire de master, Université de Sousse, Sept. 2012.

- [218] T. Yu, X. Li, M. Zhao, X. Guo, J. Ding, S. Qu, T. W. J. Kwok, T. Li, X. Song, and B. W. Chua, Truss and plate hybrid lattice structures : Simulation and experimental investigations of isotropy, large-strain deformation, and mechanisms, *Materials Today Communications*, vol. 35, p. 106344, June 2023.
- [219] nTopology Inc., nTop Release 4.1. <https://ntop.com>. Consulté le 04/11/2023.
- [220] Graphical representation of the generalized Hooke's law, *Technische Mechanik*, pp. 145–158, Jan. 2001.
- [221] J. Nordmann, M. Aßmus, and H. Altenbach, Visualising elastic anisotropy : theoretical background and computational implementation, *Continuum Mechanics and Thermodynamics*, vol. 30, p. 689–708, Feb. 2018.

# A

## Détails du banc d'essai dentaire avec l'instrumentation initiale et actuelle

L'instrumentation du banc d'essai de mastication, présenté au chapitre 2, regroupe divers capteurs. Chaque capteur est nécessaire afin d'analyser plus précisément la cinématique du banc. Le schéma cinématique de ce banc d'essai est présenté dans la figure A.1.

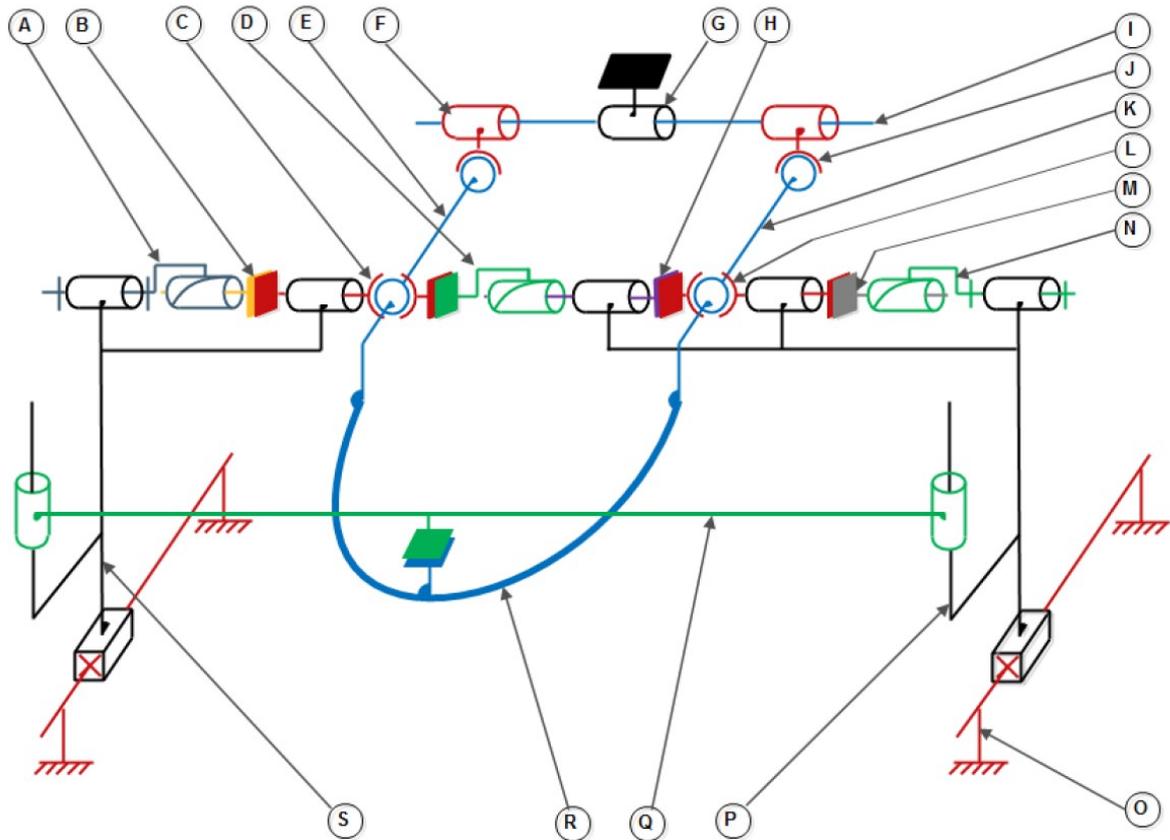
Initialement, le banc d'essai était équipé de trois capteurs de forces miniatures au niveau des trois secteurs de mastication considérés. Pour chaque secteur, une force maximale de 1000 N doit être appliquée, et donc mesurée par les capteurs de force. Au niveau des deux branches mandibulaires, de part et d'autre du dispositif, se trouvent des capteurs multi-axes. Ils permettent la mesure des trois forces (X,Y,Z) et d'un moment avec un couple maximal de 50 N.m. De plus, des déplacements sont à mesurer au niveau des extrémités de la barre prothétique et entre les condyles (pour la conception initiale). L'écartement à appliquer entre les condyles ne dépasse pas 2 mm. Pour la barre prothétique, les déplacements sont beaucoup plus faibles. Des jauges d'extensométrie sont installées sur cette barre prothétique. Outre les capteurs, un système d'acquisition est requis afin de collecter et transmettre les signaux vers un poste informatique pour visualiser et stocker les données. Les capteurs ont été sélectionnés en fonction de quatre critères : leur plage de mesure, leur sensibilité, leurs dimensions et leur coût. De plus, un capteur de déplacement laser a été utilisé dans le cadre de l'étude menée au chapitre 2. Les capteurs retenus, ainsi que le boîtier d'acquisition sont présentés dans la suite de cette annexe.

## **Capteur de force miniature**

Trois capteurs de forces sont requis pour chaque secteur de mastication mis en place (partie incisive, côtés molaires droit et gauche). Le capteur de force XFC200R a été choisi en raison de sa plage de mesure, de 0 à 10 kN, de son faible encombrement et de sa légèreté (en aluminium). Avec un diamètre et une hauteur de 10 mm, il convient parfaitement à l'application considérée (figure A.2).

## **Capteur multi-axes ou capteur de force multi-composantes**

Le capteur multi-axes joue le rôle de trois capteurs de force avec un capteur de couple (une seule composante du moment pour le modèle sélectionné), ce qui justifie ses dimensions. Il présente une conception compacte, dotée d'un corps en acier et d'un capot en aluminium. L'installation est simplifiée grâce à la présence de 8 trous taraudés, répartis à intervalles de 45° sur un diamètre de 55 mm (figure A.3).



(a)

- |                                   |  |
|-----------------------------------|--|
| A : flasque coté capteur (1)      | B : poussoir latéral (1)                       |
| C : bague intérieure de la rotule | D : pièce écartement_1                         |
| E : flasque complet droite        | F : bague intérieure de la rotule              |
| G : coulisseau                    | H : pièce écartement_2                         |
| I : axe d'appui                   | J : bague intérieure de la rotule              |
| K : flasque complet gauche        | L : bague intérieure de la rotule              |
| M : poussoir latéral (2)          | N : flasque coté capteur (2)                   |
| O : table avec fixation machine   | P : glissière (1)                              |
| Q : Plaque fixe                   | R : prototype de mandibule (barre et implants) |
| S : glissière (2)                 |  |

(b)

FIGURE A.1 – Schéma cinématique du banc d'essai (a) et légende du schéma (b), d'après [217].



FIGURE A.2 – Capteur de force XFC200R.

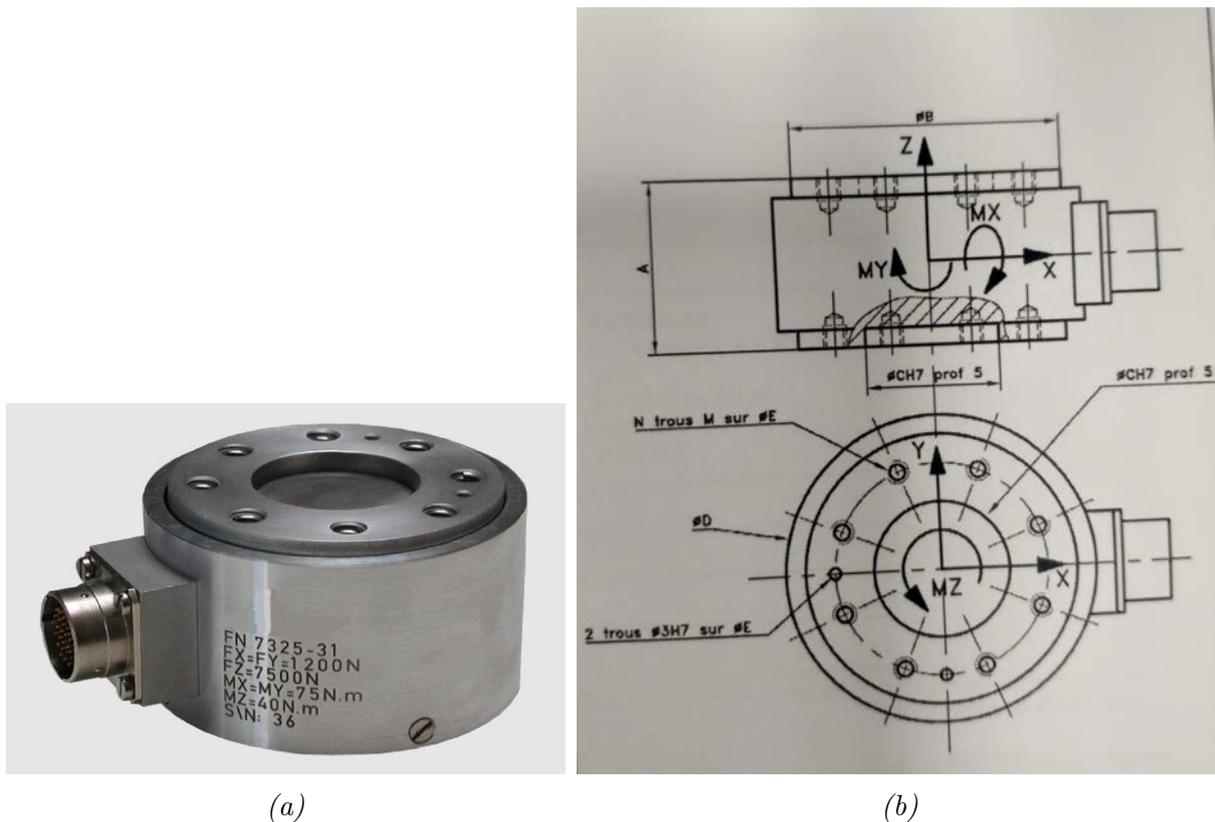


FIGURE A.3 – Capteur multi-composantes FN7325-M6 (a) et schéma détaillé (b).

## Capteur d'écartement

Le type de capteur d'écartement retenu est un capteur LVDT AC miniature (OP6) équipé de joints universels qui facilitent sa fixation sur les deux flasques du banc d'essai. L'étendue de mesure est de 12 mm et le corps est fabriqué en acier inoxydable, de diamètre 9,5 mm et de longueur 46,5 mm (figure A.4 et figure A.5).



FIGURE A.4 – Capteur de déplacement LVDT AC (OP6).

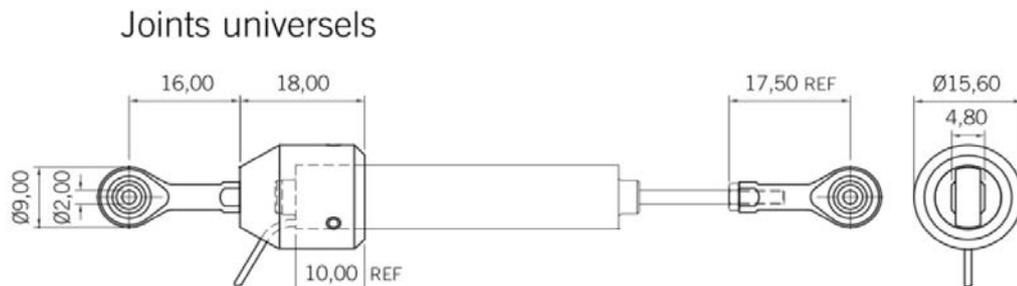


FIGURE A.5 – Capteur d'écartement et joints universels.

## Palpeur pour la barre prothétique

La mesure du déplacement aux extrémités de la barre prothétique a également été effectuée par deux capteurs d'écartement LVDT AC, mais présentant une plage de mesure plus faible (OP1.5). Leur étendue de mesure est de 3 mm, avec un diamètre du capteur de 9,5 mm et une longueur du corps de 20,6 mm (figure A.6). L'utilisation d'un ressort de rappel est nécessaire pour assurer le maintien du contact entre l'extrémité de la tige du capteur et la barre prothétique (figure A.7).



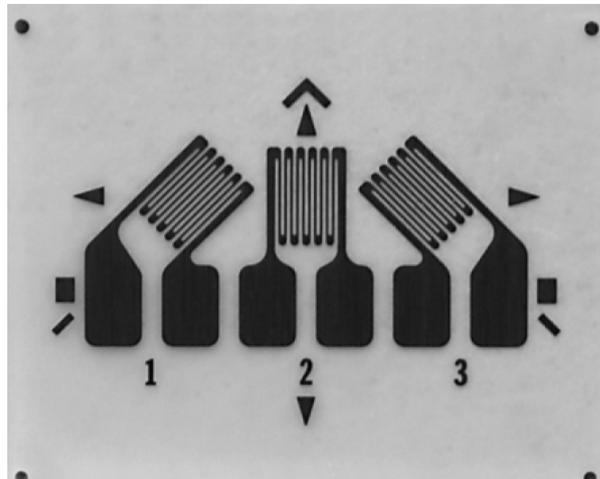
FIGURE A.6 – Palpeur d'écartement LVDT AC (OP1.5).



*FIGURE A.7 – Palpeur de déplacement avec le ressort.*

## **Jauges de déformation**

L'instrumentation initiale de la barre prothétique était composée de trois rosettes, chacune comportant trois jauges de déformation, et présentant des directions variées (figure A.10).



*FIGURE A.8 – Rosette de trois jauges de déformation.*

Finalement, comme évoqué au chapitre 2, la barre a subi une réinstrumentation complète. Les rosettes ont été remplacées par trois jauges de déformation uniaxiales (figure A.9). Les trois jauges sont identiques (tableau A.1).

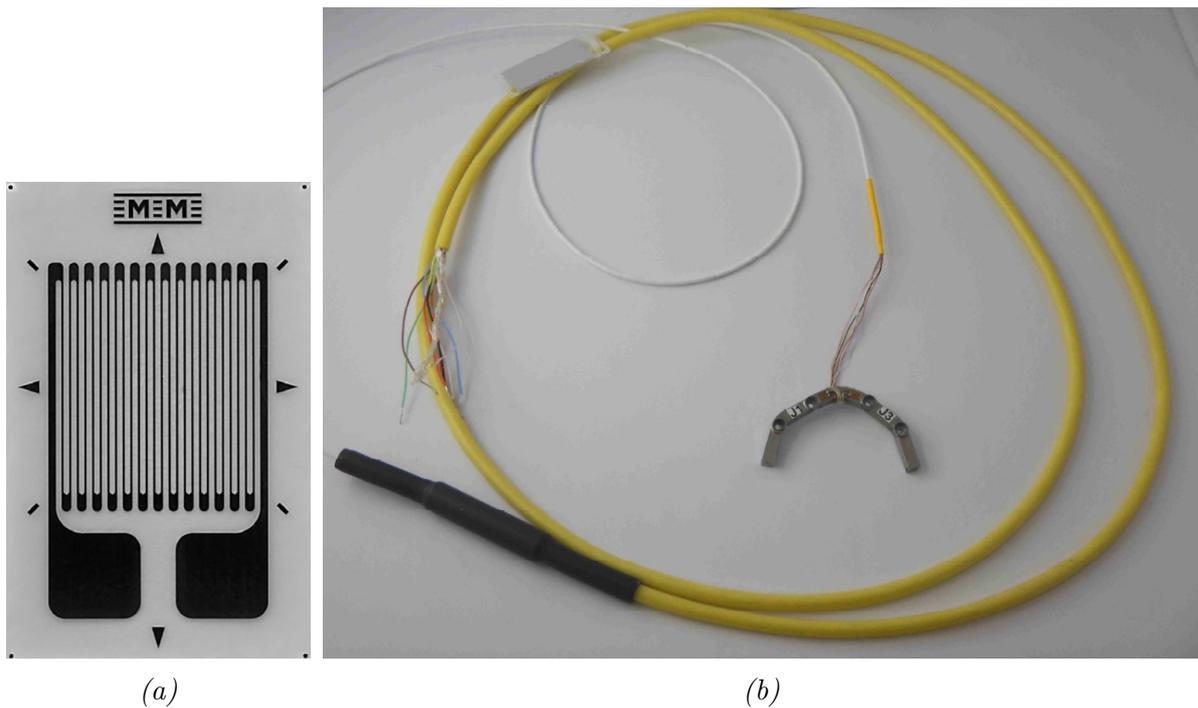


FIGURE A.9 – Jauge de déformation uniaxiale (a) et barre prothétique instrumentée (b).

N° de série	Type de jauge	Coefficient de jauge	Résistance d'une jauge	Désignation (N° de jauge)	Déséquilibre initial en mV/V
31202	EA-06-062AQ-350	2,130	350 $\Omega$	J1	0,002
				J2	-0,015
				J3	0,272

TABLEAU A.1 – Caractéristiques de la jauge de déformation uniaxiale.

## Boîtier d'acquisition

Le système d'acquisition IMC SPARTAN est l'unité chargée de recevoir tous les signaux électriques (en tension ou en courant) provenant des capteurs. Il offre une fréquence d'échantillonnage pouvant atteindre 500 Hz par voie, avec un convertisseur analogique-numérique sur 16 bits. La connexion au poste informatique se fait via Ethernet. Il dispose de 16 voies d'acquisition, extensibles à 32 voies (figure B.6).



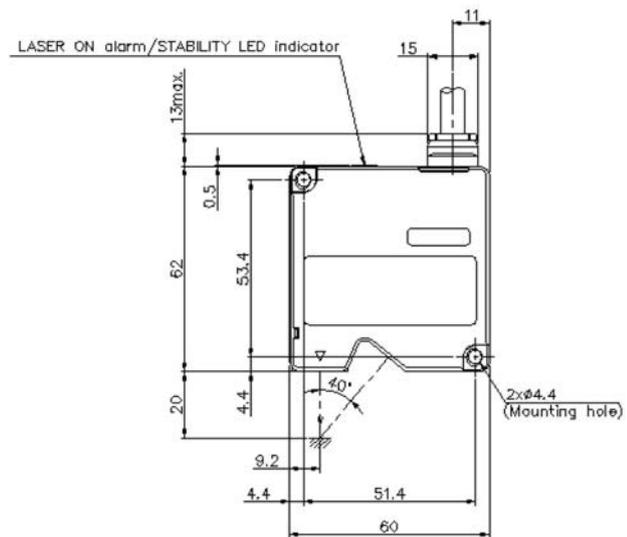
FIGURE A.10 – Boîtier d'acquisition SPARTAN.

## Capteur de déplacement laser

Le capteur laser utilisé présente une plage de mesure très faible, de  $\pm 3$  mm. La mesure est donc précise, avec une précision à 0,001 mm près. Les données de mesure ont été récoltées avec un boîtier externe, développé par la même entreprise que ce capteur. Ce capteur a été fabriqué en aluminium. Il utilise un appareil laser de classe 2, avec une longueur d'onde de 655 nm et une émission de 0,95 mW (figure A.11).



(a)



(b)

FIGURE A.11 – Capteur de déplacement laser (a) et schéma détaillé (b).

## **B**

# **Méthode d'homogénéisation avec le logiciel d'ingénierie avancé nTop**

La méthode d'homogénéisation numérique, proposée au chapitre 3, s'est basée sur les résultats issus de simulations numériques par EF avec le logiciel de calcul Abaqus® Standard. Cette homogénéisation numérique a concerné la prédiction d'un comportement effectif d'une structure *lattice* de type BCC. Les dimensions retenues de la cellule unitaire s'inscrivent dans une maille élémentaire cubique. Ainsi, le comportement de cette structure est au minimum orthotrope, c'est-à-dire qu'elle présente des propriétés mécaniques différentes et indépendantes selon trois directions perpendiculaires les unes aux autres. Comme expliqué dans le chapitre 3, la structure BCC présente un comportement quasi-isotrope pour des densités relatives élevées, soit un coefficient de Zener proche de 1.

## Logiciel nTop® : module d'homogénéisation

Le *design* final de la barre prothétique composée de cette structure *lattice* BCC a été réalisé avec le logiciel d'ingénierie avancée nTop®. Ce logiciel offre la possibilité de concevoir n'importe quelle géométrie, quelle que soit sa complexité. Il est notamment orienté pour l'utilisation de structures architecturées et leur intégration au sein de géométries diverses. Il permet également la préparation de pièces en vue d'une fabrication par des procédés de FA. D'autres modules sont également existants, tels que l'optimisation des performances de pièces, mais également un solveur EF. Toutes ces fonctionnalités sont spécifiques à l'intégration de structures *lattices*, ne permettant pas un remplacement des solveurs EF tels que Abaqus pour des calculs complexes, comportant des conditions de contacts ou des non-linéarités. Un module appelé « homogénéisation » est également disponible. Il a donc été testé et les résultats ont été comparés à ceux déterminés avec la méthode présentée au chapitre 3.

Si l'on considère le matériau (structure *lattice*) comme étant isotrope, alors la loi de comportement sous forme matricielle s'écrit :

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varphi_{23} \\ \varphi_{13} \\ \varphi_{12} \end{pmatrix} \quad (\text{B.1})$$

avec  $\varphi_{23} = 2\varepsilon_{23}$ ,  $\varphi_{13} = 2\varepsilon_{13}$  et  $\varphi_{12} = 2\varepsilon_{12}$  qui représentent les distorsions angulaires afin d'obtenir une matrice du tenseur des rigidités symétrique. Les coefficients élastiques  $\lambda$  et  $\mu$  sont appelés coefficients de Lamé, et permettent dans le cas isotrope de relier les deux grandeurs élastiques  $E$  (module de Young) et  $\nu$  (coefficient de Poisson), par les relations :

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (\text{B.2})$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (\text{B.3})$$

Finalement, les deux coefficients élastiques indépendants ( $E$  et  $\nu$ ) peuvent s'écrire :

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu} \quad (\text{B.4})$$

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \quad (\text{B.5})$$

Le module d'homogénéisation disponible avec le logiciel nTop<sup>®</sup> permet d'obtenir les coefficients de la matrice de rigidité. Le module fonctionne en appliquant un chargement unitaire à la cellule, suivant 6 sollicitations en traction (X,Y,Z) et en cisaillement (XY, XZ, YZ) et selon des conditions aux limites périodiques (figure B.1). Il est évident que ce type de CL est particulièrement bien adapté pour des structures *lattices* de grande taille présentant un réseau périodique dans les trois directions orthogonales. Ainsi, cela permet d'établir la rigidité effective d'une structure *lattice* à partir des données sur la cellule unitaire. Le module d'homogénéisation fournit les 21 composantes  $C_{ij}$  de la matrice de rigidité anisotrope.

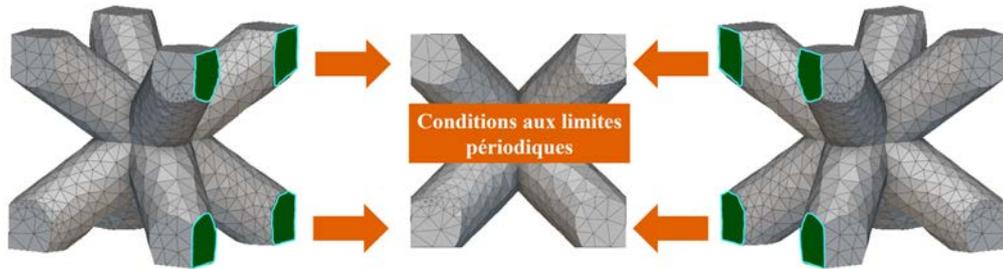


FIGURE B.1 – Conditions aux limites périodiques appliquées par le module d'homogénéisation du logiciel nTop<sup>®</sup> pour la cellule unitaire BCC.

## Étude préliminaire du module d'homogénéisation : cas d'une poutre en flexion

Avant de considérer l'utilisation de ce module d'homogénéisation pour la structure *lattice* BCC retenue dans le cadre de ces travaux de thèse (cf. chapitre 2), une étude

préliminaire a été conduite. Cette étude permet de s'assurer d'une certaine fiabilité de ce module, en comparant les résultats numériques par EF entre un modèle homogénéisé (macro) et un modèle complet avec la structure *lattice* (micro). Les propriétés matériaux du modèle macro sont relatives aux propriétés élastiques effectives de la structure *lattice* obtenues par le biais du module d'homogénéisation. Les CL sont représentées sur la figure B.2 et sont identiques pour le modèle micro. Il s'agit d'un essai de poutre en flexion, soumise à une force de 500 N.

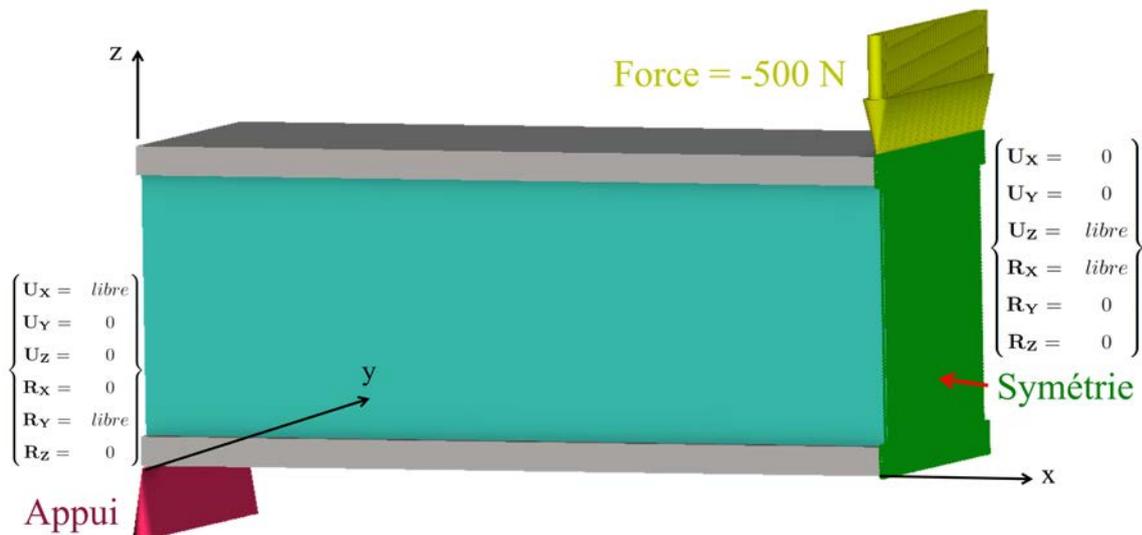


FIGURE B.2 – Conditions aux limites du modèle préliminaire d'une poutre en flexion (modèle homogénéisé).

Concernant le maillage, le modèle macro comporte 562 930 éléments tétraédriques à interpolation quadratique contre 1 106 786 éléments pour le modèle micro (figure B.3). Le modèle micro se compose d'une répétition de 4 cellules unitaires pour la largeur et la hauteur.

Les contraintes équivalentes de von Mises ont été comparées, entre le modèle macro (homogénéisé) et le modèle micro (*lattice*), et les valeurs maximales ont été relevées. Ces résultats sont présentés dans la figure B.4.

En résumé, des résultats plutôt similaires entre le modèle complet (*lattice*) et le modèle homogène équivalent ont été obtenus. Le temps de simulation pour le modèle complet a été plus important que pour le modèle homogène équivalent, en raison d'un nombre d'éléments quasiment multiplié par deux par rapport au modèle homogène équivalent. L'analyse homogénéisée avec le modèle homogène équivalent présente un inconvénient puisqu'elle ne rend pas compte des localisations de contraintes au sein des différentes poutres composant la structure *lattice*, ce qui pourrait être nécessaire pour l'évaluation de la résistance et de fatigue de la structure. Une liste non exhaustive des avantages et inconvénients de l'utili-

Avantages	Inconvénients (faiblesses)
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Méthode rapide d'analyse d'une structure <i>lattice</i></li> <li>• Fonctionne pour tout type de structure <i>lattice</i></li> <li>• Fonctionne pour des structures <i>lattices</i> de grande taille et de densité relative élevée</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Méthode moins précise qu'une simulation avec la structure réelle (poutres)</li> <li>• Pas de prise en compte des effets de bord</li> <li>• Aucune concentration de contrainte visible</li> <li>• L'épaisseur des différentes poutres doit être uniforme</li> </ul>

TABLEAU B.1 – Avantages et inconvénients du module d'homogénéisation proposée par le logiciel nTop®.

sation de cette méthode d'homogénéisation numérique est proposée dans le tableau B.1. Finalement, il semble cohérent d'utiliser les résultats de ce module d'homogénéisation afin de comparer ceux obtenus au chapitre 3 avec le logiciel par EF Abaqus® Standard.

## Étude de la cellule unitaire BCC : homogénéisation

La géométrie de la cellule unitaire BCC utilisée pour ce module a été importée du logiciel Abaqus®, où elle a été conçue initialement. Le matériau constitutif de cette cellule possède les mêmes propriétés élastiques que pour la simulation par EF Abaqus (alliage de titane TA6V). Le maillage de cette cellule est sensiblement identique avec des éléments tétraédriques à interpolation linéaire. Il se compose de 399 176 éléments. La simulation avec des CL de type périodique (figure B.1), associée à l'application d'un déplacement (figure B.6a), a permis d'obtenir un résultat du comportement homogène équivalent de

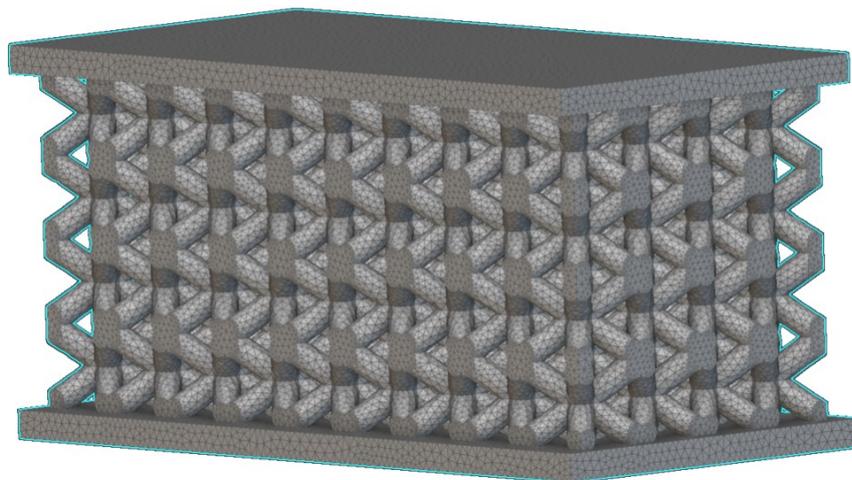


FIGURE B.3 – Modèle micro complet (avec structure lattice de type BCC).

la structure *lattice*. La figure B.5 est une représentation des iso-surfaces du module de Young effectif pour différentes structures *lattices*, qui reflète l'anisotropie de la structure et la présence de directions faible ou forte en terme de rigidité. Les isocouleurs (du rouge au bleu) correspondent respectivement aux valeurs maximales et minimales de rigidité. La direction présentant la rigidité la plus élevée correspond généralement aux dispositions des différentes poutres [218].

La configuration de la structure BCC au sein d'une maille élémentaire cubique permet d'aboutir à un comportement quasi-isotrope (surface élastique cubique d'après la figure B.6b). Sa résistance aux sollicitations est assez uniforme, puisqu'elle présente une uniformité des contraintes le long des différentes poutres lors de la déformation. Les détails concernant la représentation des surfaces du module de Young effectif sont proposés dans les travaux de Böhlke et al. [220] ainsi que Nordmann et al. [221].



FIGURE B.4 – Comparaison des contraintes équivalentes de von Mises [MPa] entre le modèle homogénéisé et le modèle complet avec la structure *lattice*.

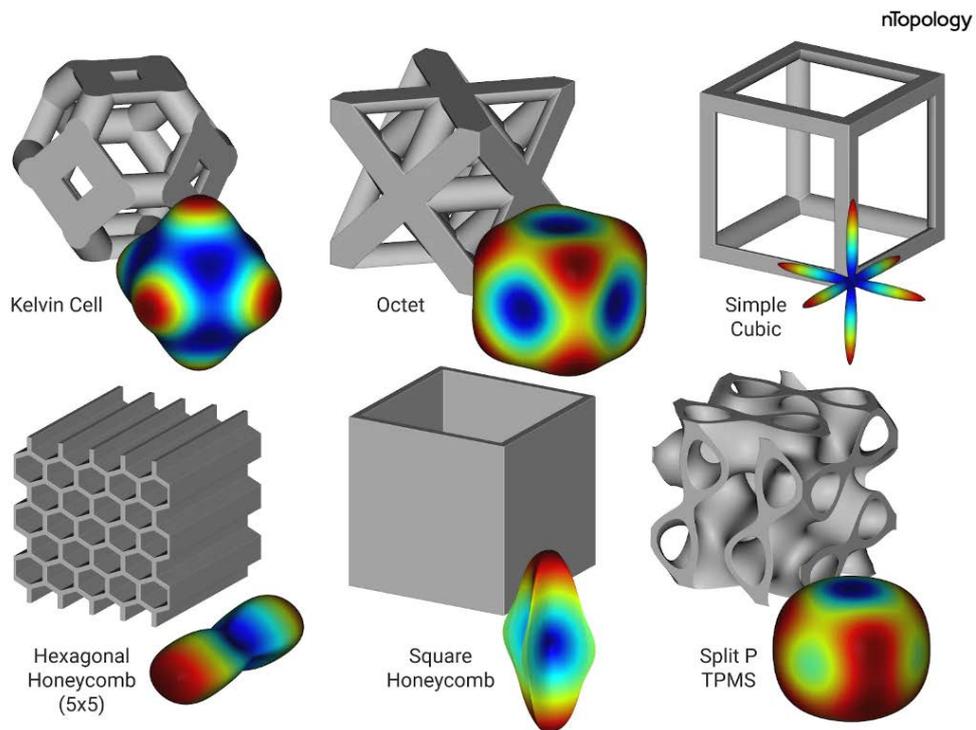


FIGURE B.5 – Visualisation des surfaces du module de Young effectif pour plusieurs structures lattices, d'après le logiciel nTop [219].

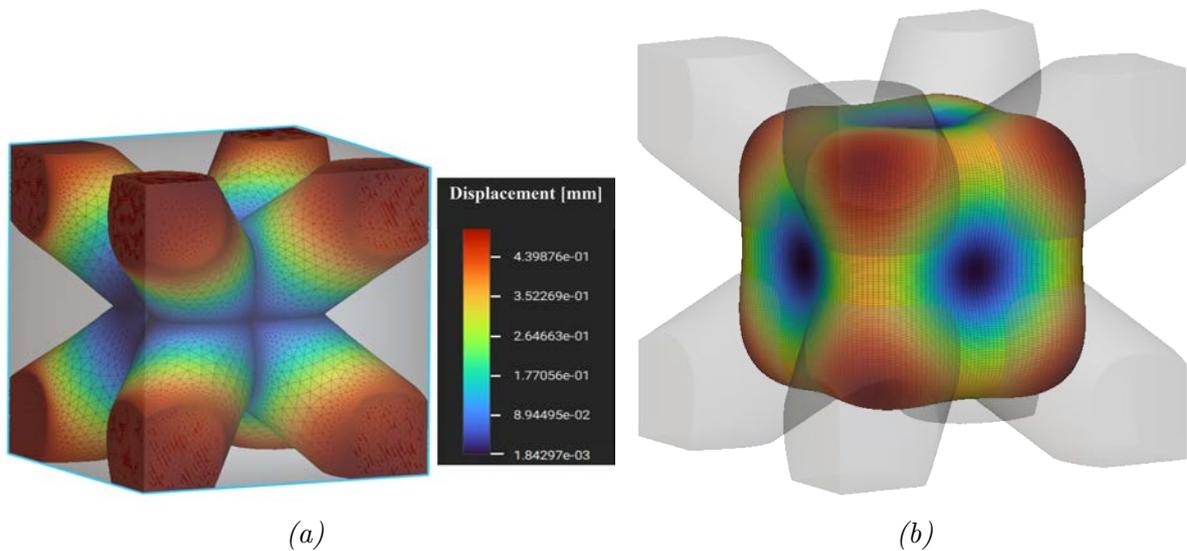


FIGURE B.6 – Modèle de la cellule unitaire BCC représentant le champ de déplacement (a) et résultat du module d'homogénéisation avec une visualisation du module de Young selon différentes directions (b).

La matrice tenseur de rigidité  $[C]$  obtenue avec le module d'homogénéisation est la suivante :

$$[C] = \begin{bmatrix} 31.49 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 15.46 & 31.52 & \ddots & & & \vdots \\ 15.45 & 15.45 & 31.48 & \ddots & & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 13.87 & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 13.87 & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 13.88 \end{bmatrix} \quad (\text{B.6})$$

Finalement, en utilisant les équations B.4 et B.5, et par identification des coefficients (en supposant un comportement purement isotrope), on obtient :

$$E_{eff}=21,3 \text{ GPa et } \nu_{eff}=0,33.$$

Les résultats sont cohérents avec ceux déterminés au chapitre 3. Une étude plus poussée, avec différents paramètres et d'autres structures, est évidemment nécessaire afin de valider pleinement la fiabilité de ce module d'homogénéisation disponible avec le logiciel nTop®. Il est également possible de calculer le coefficient de Zener, permettant de quantifier l'anisotropie. Pour rappel, il est déterminé avec la formule suivante :

$$Z = \frac{2C_{44}}{(C_{11} - C_{22})} \quad (\text{B.7})$$

Par identification des coefficients du tenseur de rigidité, on obtient :

$$Z=1,73.$$

Ce résultat est finalement assez proche du coefficient de Zener représentatif d'une structure isotrope, où  $Z=1$ .

# C

## **Fiabilité des résultats d'analyse par EF issus du logiciel nTop**

Au préalable de l'utilisation du logiciel nTop<sup>®</sup> pour les simulations par EF sur la barre prothétique optimisée, une étude de fiabilité est nécessaire. Cette dernière consiste en l'analyse du comportement mécanique de la cellule unitaire BCC en comparant les résultats fiables issus d'Abaqus<sup>®</sup> et ceux de nTop<sup>®</sup>. La cellule unitaire BCC conçue au sein du logiciel Abaqus<sup>®</sup> a été exportée vers nTop<sup>®</sup> afin de garantir une géométrie identique. Le maillage final de la cellule, pour chaque logiciel, se veut être le plus similaire, avec l'utilisation d'éléments tétraédriques à interpolation linéaire. Cette simple étude s'est uniquement focalisée sur un type de CL, qui est l'encastrement. Un déplacement de 0,3 mm a été appliqué sur la face supérieure de la cellule unitaire, en laissant uniquement ce degré de liberté actif. La face inférieure a, quant à elle, été bloquée dans les trois directions et trois rotations de l'espace. Les résultats des simulations concernent uniquement le champ de déplacement et de contrainte équivalente de von Mises (figure C.1 et figure C.2).

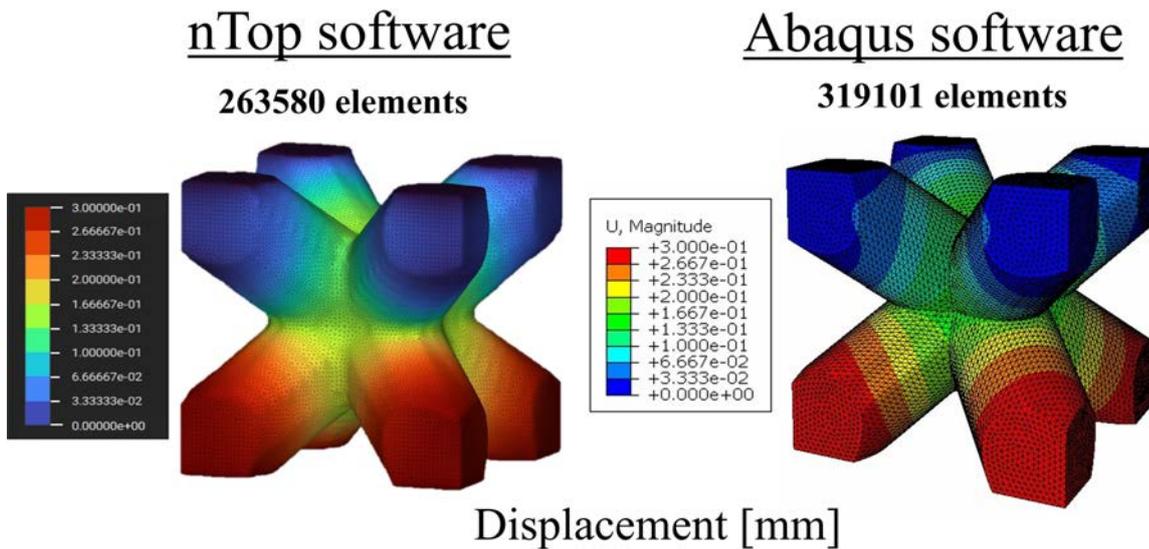


FIGURE C.1 – Comparaison du champ de déplacement [mm] de la cellule unitaire BCC non déformée entre le logiciel Abaqus<sup>®</sup> et nTop<sup>®</sup>.

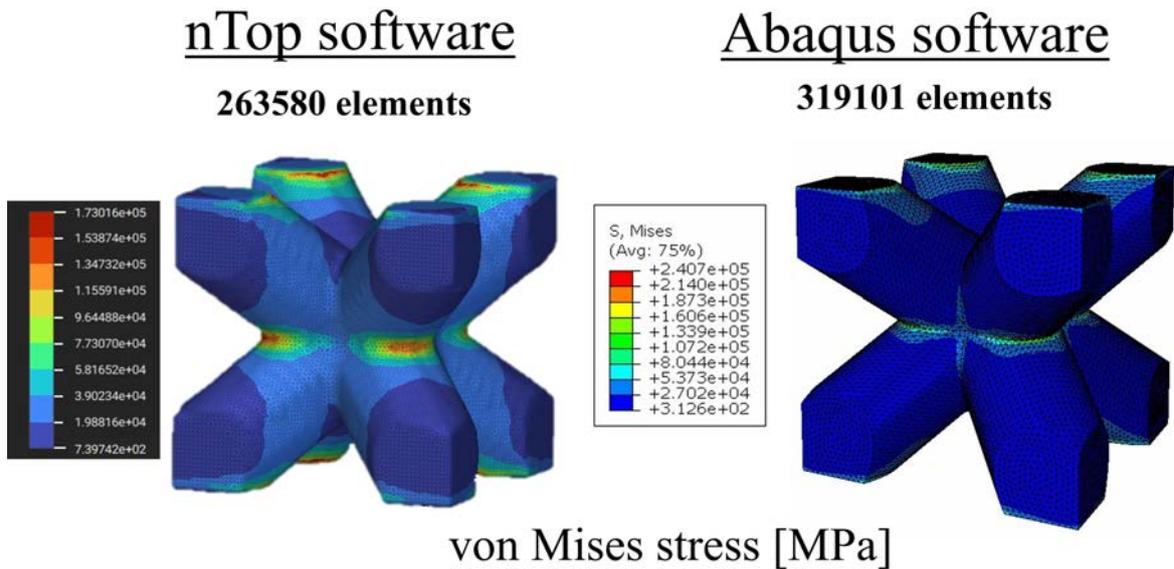


FIGURE C.2 – Comparaison de l'état de contrainte équivalent de von Mises [MPa] de la cellule unitaire BCC non déformée entre le logiciel Abaqus<sup>®</sup> et nTop<sup>®</sup>.

Finalement, on observe sur ces figures une assez bonne cohérence entre les résultats des simulations numériques par EF des logiciels Abaqus<sup>®</sup> et nTop<sup>®</sup>. Les iso-valeurs pour le champ de déplacement semblent être plutôt proches. Quant aux valeurs des contraintes, une légère différence (de 28 %) est tout de même observable. Malgré tout, ces résultats justifient l'utilisation du logiciel nTop<sup>®</sup> pour l'exploitation de résultats acceptables de la barre prothétique *lattice* hétérogène. Il est évident que la simulation test réalisée ne possède pas de complexité particulière. L'intégration de non-linéarités, telles que des contacts, pourrait permettre d'approfondir la fiabilité des résultats par EF du logiciel nTop<sup>®</sup>. Cependant, le logiciel Abaqus<sup>®</sup> est considéré comme plus fiable et généralement plus robuste pour des analyses non linéaires complexes, des simulations de matériaux avancés et des interactions multiphysiques.

# Résumé

Le concept All-on-Four<sup>®</sup>, mis en avant à la fin du XX<sup>e</sup> siècle, est une possibilité de restauration pour les patients totalement édentés, à l'aide d'une prothèse implanto-portée sur seulement quatre implants. Cette méthode permet d'éviter certaines zones anatomiques et de réduire ainsi les interventions chirurgicales complexes et les coûts associés aux greffes osseuses, pour des reconstructions mandibulaires. Le traitement conventionnel utilise une barre prothétique en titane monolithique, dont la rigidité élevée entrave la cinématique naturelle de la mandibule et peut conduire à diverses complications implantaire. Plusieurs cas de défaillances précoces sont relevés dans la littérature tels que le descellement d'implants, des fractures de la cosmétique en résine (fausse gencive et fausses dents) ou des composants de la prothèse (éléments de fixation, vis, piliers). Des ruptures de la barre prothétique métallique sont également constatées. Enfin, des complications biologiques peuvent également survenir à l'interface os-implant, comme des péri-implantites. Pour prévenir ces complications, ce travail propose une amélioration du concept prothétique, au niveau mandibulaire, allant dans le sens d'un meilleur biomimétisme. L'idée est de réduire la rigidité de la barre prothétique en introduisant des porosités dans le matériau, à l'aide d'une structure *lattice* de type BCC. L'apport de la fabrication additive métallique (SLM) est considéré afin de concevoir ce type de structure architecturée. Pour analyser la solution alternative proposée dans ces travaux, un modèle numérique par éléments finis a été développé afin de représenter au mieux les conditions physiologiques de trois phases masticatoires. Une étude comparative est réalisée entre la solution alternative et la solution conventionnelle avec comme référence la mandibule sans prothèse. Une étude de la tenue en service de la solution prothétique envisagée est également proposée. Les résultats montrent que la solution alternative permet de mieux préserver les mouvements naturels de la mandibule et améliorer ainsi la durabilité et la fonctionnalité de la prothèse en intégrant une approche biomimétique. Enfin, cette solution s'inscrit dans une démarche de traitement centré sur le patient et pourrait permettre de proposer une prothèse entièrement personnalisée, depuis le cabinet dentaire jusqu'au centre d'usinage.

**Mots-clés:** prothèse dentaire, biomécanique, structure *lattice*, fabrication additive, modélisation par éléments finis, cinématique mandibulaire

# Abstract

The All-on-Four<sup>®</sup> concept, introduced at the end of the 20th century, is a restorative solution for totally edentulous patients using an implant-supported prosthesis with only four implants. This method permits avoiding specific anatomical areas, thereby minimizing the need for complex surgery and the costs associated with bone grafting for mandibular treatment. Conventional treatment uses a monolithic titanium prosthetic framework, whose high stiffness limits the natural kinematics of the mandible and can lead to various implant complications. Several cases of early failure have been reported in the literature, including loosening of implants, fracture of resin cosmetics (false gingiva and false teeth) or prosthetic components (fixation elements, screws, abutments). Some fractures of the metal prosthetic framework have also been observed. Furthermore, biological complications can occur at the bone-implant interface, such as peri-implantitis. To prevent these complications, this PhD proposal will focus on improving the prosthetic concept at mandibular level, in the direction of a better biomimicry. The goal is to reduce the stiffness of the prosthetic framework by introducing porosities into the material, using a BCC-type lattice structure. The contribution of metal additive manufacturing (SLM) is considered in order to manufacture this type of lattice structure. To examine the alternative solution proposed in this work, a finite element numerical model was developed to simulate as closely as possible the physiological conditions of three masticatory phases. A comparative study was carried out between the alternative solution and the conventional solution, using the mandible without prosthesis as a reference. A study of the in-service strength of the alternative prosthetic solution is also proposed. The results show that the alternative solution provides a more effective solution for preserving the natural movements of the mandible, thus improving the durability and functionality of the prosthesis by assuming a biomimetic approach. Finally, this solution is part of a patient-centered treatment approach and could offer a fully customized prosthesis, from the dentist's office to the machining center.

**Keywords:** dental prosthesis, biomechanics, lattice structure, additive manufacturing, finite element analysis, mandible kinematics