

UNIVERSITE TOULOUSE III - PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2021

Thèse N° 2021 TOU3 3086

THÈSE

Pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Quentin GROS

Le jeudi 9 décembre 2021

CONCEPTION D'UN BLOC DE CFAO DE SUBSTITUT OSSEUX : PREMIERS ESSAIS EN LABORATOIRE

Directeur de thèse : Docteur Thibault CANCEILL

JURY

Président :	Professeur Sarah COUSTY
1 ^{er} assesseur :	Docteur Karim NASR
2 ^{ème} assesseur :	Docteur Thibault CANCEILL
3 ^{ème} assesseur :	Docteur Julien DELRIEU



Faculté de Chirurgie Dentaire

DIRECTION

DOYEN

M. Philippe POMAR

ASSESSEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONOT

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

DIRECTRICE ADMINISTRATIVE

Mme Muriel VERDAGUER

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

M. Jean LAGARRIGUE +

M. Jean-Philippe LODTER +

M. Gérard PALOUDIER

M. Michel SIXOU

M. Henri SOULET

CHARGÉS DE MISSION

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)

M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)

M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)

M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)

M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY

Assistants : Mme Marion GUY-VERGER, Mme Alice BROUTIN (associée)

Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH, M. Mathieu TESTE,

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, M. Maxime ROTENBERG

Assistants : Mme Isabelle ARAGON, Mme Anaïs DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET Catherine)

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES

Assistante : Mme Géromine FOURNIER

Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, M. Fabien BERLIOZ

M. Jean-Philippe GATIGNOL, Mme Carole KANJ

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Philippe KEMOUN)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL

Assistants : Mme. Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN

Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE ,

Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT,

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : Mme Léonore COSTA-MENDES, M. Clément CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDY, M. Jérôme SALEFRANQUE,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : M. Philippe KEMOUN
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Assistants : Mme Inessa TIMOFEEVA, M. Matthieu MINTY, Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI, M. Maxime LUIS
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Olivier DENY

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Franck DIEMER)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : M. Jérôme FISSE, M. Sylvain GALLAC, Mme Sophie BARRERE, Mme. Manon SAUCOURT
M. Ludovic PELLETIER, M. Nicolas ALAUX
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT, M. Antoine GALIBOURG,
Assistants : M. Antonin HENNEQUIN, M. Bertrand CHAMPION, Mme Margaux BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER,
M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND
M. Thierry DENIS, M. Thibault YAGUE

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONIOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT, M. Thibault CANCEILL
Assistants : M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES, Mme. Julie FRANKEL
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, Mme Josiane BOUSQUET, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 01 novembre 2021

Remerciements

À ma chérie, *Mélanie Ferreira*, pour ton courage et ta force qui m'ont guidé et accompagné du premier jour à aujourd'hui. Merci pour ta patience, ton enthousiasme et ta joie de vivre. Tu as su m'épauler et m'accompagner quand j'en avais besoin. Je t'en serai toujours reconnaissant. Je t'aime.

À mes parents, *Corinne Amilhat et Gilles Gros*, pour votre amour, vos conseils, et le soutien que vous m'apportez et qui m'a mené jusqu'ici. Merci pour l'éducation que vous m'avez donnée, ainsi que les valeurs que vous m'avez transmises. Vous avez su me donner la force et le courage nécessaires pour aller loin, et je vous en remercie. Une pensée particulière à *Valérie et Jean-Paul*, pour leur présence et leur soutien.

À mon frère, *Jérémy Gros*, qui, malgré les kilomètres, reste bien présent dans mon cœur. Je profite de l'occasion pour te féliciter pour le parcours que tu as réalisé. Ce n'est pas donné à tout le monde et ça me rend très admiratif. Je te souhaite plein de bonheur avec *Sarah*, vous le méritez.

À mes grand-parents, *Danielle et Georges Amilhat*, merci pour votre amour, votre bienveillance et le sourire que vous nous offrez quand on est ensemble. Vous avez participé à notre épanouissement et notre éducation. Vous avez été de véritables moteurs en ce qui concerne la réussite scolaire, et je vous en remercie.

À mes grand-parents, *Barbara et Hervé Gros*, qui nous accueillent dans la joie et la bonne humeur pour des repas souvent agités mais toujours mémorables ! Merci pour votre soutien et l'intérêt que vous m'avez porté tout au long de mes études.

À ma belle-famille, les *Ferreira, Mary et Longo*, pour votre hospitalité et le chaleureux accueil que vous m'avez réservé, qui témoigne de la sympathie, la bienveillance et la générosité qui vous animent. Merci pour tout.

À mes amis, *Rémy, Franck, Sam, Jeanne, Dada, Loïc et Béranger*, ces compagnons de route et de galère, qui ont su rendre le voyage plus confortable. À la camaraderie, à nos inoubliables moments de jour comme de nuit, à la tome, la gentiane et au cubi. Merci à *Matthieu, Thomas, Pauline, Sarah, Camille, Charles, Nicolas, Martin et Sylvain*, pour ces instants mémorables passés et à venir. À *Marine*, arrivée dans nos vies comme la cerise (à la liqueur) sur le gâteau. Merci à *Tatiana, Olivia et Jean-Baptiste*, pour votre bienveillance et la sympathie que vous me portez. Une pensée émue pour mes amis d'enfance et de plus tard, *Elodie, Mickaël, Anaïs, Yohann, Eléonore, Maxime, David*, ainsi que pour mes oncles, et mes cousines *Chani et Sarah*. À *Julien Gleize*, pour ses nombreux enseignements.

À la meilleure des binômes, *Maite Fraysse*, qui réunit tant de qualités que je ne saurais toutes les décrire : à l'écoute, compétente et patiente, elle brille par son intellect, son humour, sa finesse et ses retards... Ce fut un réel plaisir que de travailler à tes côtés cette dernière année ! Même si notre association fût courte, elle n'en a pas été pour autant moins riche et intense. Puis toi, *Lionel*, à tes frasques que je n'oublierai pas, et ces sueurs et fous rires que tu m'as procuré. J'adore les sensations fortes, je n'en demandais pas tant ! Merci.

Au Dr Géromine Fournier, ainsi qu'à Mr Willfrid Arnaudet (prothésiste dentaire) et son équipe, pour leur aide fondamentale à la réalisation de cette étude. Aux Drs Carole Azria, Marie-Pierre Zago et David Gargir, ainsi qu'au Dr Sylvain Soumeillan pour leur confiance et leur soutien.

Cette thèse est dédiée à mon arrière-grand-mère, Juliette Amilhat.

À MON PRESIDENT DE THESE

Madame le Professeur Sarah COUSTY

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier d’Odontologie

Diplôme d’Études Supérieures de Chirurgie Buccale (D.E.S.C.B.)

Docteur en Chirurgie Dentaire de l’Université Paul Sabatier

Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.)

Ancienne Interne des Hôpitaux de Toulouse

Lauréate de l’Université Paul Sabatier

Spécialiste qualifiée en Chirurgie Orale

Je vous remercie pour l’honneur que vous m’avez fait d’accepter de présider ce jury. Votre enseignement ainsi que l’accompagnement que vous nous avez offert au cours de ces années furent d’une grande qualité et d’une grande bienveillance, preuve de l’intérêt que vous portez à votre travail. Veuillez trouver ici le témoignage de tout mon respect.

À MON JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Karim NASR

Maître de Conférence des Universités – Patricien Hospitalier d’Odontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire de l’Université Paul Sabatier

Lauréat de l’Université Paul Sabatier

Master 1 Mention Biotechnologie – Biostatistiques

Master 2 Recherches en Sciences des Matériaux

C.E.S. de Technologies des Matériaux employés en Art Dentaire

C.E.S. de Prothèse Dentaire (Option Prothèse Scellée)

Responsable du domaine d’enseignement Imagerie et Numérique

Responsable de l’Attestation d’Études Universitaires d’Imagerie Maxillo-Faciale (CBCT)

Responsable du Diplôme Universitaire de CFAO en Odontologie

Chargé de mission à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse

J’apprécie l’honneur que vous nous faites en acceptant de faire partie des membres de ce jury de thèse. Permettez-moi d’exprimer mes sincères remerciement et mon plus grand respect, et de faire remarquer la qualité de vos enseignements, dans l’esthétique de vos diaporamas, vos talents de pédagogue et vos qualités d’orateur.

À MON DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Thibault CANCEILL

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier d’Odontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire de l’Université Paul Sabatier

Docteur en Sciences des Matériaux

Master 1 de Santé Publique

Master 2 de Physiopathologie

C.E.S. Biomatériaux en Odontologie

D.U. de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur en Odontologie (CFAO)

D.U. de Recherche Clinique en Odontologie

Attestation de Formation aux Gestes et Soins d’Urgence Niveau 2

Je vous suis très reconnaissant pour l’encadrement et l’accompagnement que vous nous avez donné. Merci pour la qualité de vos enseignements et de vos conseils. Vous avez montré tant de sympathie et de bienveillance à mon égard tout au long de ces années, que je ne saurais assez vous remercier. Plus qu’un mentor, vous êtes devenu un vrai ami, et c’est avec une profonde gratitude que je vous remercie de m’avoir fait l’honneur de diriger ce travail. Pour votre implication et votre patience, soyez assuré de mon plus grand respect et de ma sincère reconnaissance.

À MON JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Julien DELRIEU

Assistant Hospitalo-Universitaire d'Odontologie – Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse

Docteur en Chirurgie Dentaire de l'Université Paul Sabatier

C.E.S de Prothèse Fixée

Master 1 de Santé Publique

Master 2 d'Anthropobiologie Intégrative

J'apprécie le fait de vous compter parmi nous et vous remercie pour l'honneur que vous nous faites d'être présent en tant que membre de ce jury de thèse. Merci pour tous vos conseils, votre sympathie et l'application OdonToulouse. Soyez assuré de ma sincère gratitude et de mon profond respect.

Table des matières

Introduction.....	10
1 Les thérapeutiques de reconstruction du volume osseux	13
1.1 Analyse et diagnostic préalables aux thérapeutiques de reconstruction	13
1.1.1 L'examen radiologique	13
1.1.1.1 La radiographie rétro-alvéolaire	13
1.1.1.2 La radiographie panoramique (orthopantomogramme)	14
1.1.1.3 La tomographie volumique à faisceau conique (cone beam computed tomography, ou CBCT).....	14
1.1.2 Evaluation quantitative de la perte osseuse	14
1.1.3 Classification des crêtes édentées	15
1.2 Les matériaux de comblement osseux	16
1.2.1 Principes physiologiques intervenant dans la reconstruction osseuse	16
1.2.1.1 Propriétés des biomatériaux de reconstruction osseuse	16
1.2.1.1.1 L'ostéogénèse	16
1.2.1.1.2 L'ostéoconduction	17
1.2.1.1.3 L'ostéoinduction	17
1.2.1.2 Ostéointégration des greffons.....	17
1.2.2 Greffons et substituts osseux.....	18
1.2.2.1 L'os autogène	18
1.2.2.2 Les substituts osseux	18
1.2.2.2.1 Les substituts osseux allogéniques.....	19
1.2.2.2.1.1 Traitement de l'os allogénique.....	19
1.2.2.2.1.2 Les variétés d'os allogénique	20
1.2.2.2.1.2.1 L'os lyophilisé déminéralisé et non déminéralisé	20
1.2.2.2.1.2.2 L'os délipidé-déprotéinisé	20
1.2.2.2.1.3 Conditionnement de l'os allogénique	20
1.2.2.2.1.3.1 Blocs d'os spongieux, cortical, cortico-spongieux.....	20
1.2.2.2.1.3.2 Particules d'os spongieux et cortico-spongieux.....	21
1.2.2.2.1.3.3 Matériaux malléables et injectables	21
1.2.2.2.1.4 Les inconvénients de l'os allogénique	21
1.2.2.2.2 Les substituts osseux xénogéniques.....	22
1.2.2.2.3 Les substituts osseux alloplastiques ou synthétiques.....	22
2 La CFAO au profit de la reconstruction osseuse des maxillaires	23

2.1	Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO)	23
2.1.1	CFAO : Les grands principes	23
2.1.1.1	Numérisation	23
2.1.1.2	Conception Assistée par Ordinateur (CAO)	24
2.1.1.3	Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO).....	24
2.1.1.3.1	Système de fabrication par soustraction	24
2.1.1.3.2	Système de fabrication par addition	24
2.1.1.3.3	FAO et substituts osseux	25
2.2	Le « sur-mesure » en chirurgie de reconstruction osseuse	25
2.2.1	Les chirurgies d'apposition osseuse : greffe en onlay.....	27
2.2.2	Bloc osseux fabriqué par CFAO	28
3	Étude expérimentale de l'usinage d'un substitut osseux au cabinet dentaire.....	30
3.1	Introduction.....	30
3.2	Objectif de l'étude.....	31
3.3	Matériels et méthodes	31
3.3.1	Conception et réalisation des blocs osseux	31
3.3.2	Conception et modélisation des substituts osseux.....	32
3.3.3	Fabrication des substituts osseux	36
3.3.4	Analyse des substituts osseux.....	36
3.3.4.1	Numérisation du modèle usiné.....	36
3.3.4.2	Correction du fichier STL du bloc usiné - Meshmixer®	37
3.3.4.3	Comparaison du modèle virtuel 3D et du bloc osseux usiné - CloudCompare®	38
3.4	Résultats de l'étude.....	40
3.5	Inconvénients et défauts du protocole	42
3.5.1	Liés à la CFAO	43
3.5.2	Liés à la numérisation.....	43
3.6	Discussion	43
	Conclusion	46
	Bibliographie.....	48

Introduction

D'après le Groupe pour l'Etude des Substituts Tissulaires et osseux en Orthopédie (GESTO, aujourd'hui Société Française de Recherche en Chirurgie Orthopédique SoFROT), est qualifié de substitut osseux « tout biomatériau d'origine humaine, animale, végétale ou synthétique destiné à l'implantation chez l'homme dans la perspective d'une reconstitution du stock osseux, par le renforcement d'une structure osseuse ou le comblement d'une perte de substance osseuse d'origine traumatique ou orthopédique » [1].

Le tissu osseux, site d'implantation du biomatériau, présente des caractéristiques histologiques complexes. La précipitation des cristaux d'hydroxyapatites est la base de la minéralisation de sa matrice extracellulaire, qui constitue une source essentielle de stockage de calcium et de phosphate, mobilisable par l'organisme pour le maintien de l'équilibre homéostatique [2]. Différenciés par leurs structures et leurs degrés de porosité, deux sortes de tissus osseux se répartissent au sein d'un même os dans des proportions variables selon qu'il soit long, court ou plat. Toute unité osseuse est constituée d'un tissu osseux compact (os cortical) qui délimite son volume, et d'un tissu osseux spongieux (os trabéculaire), situé à l'intérieur de ce volume [3]. L'ensemble étant bordé intérieurement et extérieurement par des couches fibreuses adhérentes : le périoste et l'endoste (Figure 1), qui jouent un rôle important dans la vascularisation, le développement, la croissance et le remodelage osseux [3].

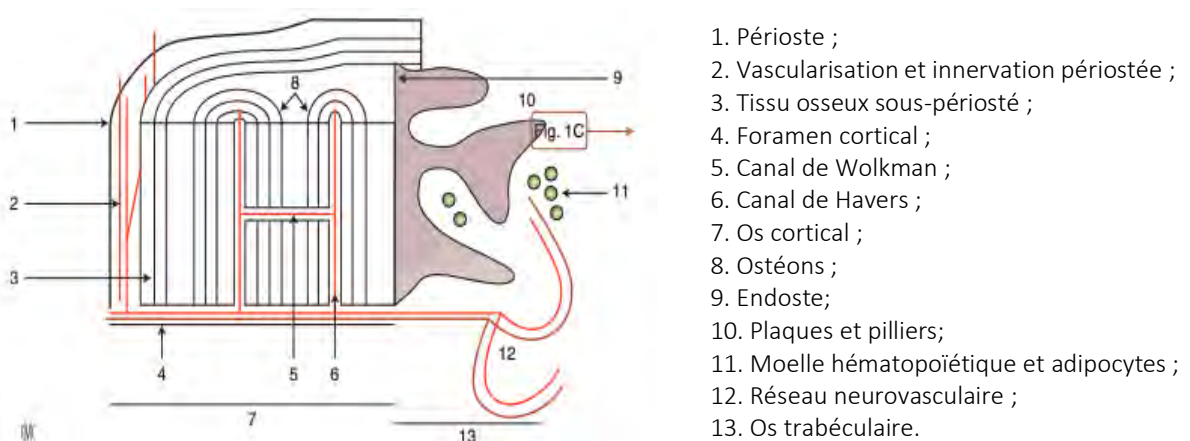


Figure 1 : Organisation de l'os cortical et du secteur trabéculaire [4].

Le remodelage osseux fait intervenir des cellules mésenchymateuses différenciées sous l'influence de facteurs de transcription en cellules matures fonctionnelles et spécialisées : les ostéoblastes et les ostéoclastes [5]. Il a lieu au sein d'unités fonctionnelles où résorption ostéoclastique et apposition ostéoblastique se succèdent pour assurer le maintien de la masse osseuse (Figure 2) [6]. Plus fréquent dans l'os trabéculaire que l'os compact, il se fait de façon cyclique, et chaque séquence a une durée de trois mois environ [6]. Au cours d'une année, l'os trabéculaire est renouvelé de 25%, contre seulement 4% pour l'os cortical [6]. Ce processus de renouvellement tissulaire est soumis non seulement à un contrôle hormonal qui régule le remodelage selon les besoins en calcium de l'organisme, mais aussi à un contrôle mécanique, qui initie le remodelage selon les forces qui s'exercent sur le squelette [7]. Il permet ainsi aux pièces osseuses de conserver leur résistance en s'adaptant aux contraintes mécaniques auxquelles elles sont soumises, de réparer les fractures, et mettre à disposition le calcium stocké pour réguler le métabolisme phosphocalcique [2].

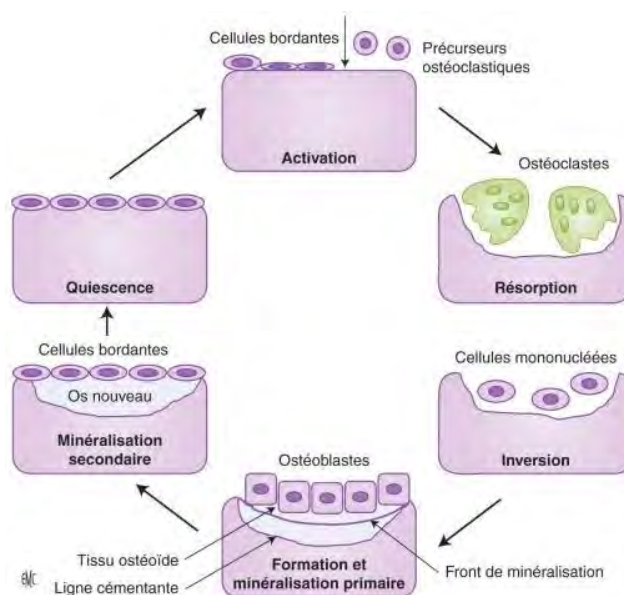


Figure 2 : Schéma des différentes séquences du remodelage osseux [4].

L'os alvéolaire, ou procès alvéolaire, est une extension de l'os basal (maxillaire ou mandibulaire) qui contient et supporte les dents. Il se développe avec la mise en fonction des dents sur l'arcade, et forme avec le ciment, la gencive et le ligament alvéolo-dentaire (ou desmodonte) un réel système d'ancrage dentaire : le parodonte. Comme toute structure osseuse, le modelage de l'os alvéolaire dépend des contraintes auxquelles il est soumis.

La fonction occlusale joue ainsi un rôle essentiel dans sa morphogénèse, et la diminution des stimulations mécaniques qui fait suite à la perte des dents, engendre sa résorption, pouvant mener à sa complète disparition [8,9]. Au-delà de sa résorption physiologique, l'os alvéolaire peut également être détruit en raison d'une infection (parodontale, endo-parodontale...), d'un traumatisme ou des suites d'un acte iatrogène [10–12].

À l'heure du tout numérique, la planification et la réalisation des chirurgies osseuses ou orthopédiques sont facilitées par l'utilisation des systèmes de CFAO. Et bien que le développement de ces systèmes permette à l'opérateur de se défaire de certaines étapes de la chirurgie osseuse, qu'en est-il de la réalisation de greffons osseux pour perte de substance osseuse tridimensionnelle des maxillaires ? Ce workflow numérique est-il réalisable à l'échelle d'un cabinet dentaire ? Tous les biomatériaux de substituts osseux sont-ils compatibles avec ce mode de réalisation ? N'est-il pas préférable de déléguer la conception à des industriels mieux équipés ? Nous développerons dans cette thèse les différentes thérapeutiques de reconstruction de volumes osseux qui existent dans le monde médical et proposeront le développement d'un nouveau procédé de mise en forme des substituts osseux en odontologie.

1 Les thérapeutiques de reconstruction du volume osseux

Le chirurgien-dentiste fait souvent face à des situations dans lesquelles la mise en place de techniques de reconstruction et d'augmentation osseuse est indispensable pour rétablir une morphologie squelettique fonctionnelle, c'est-à-dire compatible avec le projet prothétique envisagé. C'est le cas notamment dans le domaine de la réhabilitation implantaire, où la résorption alvéolaire qui survient à la suite d'avulsions dentaires [13] peut s'avérer être un réel frein à l'élaboration d'une prothèse implanto-portée. L'utilisation de greffons et substituts osseux trouve son intérêt dans la restauration de défauts osseux d'origine traumatique, tumorale ou dégénérative, de plus ou moins grande étendue, allant du comblement alvéolaire à la greffe d'apposition osseuse.

1.1 Analyse et diagnostic préalables aux thérapeutiques de reconstruction

1.1.1 L'examen radiologique

Des examens radiologiques de la zone à réhabiliter, associés à une analyse minutieuse des clichés, sont réalisés avant toute intervention, en complément d'un examen clinique complet. Cette analyse permet au praticien de poser l'indication de la thérapeutique de reconstruction osseuse, mais aussi de déterminer la quantité d'os manquant, la forme de la perte de substance, de visualiser les rapports avec les structures anatomiques voisines à prendre en compte au cours de l'intervention, et d'orienter le choix de la technique chirurgicale la plus adaptée.

1.1.1.1 *La radiographie rétro-alvéolaire*

Avec un agrandissement et une distorsion minime, la radiographie rétro-alvéolaire est un outil fondamental dans la pratique odontologique quotidienne. La taille des films radiographiques oriente cependant, presque exclusivement son utilisation, au domaine de l'odontologie conservatrice et l'étude fine d'un secteur en particulier. L'utilisation en chirurgie orale se limite à des zones de faible étendue et servira essentiellement d'aide au diagnostic avant une avulsion, et d'outil de contrôle post-opératoire et de suivi [15].

1.1.1.2 La radiographie panoramique (orthopantomogramme)

Il s'agit d'un examen, dit, de « débrouillage », qui permet d'apprécier l'ensemble des arcades dentaires et les structures osseuses adjacentes. La radiographie panoramique est une tomographie courbe à coupe épaisse. Les structures situées en dehors de l'épaisseur de cette coupe ne peuvent être étudiées, et les éléments ont tendance à se déformer et perdre en qualité à mesure que l'on s'éloigne du centre de la coupe [16]. Cet examen radiographique en deux dimensions ne permet pas de visualiser l'épaisseur vestibulo-linguale de l'os alvéolaire, ni de mettre en évidence un défaut osseux dans le sens transversal.

Ce manque de précision mènera le praticien à compléter l'examen panoramique par des radiographies rétro-alvéolaires, ou un examen radiographique 3D dans le cas où une exploration dento-maxillaire plus poussée est nécessaire.

1.1.1.3 La tomographie volumique à faisceau conique (cone beam computed tomography, ou CBCT)

Le CBCT est considéré comme la technique d'imagerie de choix pour la visualisation des insuffisances osseuses et la planification de chirurgie osseuse. Associée à des logiciels informatiques de reconstruction d'images, elle fournit au praticien une représentation tridimensionnelle d'une grande fidélité du squelette maxillo-facial, lui permettant de se déplacer dans tous les sens de l'espace et d'analyser chaque coupe avec une précision infra-millimétrique [17,18].

1.1.2 Evaluation quantitative de la perte osseuse

Les outils de diagnostic radiographique permettent la visualisation de l'anatomie de la crête osseuse, et l'utilisation d'un CBCT associé à un logiciel de visualisation 3D est indispensable pour l'étude des défauts osseux dans les trois plans de l'espace. Le praticien peut ainsi connaître la quantité d'os à reconstruire, planifier l'intervention chirurgicale, et décider de la technique thérapeutique à entreprendre.

L'utilisation de guides radiologiques directement dérivés du projet prothétique ou d'outils virtuels simulant le positionnement des futurs implants permettront de mesurer avec précision la quantité d'os à reconstruire.

1.1.3 Classification des crêtes édentées

Afin de définir, de décrire et de faciliter la communication, plusieurs classifications concernant les pertes de substances osseuses et les corrections de volume à apporter ont émergé, permettant d'orienter le choix de la thérapeutique de reconstruction en fonction de la forme et de la quantité de la perte osseuse.

Parmi elles, la classification de CAWOOD et HOWELL (1988) [19] reste encore de nos jours parmi les plus utilisées [20,21]. Basée sur la résorption physiopathologique de l'os après avulsion, elle reste la plus représentative des formes de perte osseuse. Elle dissocie la forme de perte osseuse maxillaire antérieure de la forme de perte osseuse maxillaire postérieure, qui peuvent être regroupées en six classes [22,23] (Figure 3) :

- **Classe I** : arcade dentée.
- **Classe II** : niveau osseux post-extractionnel.
- **Classe III** : crête arrondie, hauteur et largeur suffisantes.
- **Classe IV** : crête en « lame de couteau », hauteur suffisante, largeur insuffisante.
- **Classe V** : crête plate, hauteur et largeur insuffisantes.
- **Classe VI** : crête concave (avec perte de substance de l'os basal).

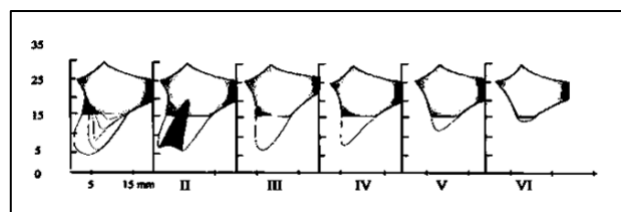


Figure 3.1 : Classification de CAWOOD et HOWELL – secteur antérieur [19].

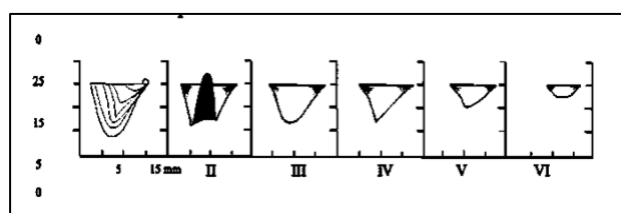


Figure 3.2 : Classification de CAWOOD et HOWELL – secteur postérieur [19].

1.2 Les matériaux de comblement osseux

Une multitude de biomatériaux aux propriétés différentes sont mis à disposition du praticien pour répondre aux besoins de reconstruction osseuse. Bien que l'efficacité des greffons d'os autogène prélevés sur le patient lui-même n'est plus à prouver et reste à ce jour la technique chirurgicale de référence [24], l'arrivée sur le marché de substituts osseux biologiques ou synthétiques a permis d'ouvrir la voie à des chirurgies de reconstruction osseuse de plus en plus complexes [25,26].

1.2.1 Principes physiologiques intervenant dans la reconstruction osseuse

1.2.1.1 *Propriétés des biomatériaux de reconstruction osseuse*

Les biomatériaux utilisés dans les chirurgies de reconstruction osseuse servent de matrice (ou « *scaffold* » en anglais) à l'intérieur desquelles les cellules vont adhérer, proliférer et se différencier. En fonction de leur interaction réelle avec les tissus de l'organisme, ils présentent différentes propriétés [1] :

1.2.1.1.1 L'ostéogénèse

Un matériau est dit ostéogène s'il possède tous les éléments permettant de former un tissu osseux nouveau [27]. De façon imagée, un substitut osseux ostéogène serait susceptible de produire de l'os même en étant déposé sur une table [27]. Cela n'est pas possible avec les matériaux actuels [28]. Un débat anime la réflexion autour du caractère ostéogène du greffon autologue qui possède bien tous les éléments propices à la formation de tissu osseux, toutefois en l'absence d'une revascularisation et d'un apport de nutriments provenant de l'organisme hôte, le greffon se nécrose et ne répond pas à la définition précédemment énoncée. L'ostéogénèse est donc une propriété recherchée pour un biomatériau de comblement qui pourrait contenir dans sa trame des cellules au potentiel ostéogénique (notamment des cellules stromales mésenchymateuses), capables de former, in situ, du tissu osseux [29]. Le cadre réglementaire Français lié à l'utilisation de cellules stromales mésenchymateuses dans le cadre du traitement de pathologies non morbides reste malgré tout très restrictif.

1.2.1.1.2 L'ostéoconduction

Un biomatériau est ostéoconducteur quand il permet l'adhésion et la colonisation de cellules osseuses à sa surface, et favorise le développement angiogénique par la porosité de sa structure, variant de plusieurs nanomètres à plusieurs centaines de microns [27]. Il joue un rôle de charpente dans le développement osseux et pourra être entièrement remplacé, ou non, au cours du processus de remodelage physiologique de l'os [30]. Tout substitut osseux biocompatible est ainsi au moins ostéoconducteur [27].

1.2.1.1.3 L'ostéoinduction

L'ostéoinduction est la capacité d'un biomatériau à induire la différenciation osseuse des cellules stromales environnantes vers les lignées osseuses par libération de facteurs de croissance ou d'espèces ioniques particulières inclus dans sa matrice [30]. Le recours à des facteurs de croissance est, comme pour les cellules stromales mésenchymateuses, soumis à un cadre réglementaire très strict.

1.2.1.2 Ostéointégration des greffons

Dans le cas d'une greffe osseuse, la vascularisation provient de l'os résiduel en contact avec le greffon et progresse en direction de ce dernier pour investir l'ensemble de sa structure. Le greffon doit alors être suffisamment poreux pour maximiser l'interface sang/os et permettre la colonisation des cellules sur les parois minérales du biomatériau [31].

La perméabilité, ou la granulométrie dans le cas de substituts osseux conditionnés sous forme de poudre, sont des facteurs importants à prendre en compte dans le choix du greffon. Plus la vascularisation de la greffe est grande, plus le greffon sera intégré facilement dans le cycle de renouvellement du tissu osseux [32]. Un greffon d'os spongieux sera plus rapidement colonisé et intégré qu'un greffon d'os cortical, dont la porosité est amoindrie par l'absence de trabécules osseuses (espaces où la vascularisation est la plus grande). De la même façon, un substitut osseux sous forme de poudre offre une surface totale de colonisation cellulaire plus élevée. Pour autant, cela ne garantit pas forcément une capacité de régénération plus importante

qu'un bloc osseux car d'autres paramètres notamment mécaniques entrent en jeu dans l'intégration du greffon et la réussite du traitement [33]. Au cours de son intégration et selon le type du biomatériau utilisé, les cellules arrivées sur le site prolifèrent, se différencient éventuellement et peuvent faire subir au greffon des phénomènes de remodelage osseux physiologique, pouvant aboutir à son remplacement total ou partiel, par de l'os néoformé [30].

1.2.2 Greffons et substituts osseux

Il existe une multitude de substituts osseux disponibles dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien, dont la structure osseuse et l'origine vont influencer le processus d'intégration du greffon.

1.2.2.1 *L'os autogène*

Sa fiabilité fait de l'os autogène la technique de choix lors de la mise en œuvre d'une thérapeutique de reconstruction osseuse [26]. Le risque de rejet est minime, et le risque de transmission virale est nul [34]. Cependant, la nécessité d'un ou plusieurs sites opératoires pour réaliser les prélèvements, associée à une quantité limitée de tissu disponible, limite son utilisation dans l'exercice quotidien, au profit de substituts osseux moins invasifs pour le patient car ne nécessitant pas de prélèvement, et disponibles en quantités illimitées [30,34].

1.2.2.2 *Les substituts osseux*

En France, la Commission Nationale d'Évaluation des Dispositifs Médicaux et des Technologies de Santé (CNEDiMTS) distingue deux grandes catégories : les substituts osseux d'origine animale, et les substituts osseux d'origine synthétique [1]. Ils représentent des alternatives à l'os autogène.

Les substituts osseux doivent présenter des propriétés mécaniques suffisamment proches de celles de l'os humain pour permettre une bonne intégration au site receveur [27,35]. D'autre part, leurs propriétés biologiques doivent permettre d'induire une réponse appropriée

de l'hôte afin qu'ils puissent coexister sans nuire à l'organisme receveur [36]. Malgré une grande diversité de biomatériaux, il n'existe pas de différences significatives quant à leur efficacité [34].

1.2.2.2.1 Les substituts osseux allogéniques

Les substituts osseux allogéniques constituent une alternative à l'utilisation d'os autogène [37]. Inertes, ces biomatériaux proviennent d'os humain prélevé majoritairement chez des donneurs vivants au cours d'arthroplasties totales de hanche, ou en post-mortem sur des donneurs d'organes, dans les limites de 24h après le décès [38]. Cet os est ensuite nettoyé, traité, conditionné et stocké dans des « banques d'os » agréées, qui assurent sa distribution sur l'ensemble du territoire [38,39].

1.2.2.2.1.1 Traitement de l'os allogénique

Chaque banque d'os utilise un protocole qui lui est propre [38,39], mais respecte globalement des principes communs que nous pouvons résumer ainsi :

- Découpage et usinage : différentes formes (blocs, particules, copeaux, coins, etc.) selon les indications ;
- Délipidation : élimination des résidus de graisses ;
- Inactivation chimique et thermique des pathogènes (prions, bactéries et virus) ;
- Déshydratation et lyophilisation : arrêt de la dégradation physiologique de l'os, élimination de l'eau par lyophilisation provoquant la mort des cellules osseuses et diminue le risque de réponse immunitaire de l'organisme receveur susceptible d'entraîner le rejet du greffon ;
- Déminéralisation (acide chlorhydrique) : facultative, cette étape permet d'exposer les protéines matricielles et de donner au greffon un potentiel ostéo-inducteur [40] ;
- Conditionnement en sachets stériles, éventuellement sous vide ;
- Irradiation γ : pour une stérilisation et conservation d'une durée de 5 ans.

1.2.2.2.1.2 Les variétés d'os allogénique

1.2.2.2.1.2.1 L'os lyophilisé déminéralisé et non déminéralisé

La conservation seule de la charpente squelettique (matrice minérale et matrice organique) confère à l'os lyophilisé (FDBA) une fonction essentiellement ostéoconductrice [41]. Dans le cas où la trame minérale est éliminée (DFDBA), les protéines matricielles telles que les Bone Morphogenetic Proteins (BMP) pourraient se trouver exposées, permettant à l'os lyophilisé déminéralisé (DFDBA) de jouer un rôle non seulement ostéoconducteur, mais aussi d'exprimer (comme le montrent des résultats *in vitro*), un potentiel ostéo-inducteur [42,43]. Cependant, certains auteurs s'accordent à dire que les procédés de déminéralisation dénaturent les protéines matricielles et que la quantité de BMP résiduelles contenue dans l'os allogène lyophilisé n'est pas suffisante pour permettre, cliniquement, ce phénomène [42,43].

1.2.2.2.1.2.2 L'os délipidé-déprotéinisé

L'absence de lyophilisation lui permet de garder toutes ses propriétés mécaniques, qui se rapprochent de celles de l'os autogène. Ici, seules la matrice minérale et les protéines collagéniques sont conservées. L'os qu'il en résulte est purement ostéoconducteur. Sa capacité à rapidement se vasculariser fait débat dans la littérature, ce qui limite ses indications notamment en chirurgie orale [44].

1.2.2.2.1.3 Conditionnement de l'os allogénique

Afin de répondre au mieux à l'objectif thérapeutique de chaque intervention et de s'adapter à la demande, les substituts osseux ainsi traités sont disponibles sous formes et tailles variées :

1.2.2.2.1.3.1 Blocs d'os spongieux, cortical, cortico-spongieux

Des situations nécessitant jusqu'alors des prélèvements exo-buccaux importants peuvent être évitées par l'utilisation de blocs osseux allogéniques [45], qui, malgré un potentiel de

vascularisation plus lent et moins complet, présentent des étapes d'intégration semblables à celles de l'os autogène. Ceux-ci peuvent être usinés en amont de l'intervention après modélisation 3D, afin de favoriser l'adaptabilité du greffon au site receveur et de limiter le temps d'exposition osseuse en réduisant le temps per-opératoire [46].

Un greffon très corticalisé est mécaniquement plus résistant, mais son faible potentiel de vascularisation compromet son intégration. Un bloc cortico-spongieux avec une corticale fine semble être une alternative intéressante entre solidité et intégration [45].

1.2.2.2.1.3.2 Particules d'os spongieux et cortico-spongieux

Utilisées comme matériaux de comblement, associées à une membrane collagénique [42], ou en complément de blocs osseux dans le cadre de reconstructions osseuses 3D [47], cette forme particulière est facilement foulée à l'intérieur du défaut, lui permettant de s'adapter au mieux à la surface de l'os résiduel. Ce contact étroit et sa galénique améliorent la vascularisation, favorisant la colonisation cellulaire et le remodelage osseux [48,49].

1.2.2.2.1.3.3 Matériaux malléables et injectables

Ces formes souples présentent les mêmes indications que l'os particulaire et concernent essentiellement l'os déminéralisé (DFDBA), qui, par l'absence de trame minérale, peut être utilisé sous forme de mastics (putty), gels ou pâtes, conditionnés en pots ou en seringues qui facilitent le protocole opératoire, permettant une chirurgie moins invasive et un remplissage optimal des défauts osseux [50].

1.2.2.2.1.4 Les inconvénients de l'os allogénique

Malgré une sélection stricte des donneurs et un protocole de traitement et de stérilisation encadré, les risques de transmission de pathogènes lors de l'utilisation d'un greffon allogénique n'est pas nul [30].

Avec un potentiel ostéo-inducteur quasi-inexistant du fait des traitements qu'il a subi (déprotéinisation, décellularisation...), son rôle n'est guère différent d'autres substituts ostéoconducteurs.

1.2.2.2.2 Les substituts osseux xénogéniques

Ils proviennent d'espèces différentes du receveur et les prélèvements sont réalisés le plus souvent sur des mammifères tels que le bœuf, le veau ou le porc, mais peuvent aussi être issus de l'exosquelette de corail [51,52] ou dériver de l'algue marine rouge [24].

Le protocole de traitement thermique et de purification vise à désactiver virus et prions et à éliminer toute trace de cellules et tissus organiques, afin de ne garder que la trame minérale du tissu. Les greffons d'os xénogénique ainsi débarrassés des risques immunologiques et de transmissions pathologiques [28], sont purement ostéoconducteurs. Ils sont conditionnés sous les mêmes formes et présentent les mêmes avantages que l'os allogénique [42,48].

1.2.2.2.3 Les substituts osseux alloplastiques ou synthétiques

Les biomatériaux synthétiques permettent de répondre aux inconvénients de l'os humain ou animal. Ils sont disponibles en grande quantité et peuvent être utilisés pour des raisons éthiques ou religieuses. Ces matériaux sont biocompatibles et présentent souvent des propriétés mécaniques proches de celle de l'os humain [24]. Ils sont majoritairement à base de calcium et de phosphate. On retrouve les hydroxyapatites synthétiques, les céramiques phosphocalciques (β -TCP) et les bioverres [28].

Alternatives à l'os autogène et aux substituts osseux allogéniques ou xénogéniques, les substituts osseux synthétiques présentent un taux de résorption plus ou moins faible selon la nature du matériau utilisé [24]. Parmi eux, les biomatériaux non résorbables ont essentiellement un rôle de remplissage et ne servent que de matrice inerte sur laquelle pourra se faire la croissance osseuse [28].

2 La CFAO au profit de la reconstruction osseuse des maxillaires

L'arrivée des nouvelles technologies et de l'imagerie 3D offre une nouvelle dimension aux chirurgies de reconstruction osseuse. La maîtrise des outils de CFAO a permis de faciliter la programmation de l'acte chirurgical, mais aussi de préparer, en amont de l'intervention, des pièces implantaires ou prothétiques sur mesure, plus précises, en se basant sur des données sources issues de CBCT, de scanner et d'IRM [53].

2.1 Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO)

2.1.1 CFAO : Les grands principes

La CFAO (« Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing » ou CAD/CAM en anglais) permet la réalisation de pièces prothétiques par le biais de systèmes informatisés et automatisés qui allient à la fois la conception (CAO) et la fabrication (FAO).

Dans le domaine de la santé, les systèmes de CFAO s'appuient sur trois principes : la numérisation, la conception de la pièce prothétique, et sa fabrication, qu'elle soit par usinage contrôlé numériquement (UCN) ou par techniques additives [54].

2.1.1.1 Numérisation

L'acquisition numérique est une technique d'empreinte non invasive qui utilise des équipements de numérisation tridimensionnelle tels que le scanner, la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT), ou l'imagerie par résonnance magnétique (IRM), qui convertissent les données géométriques physiques des tissus du patient en une représentation géométrique tridimensionnelle virtuelle numérique [55]. Les données obtenues après numérisation sont représentées par un nuage de points qui sera secondairement filtré et maillé au format standard STL (STéréoLithographie), créant un modèle numérique en trois dimensions par phénomène de « triangulation » de la zone enregistrée. Ce modèle numérique est appelé « maître modèle ». La densité de ce nuage de points est proportionnelle à la quantité

d'informations des données géométriques enregistrées. Le nombre de points d'une zone de recouvrement donne lieu à une représentation virtuelle plus ou moins fidèle et précise de la région clinique concernée [54].

2.1.1.2 Conception Assistée par Ordinateur (CAO)

À partir du modèle numérique, l'opérateur réalise directement sur son logiciel informatique, la maquette numérique de la prothèse à fabriquer. Une banque de modèles de reconstructions numériques est généralement intégrée aux logiciels de CAO. Ces modèles CAO sont des modèles approximatifs préformés, qui peuvent être retouchés, retravaillés et modifiés virtuellement afin d'ajuster au mieux leur adaptation au maître modèle [54].

2.1.1.3 Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO)

Ultime étape du processus de CFAO, elle permet la production d'une pièce prothétique physique à partir de données numériques virtuelles, et fait appel à une machine-outil programmable et contrôlée numériquement par des instructions définies lors de la réalisation du modèle CAO. Elle suit un procédé de fabrication par adjonction ou par soustraction de matière [54,56].

2.1.1.3.1 Système de fabrication par soustraction

Plus couramment utilisé en CFAO, la fabrication par soustraction permet la fabrication d'une pièce prothétique ou implantaire par usinage d'un bloc de matériau solide (lingot ou disque) dont la nature est déterminée selon le besoin (titane, chrome-cobalt, céramiques, résine, substitut osseux). Il fait appel à des machines-outils dont le nombre d'axes de coupe, variant de trois à cinq, est dicté par le design de la pièce à réaliser [56].

2.1.1.3.2 Système de fabrication par addition

Ce procédé conduit à la réalisation d'un produit tridimensionnel par dépôt de couches successives de matériau liquide ou particulaire à partir d'un fichier CAO [57].

Contrairement aux techniques de fabrication soustractive qui peuvent être limitées par l'axe de fraisage, la liberté de forme est presque totale et permet la réalisation de pièces plus complexes.

Cette technologie utilise principalement deux techniques :

- L'impression 3D, qui fonctionne par dépôt de matière ;
- Le frittage sélectif laser ou Selective Laser Sintering (SLS), qui conduit à la formation d'une pièce solide à partir de particules de polymères, de composites, d'alliages, de titane ou de céramiques, assemblées les unes aux autres par interaction avec un faisceau laser [58].

2.1.1.3.3 FAO et substituts osseux

Bien que les techniques d'impression 3D ne permettent pas encore la réalisation de pièces osseuses fabriquées sur mesure et implantables au cours de chirurgies reconstructives dans la cavité buccale, l'arrivée de ces technologies au bloc opératoire ne saurait tarder. D'autant que des résultats obtenus sur mâchoires de porcs restaurées par une nouvelle génération d'implants fabriqués en phosphate tricalcique (β -TCP) et imprimés en 3D (P3D Bone – Particle 3D, Danemark) suggèrent des résultats prometteurs pour leur utilisation chez l'homme dans un futur proche [59].

En revanche, l'usinage d'implants anatomiques dans des blocs de substituts osseux allogéniques ou synthétiques à partir de modélisations 3D et représentations virtuelles du patient, a permis de rendre les interventions plus prévisibles, de simplifier et réduire le temps opératoire et les risques d'infection, et de personnaliser et améliorer l'adaptation de la pièce implantaire au défaut osseux, limitant ainsi les complications post-opératoires [57,60].

2.2 Le « sur-mesure » en chirurgie de reconstruction osseuse

Le développement des systèmes d'imagerie médicale, de la modélisation tridimensionnelle et du prototypage rapide, offre une nouvelle dimension à la planification et la mise en œuvre des chirurgies de reconstruction osseuse, qui doivent répondre à des exigences à la fois esthétiques

et fonctionnelles, notamment dans le cas de reconstructions post-traumatiques ou oncologiques de la voûte crânienne [61,62] ou de la mandibule [63].

En 2009, Balossier et al. ont présenté les résultats d'une série de reconstructions de la voûte crânienne faites à l'aide de greffons en vitrocéramiques (Bioverit® II) modélisés et fabriqués sur mesure à partir d'un scanner des patients (Figure 4) [62]. Cette étude multicentrique a permis d'évaluer leur intérêt tant sur les plans esthétiques et d'ajustement, qu'en termes de réduction du temps opératoire et des complications peri-opératoires. Sur 16 greffons, un seul a dû être retouché en peropératoire, et aucun rejet de greffe n'a été rapporté. La durée d'hospitalisation a été réduite en comparaison à une cranioplastie classique [62].

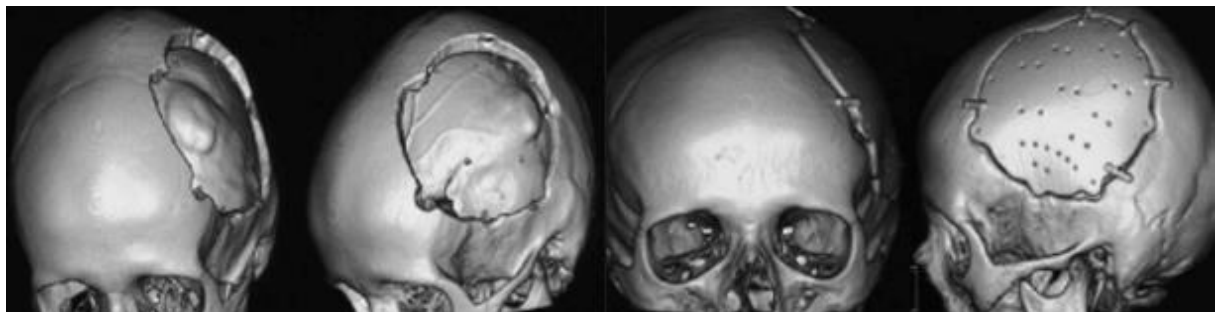


Figure 4 : Image scanner de craniectomie et implant vitrocéramique modélisé et usiné par CFAO [62].

En 2014, Tarsitano et al. ont présenté une série de 18 patients traités pour des tumeurs de la mandibule (bénignes ou malignes) par la technique de reconstruction assistée par ordinateur (Figure 5) [63]. Les chirurgies résectrices ont été réalisées à l'aides de guides chirurgicaux fabriqués par CFAO, et tous les patients ont subi une greffe d'os autogène (fibulaire ou iliaque) associée à la fixation de plaques d'ostéosynthèses en titane conçues et usinées par CFAO à partir des images 3D des patients et de la planification virtuelle des chirurgies [63].

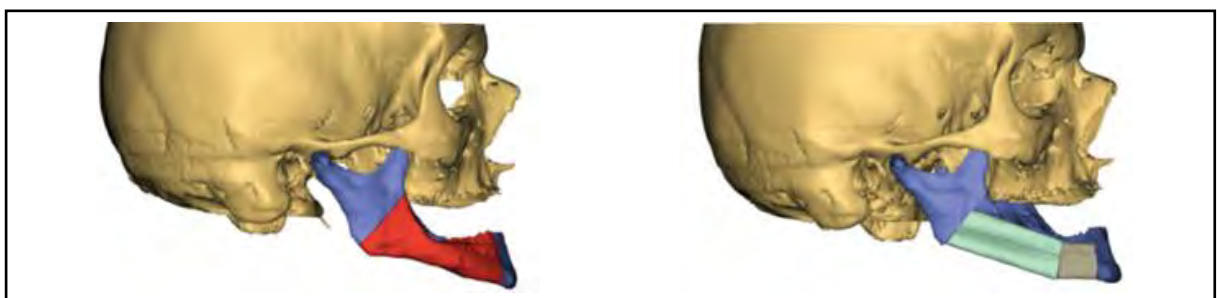


Figure 5 : Planification 3D d'une résection mandibulaire et modélisation de la reconstruction [63].

Jacotti et *al.* en 2014 ont également décrit le traitement mis en œuvre pour reconstruire un volume osseux compatible avec une pose d'implants chez un patient présentant une atrophie de l'os mandibulaire (Figure 6) [60].

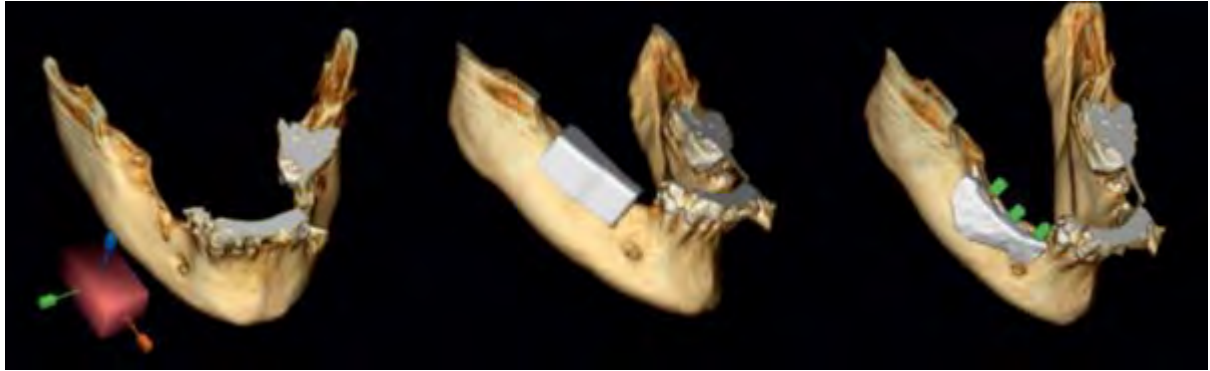


Figure 6 : Modélisation d'un implant osseux à partir d'une représentation virtuelle d'une mandibule atrophiée [60].

Les implants osseux sur mesure (conçus à partir d'un modèle virtuel des structures osseuses du patient) semblent présenter un intérêt dans la réduction du temps opératoire et des complications péri-opératoires [57,64].

2.2.1 Les chirurgies d'apposition osseuse : greffe en onlay

La greffe d'apposition osseuse, ou greffe en onlay, est la pose d'un bloc osseux au contact de l'os résiduel auquel il y est fixé par des vis d'ostéosynthèse, permettant l'augmentation verticale et/ou horizontale du volume, dans le cas d'atrophies avancées des crêtes osseuses, la reconstruction post-traumatisme ou l'ablation d'une tumeur des maxillaires.

Au cours de l'intervention chirurgicale, le praticien ajuste et met en forme le bloc osseux à l'aide de disques ou fraises montés sur pièce à main chirurgicale, sous irrigation au sérum physiologique, afin qu'il s'adapte parfaitement au défaut osseux, et que le contact étroit avec l'os favorise la vascularisation et le remodelage. De cette manière, le greffon et le site receveur sont exposés à de nombreuses sources potentielles de contamination, dont le risque augmente avec le temps d'exposition [60,65].

Selon les besoins, plusieurs blocs peuvent être utilisés et fixés à l'os sous-jacent par des minivis en titane de 1,2 à 2 mm de diamètre ou des ligatures, associés le plus souvent à des particules d'os pour combler les zones anfractueuses et adoucir la forme de la reconstruction. Les arêtes et les angles vifs doivent être éliminés pour éviter tout risque de perforation des tissus mous sus-jacents pouvant compromettre la cicatrisation et la pérennité de la greffe [65–67].

2.2.2 Bloc osseux fabriqué par CFAO

Bien que le taux de survie des blocs osseux soit bon (supérieur à 93% à 12 mois) [45,60,65,68], les risques de complications avec échec partiel ou total de la greffe restent présents. Parmi les causes d'échecs, l'infection du site opératoire et du greffon est la plus rapportée dans la littérature [60,69], notamment dans la région postérieure de la mandibule où la revascularisation est plus lente [65]. L'adaptation du greffon, mais aussi le temps d'exposition osseuse sont des facteurs qui influencent la réussite de la greffe. C'est ainsi que le façonnage per-opératoire de la pièce osseuse jusqu'à l'obtention d'une forme en adéquation avec le défaut est une étape au cours de laquelle le site receveur et le bloc osseux sont soumis à de multiples risques de contamination provenant du milieu environnant, du matériel et des fluides buccaux [60], et que les nombreuses étapes d'essayage peuvent entraîner une réponse tissulaire inflammatoire [61]. Réduire le temps d'exposition et faciliter la mise en œuvre est donc primordial pour limiter les risques de complications post-opératoires.

Des sociétés telles que Global D (France) ou la BIOBank (France) ont développé l'utilisation de blocs osseux allogéniques spongieux ou cortico-spongieux prêts à l'emploi : le praticien modélise, en silicone, une maquette du futur greffon sur un modèle en résine de la mâchoire imprimé à partir du scan du patient. Cette maquette est ensuite scannée et reproduite par usinage d'un bloc d'os allogénique. D'autres sociétés telles que Zimmer (Etats-Unis) modélisent virtuellement le greffon sur un logiciel de conception 3D et l'usinent par CFAO à partir du fichier STL de l'imagerie tridimensionnelle du patient (CBCT ou scanner). Ces greffons « sur-mesure » sont ensuite stérilisés, lyophilisés et conditionnés sous vide jusqu'à l'étape ultime de l'intervention chirurgicale [62]. Cette technologie permet d'une part la réalisation d'un greffon mieux ajusté que ce que permet la technique traditionnelle, notamment dans le cas de sites difficiles d'accès et de géométries complexes, mais aussi une réduction considérable du temps

opératoire en s'affranchissant des étapes per-opératoires de mise en forme du bloc au fauteuil. Les manipulations étant limitées, les risques de contamination du bloc osseux et du site opératoire, ainsi que les complications post-opératoires, sont amoindries. Les rapports de cas montrent des résultats d'intégration du greffon osseux CFAO à 6 mois favorables et comparables aux valeurs obtenues lors de l'utilisation d'autres techniques chirurgicales [60,69,70].

3 Étude expérimentale de l'usinage d'un substitut osseux au cabinet dentaire

3.1 Introduction

En 2019, des travaux menés à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse sur la conception d'un bloc de substitut osseux adapté aux machines de CFAO disponibles en cabinet dentaire, ont permis la réalisation d'une "racine de substitution osseuse", spécifiquement adaptée à une alvéole dentaire post-extractionnelle [71].

Un bloc de substitut osseux (H70-P202040®, *Biocetis*, France) de dimension 20x20x40 mm, composé à 70% d'hydroxyapatite et à 30% de phosphate tricalcique a donc été redimensionné au format 15,4x19x39 mm afin de correspondre aux côtes d'un bloc de CFAO déjà sur le marché (Vita CAD-Temp B40L®, *Vita Zahnfabrik*, Allemagne) et d'être reconnu par l'usineuse MCXL® (*Dentsply Sirona*, Allemagne). Il a ensuite été collé de façon centrée sur un socle d'usinage à l'aide d'une colle cyanoacrylate (Figure 7).



Figure 7 : Bloc de substitut osseux redimensionné et fixé au support pour usineuse de CFAO.

En parallèle, sur ordinateur, le volume tridimensionnel d'une racine dentaire avait été isolé à partir d'un examen CBCT (Cone Beam Computed Tomography) et découpé à l'aide d'un logiciel spécialisé (Meshmixer®, *Autodesk Inc*, USA). Enregistrée au format STL, la racine a été importée dans un logiciel de CFAO (InLab 20.0.1®, *Dentsply Sirona*, Allemagne) pour la conception de la pièce à usiner (Figure 8).

Pour ce projet, la "racine dentaire numérique" avait été correctement reconnue par le logiciel de CFAO, et le bloc osseux reconnu par l'usineuse. L'usinage avait donc permis de créer une racine de substitut osseux parfaitement ajustée et adaptée aux parois de l'alvéole, directement implantable en post-extractionnel.

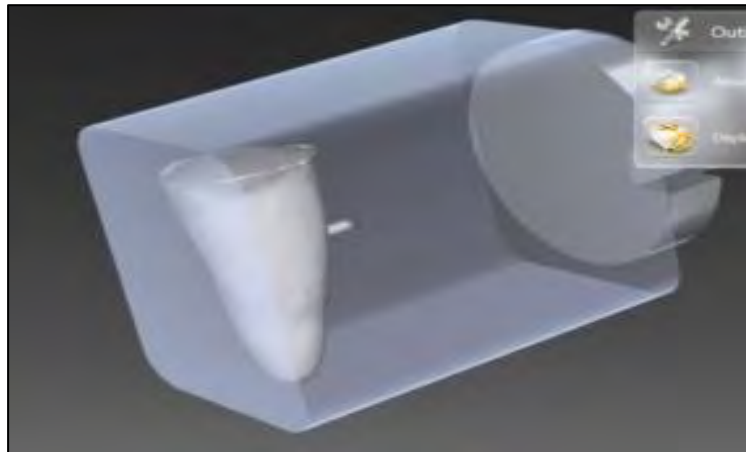


Figure 8 : Préparation à l'usinage d'une racine artificielle en substitut osseux (logiciel InLab®).

3.2 Objectif de l'étude

Évaluer la faisabilité et la fiabilité d'un usinage de bloc de substitut osseux sur une usineuse de cabinet dentaire, pour une reconstruction osseuse 3D personnalisée.

3.3 Matériels et méthodes

3.3.1 Conception et réalisation des blocs osseux

La conception des blocs usinables a été menée de la même façon que celle détaillée précédemment dans les travaux de Campana et *al.* : des blocs de substitut osseux (H70-P202040®, Biocetis, France) de dimension 20x20x40 mm, composé à 70% d'hydroxyapatite et à 30% de phosphate tricalcique, ont été redimensionnés manuellement au format 15,4x19x39 mm, et collés, à la colle cyanoacrylate, de façon centrée sur un socle d'usinage (Figures 9, 10, 11).



Figure 9 : Blocs de substitut osseux 20x20x40 mm marqués aux nouvelles dimensions.



Figure 10 : Blocs de substitut osseux redimensionnés 15,4x19x39 mm.



Figure 11 : Bloc de substitut osseux redimensionné et fixé au support pour usineuse de CFAO.

3.3.2 Conception et modélisation des substituts osseux

Un fichier STL de mandibule présentant une zone d'édentement unitaire au niveau de la première molaire mandibulaire droite (dent n°46) a été importée dans le logiciel de conception de prothèses dentaires, InLab®, et découpé de façon à concentrer la zone d'intérêt sur le secteur 4 (Figures 12 et 13). Dans l'idée de concevoir un substitut osseux adapté au défaut alvéolaire sur le site d'extraction de la 46, le fonctionnement du logiciel a été détourné.

Les limites de la zone osseuse à recouvrir ont été définies sur le logiciel comme celles d'une couronne à concevoir sur la dent (Figures 14, 15, 16). Par une simple action de retouche de la couronne en question, l'objet à usiner a été retouché et mis en forme pour correspondre au substitut osseux souhaité (Figures 17, 18).



Figure 12 : Importation d'un fichier STL de mandibule humaine dans le logiciel InLab®.



Figure 13 : Segmentation de la mandibule et positionnement du fichier sur la ligne d'arcade.

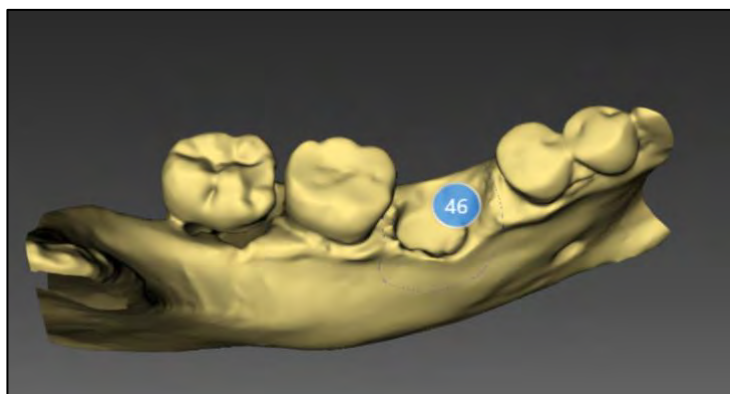


Figure 14 : Identification de la zone à reconstruire.

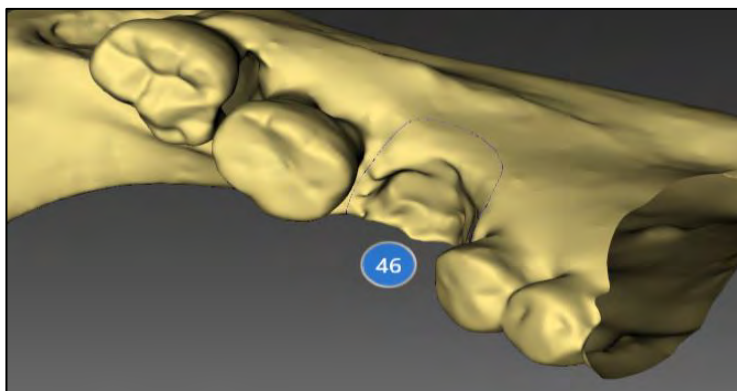


Figure 15 : Tracé des contours du substitut osseux à créer.

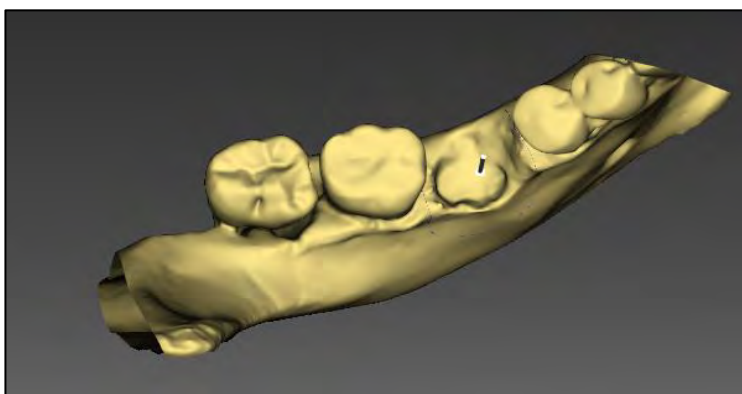


Figure 16 : Vérification de l'absence de contre-dépouilles sur l'axe d'insertion.

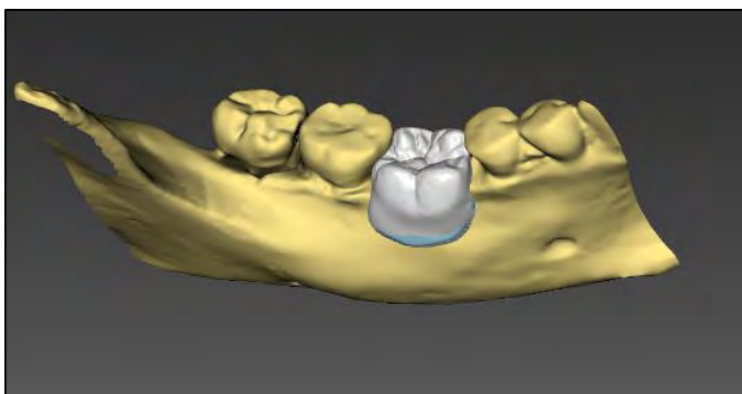


Figure 17 : Modélisation d'une couronne pour remplacer la 46, dont les limites suivent le tracé indiqué manuellement lors de l'étape précédente.

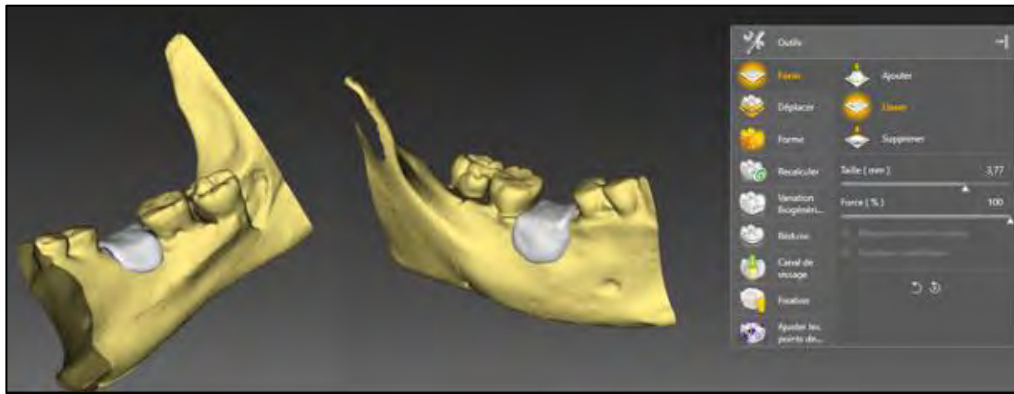


Figure 18 : Les outils de retouche permettent de réduire la couronne pour créer le substitut osseux final (vues linguale et vestibulaire).

Le projet a ensuite été importé dans le logiciel InLab Cam® (Figures 19 et 20), qui transfère le travail d'usinage sur l'usineuse. Il simule le positionnement tridimensionnel, dans le bloc, de la pièce à usiner, pour une utilisation optimale du matériau, et permet de déterminer la stratégie de fraisage et d'usinage, adaptée au type de matériau et de fraises utilisées.

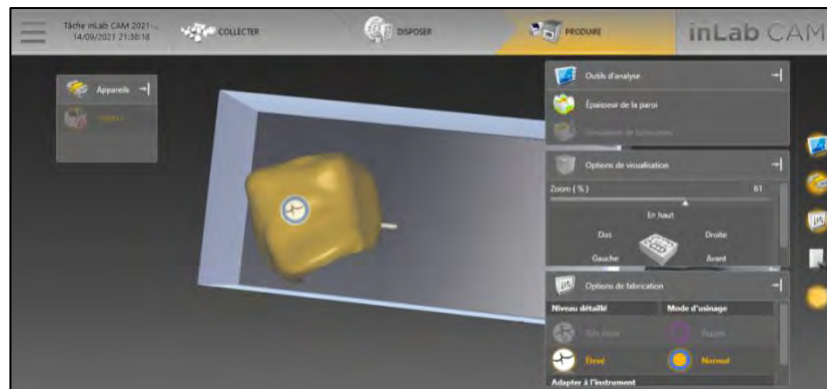


Figure 19 : Substitut osseux modélisé et positionné dans le bloc CFAO, à concevoir par l'usineuse.

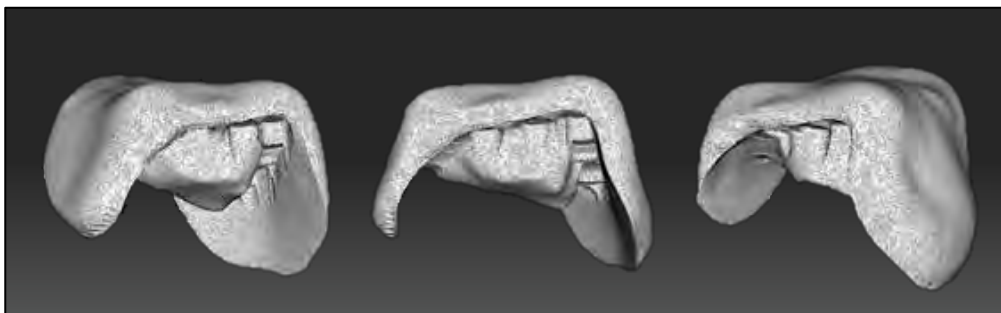


Figure 20 : Substitut osseux à usiner, avec simulation des irrégularités liées au passage des fraises.

La dimension d'un bloc permettait la réalisation de deux greffons. Mais l'usinage d'un premier élément nécessitait que l'appareil réduise le volume de l'intégralité du bloc, empêchant alors l'usinage d'un second élément sur le même bloc. Pour chaque bloc de substitut osseux, une seule pièce a donc été réalisée.

3.3.3 Fabrication des substituts osseux

Le bon fonctionnement de la chaîne de travail nécessite que les travaux soient réalisés sous la mention « *Meulage* », et non « *Fraisage* », sur le logiciel.

Au total, cinq blocs ont été façonnés afin d'usiner dix éléments identiques. Cependant, les impératifs liés à l'usinage nous ont contraints à réduire la production à un élément par bloc, soit cinq éléments au total.



Figure 21 : Substitut osseux usiné selon différents points de vue.

Trop éloignés du résultat attendu ou trop fragiles pour supporter l'usinage, quatre éléments ont été écartés de l'étude. Un seul greffon a été retenu (Figure 21). Celui-ci présente, cependant, des irrégularités visibles à l'œil nu.

3.3.4 Analyse des substituts osseux

3.3.4.1 Numérisation du modèle usiné

Le volume tridimensionnel de l'élément usiné a été numérisé à l'aide d'un scanner de table InEos X5® (Dentsply-Sirona, Allemagne). Le substitut osseux a été fixé sur un support en silicone afin d'être enregistré en totalité par le scanner (Figure 22).

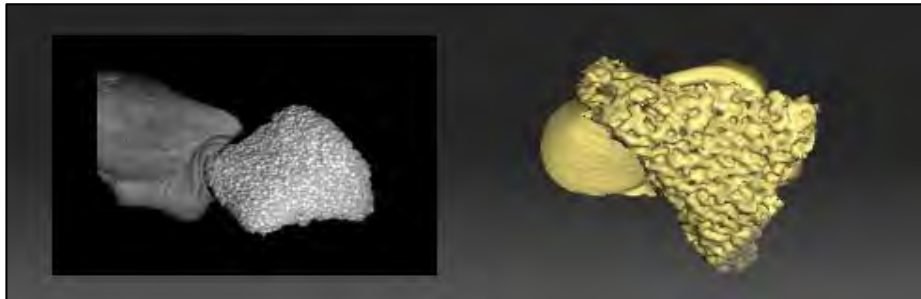


Figure 22 : Acquisition et reconstruction 3D du substitut osseux usiné (fixé sur son support silicone).

3.3.4.2 Correction du fichier STL du bloc usiné - Meshmixer®

Le socle silicone ainsi que des irrégularités de surface ont compliqué la précision de l'acquisition, qui a dû être corrigée et retouchée à l'aide du logiciel industriel de manipulation et conception de fichiers 3D : Meshmixer® (Autodesk). Le socle en silicone a été éliminé par suppression de matière et les zone « ouvertes » car non enregistrées par le scanner (entourées en bleu sur la Figure 23) ont été comblées par ajout et étirement de matière (Figures 23 et 24).

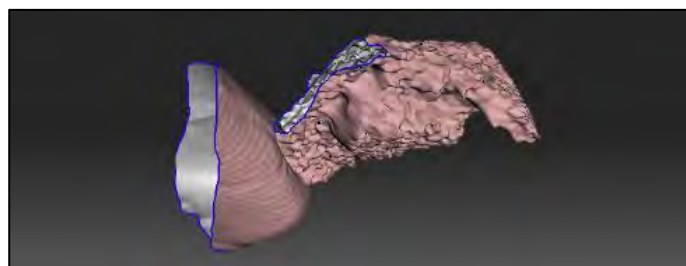


Figure 23 : Acquisition 3D brute (Meshmixer®).

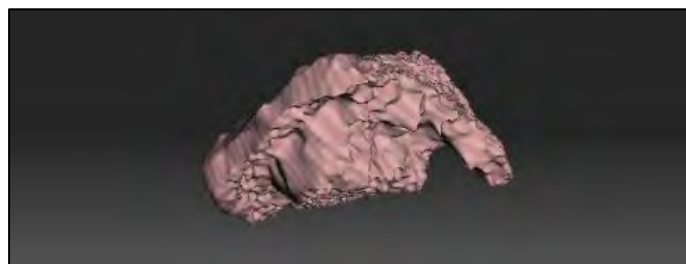


Figure 24 : Acquisition 3D corrigée et socle silicone supprimé (Meshmixer®).

3.3.4.3 Comparaison du modèle virtuel 3D et du bloc osseux usiné - CloudCompare®

Les fichiers, exportés au format STL, ont été superposés et comparés via le logiciel open source de traitement et de comparaison de nuages de points 3D denses et de maillages : CloudCompare® (Figure 25), afin de mesurer le taux de concordance entre le modèle virtuel conçu sur logiciel de CFAO InLab® et le résultat obtenu après usinage du bloc de substitut osseux.

Le logiciel CloudCompare® est capable de prendre en charge des maillages triangulaires à partir de nuages de points provenant de fichiers 3D. Il recalcule et superpose deux nuages de points denses (les sommets des maillages), et calcule les écarts locaux (en distance) qui les séparent.

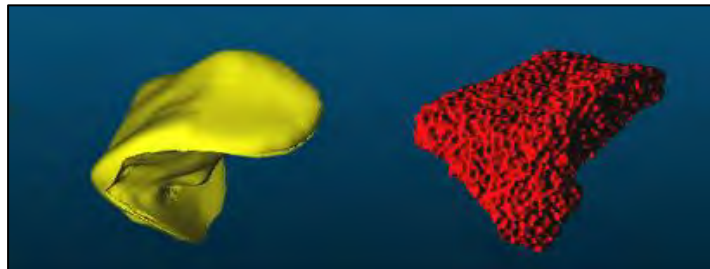


Figure 25 : Nuage du substitut osseux modélisé (jaune) et du substitut osseux usiné puis scanné (rouge), importés dans CloudCompare®.

Le fichier STL de l'élément modélisé sur le logiciel InLab® est défini dans le logiciel CloudCompare® comme nuage de points de référence (jaune), le fichier STL du bloc osseux usiné et scanné est défini comme nuage à aligner (rouge). Le logiciel CloudCompare® recalcule précisément les deux fichiers STL en alignant et superposant le deuxième nuage de points sur le premier (Figure 26). Le recouvrement est estimé entre 90% et 100% (Overlap = 0,9 à 1). Deux algorithmes sont utilisés par le logiciel : le premier, "4 points Congruent Sets For Robust Registration" de Aiger, Mitra et Cohen-Or, Siggraph, recalcule grossièrement les structures. Le second, l'algorithme « Iterative Closest Points » (ICP) de Besl et McKay, les repositionne précisément [72].

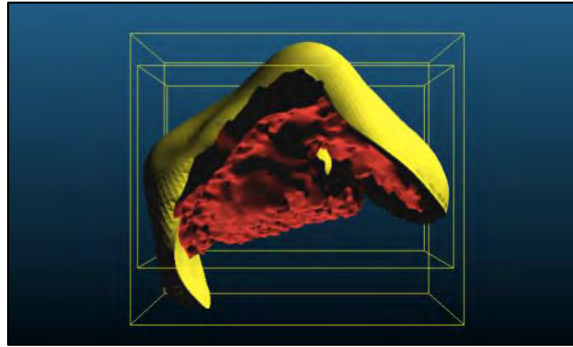


Figure 26 : Alignement du scan du bloc de substitut osseux (rouge) et du fichier STL du modèle de référence (jaune) (CloudCompare®).

Les distances entre les deux nuages de points ont été calculés et comparés, puis projetés sur les nuages, en associant à chaque point une couleur définie par une échelle de couleur. Cela signifie que plus les distances entre les points du nuage de référence et ceux du nuage comparé sont éloignées, plus les couleurs sont froides (bleu) (Figures 27 et 28). Les zones de couleurs chaudes correspondent donc aux zones de fortes concordances (orange), ou d'excès de matière du bloc usiné par rapport au modèle CAO (rouge).

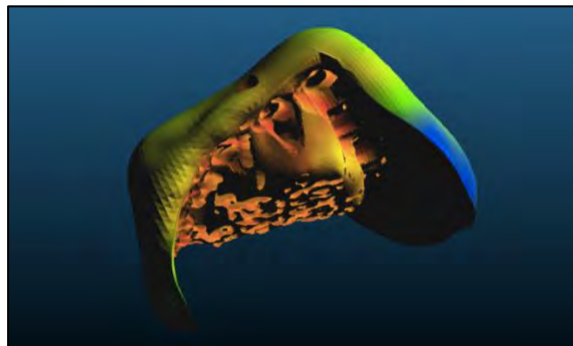


Figure 27 : Nuages superposés et colorisés selon l'échelle de couleur (CloudCompare®).

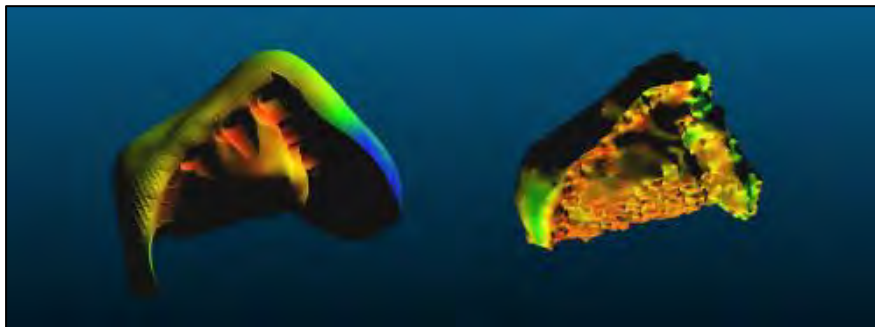


Figure 28 : Nuages de référence (gauche) et comparé (droite) colorisés (CloudCompare®).

La fonction « statistiques » de CloudCompare® calcule les paramètres de la loi statistique choisie, à partir des valeurs colorimétriques du nuage. Elle crée un histogramme qui associe une longueur (écart entre le nuage de points de références et le nuage comparé) à chaque point du nuage de référence. La loi étant Normale, la fonction détermine une moyenne et un écart-type.

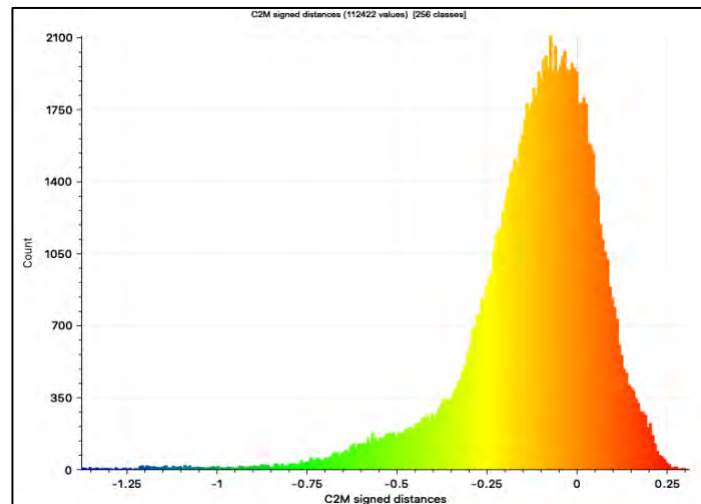


Figure 29 : Histogramme (CloudCompare®).

3.4 Résultats de l'étude

Ici, la loi Normale est représentée par une courbe de Gauss de paramètres :

- Moyenne $\mu = -0,121513$;
- Ecart-type $\sigma = 0,194145$;

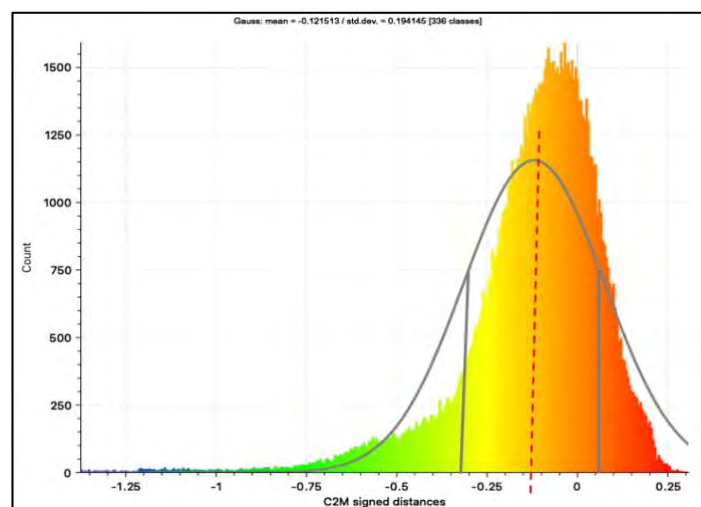


Figure 30 : Loi normale, moyenne et écart-type (CloudCompare®).

Les valeurs négatives correspondent à un défaut de matière de la pièce usinée par rapport au modèle virtuel du bloc de substitut osseux (bleu) ; les valeurs positives correspondent à un excès ponctuel de matière de la pièce usinée par rapport au résultat attendu (rouge).

Au total, 53027 valeurs de « longueur-différence » correspondant aux 53027 points de comparaisons entre le nuage du fichier STL de référence (bloc modélisé) et celui du fichier STL comparé (bloc usiné) peuvent être isolées dans un tableur Excel (Microsoft Excel 2016®, Microsoft Office).

Chaque point est défini par un intervalle de longueur approximatif $L \pm 0,012$ mm. L'ensemble des points (« Values » dans le tableur) se répartit sur 228 longueurs différentes.

La correspondance entre les deux nuages de points augmente lorsque les longueurs tendent vers zéro : les points se superposent parfaitement, il n'y a aucune différence ponctuelle entre les deux fichiers comparés.

Afin de se placer au plus près du zéro, les approximations de longueurs du logiciel nous contraignent à prendre un intervalle de valeurs telles que $-0,1 \leq x \leq +0,1$. Le tableur affiche 23990 valeurs associées à une longueur comprise entre -0,1 et +0,1 mm (Figure 31).

203	1054	-0.233285470751	-0.209019678857
204	1580	-0.209019678857	-0.184753886963
205	2030	-0.184753886963	-0.160488095069
206	2655	-0.160488095069	-0.136222303175
207	3211	-0.136222303175	-0.111956511281
208	3610	-0.111956511281	-0.087690719387
209	3788	-0.087690719387	-0.063424927493
210	3780	-0.063424927493	-0.039159135599
211	3506	-0.039159135599	-0.014893343705
212	3035	-0.014893343705	0.009372448189
213	2461	0.009372448189	0.033638240083
214	1783	0.033638240083	0.057904031977
215	1169	0.057904031977	0.082169823871
216	858	0.082169823871	0.106435615765
217	527	0.106435615765	0.130701407659
218	322	0.130701407659	0.154967199554
219	174	0.154967199554	0.179232991448
220	97	0.179232991448	0.203498783342
221	43	0.203498783342	0.227764575236
222	29	0.227764575236	0.252030367130
223	10	0.252030367130	0.276296159024

Figure 31 : Tableur Excel – Les valeurs comprises entre -0,1 et +0,1 sont encadrées en rouge.

Les deux nuages de points ont des variations dimensionnelles allant de -5,13 mm à +0,39 mm. Le bloc usiné correspond au fichier modélisé sur 45,24% de sa surface, et 52,46% de la surface du bloc est réduite par rapport au résultat attendu.

Si l'on place le modèle CAO du substitut osseux dans un cube imaginaire (Figure 32), les côtes sont définies aux dimensions 13,86 x 11,71 x 14,86 mm, soit un volume de 2411,78 mm³ (2,411 cm³). Le substitut osseux usiné (Figure 33), quant à lui, présente des dimensions de 13,76 x 8,46 x 12,44 mm, soit un volume de 1447,96 mm³ (1,447 cm³). Le substitut osseux usiné présente ainsi une réduction volumétrique de 40% par rapport au résultat souhaité.

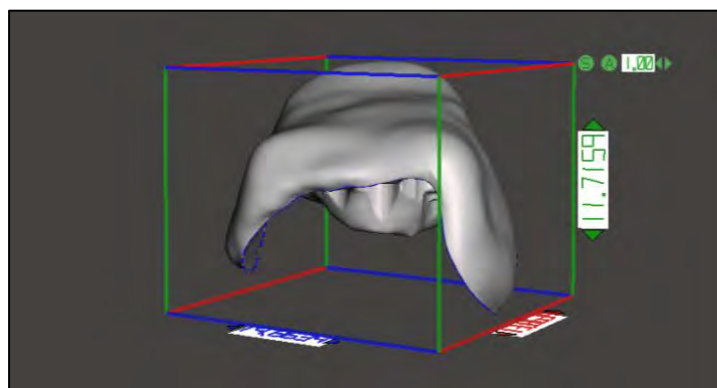


Figure 32 : Fichier STL du modèle CAO et dimensions des côtes (Meshmixer®).

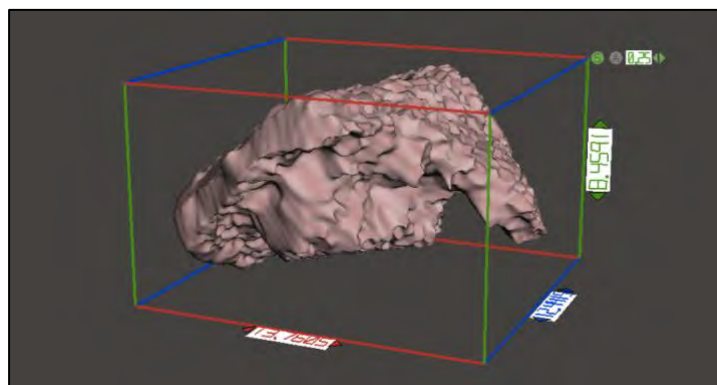


Figure 33 : Fichier STL du bloc osseux usiné et dimensions des côtes (Meshmixer®).

3.5 Inconvénients et défauts du protocole

Plusieurs écueils sont venus compromettre la correcte réalisation de cette étude au cours de la conception, de la fabrication et de la numérisation du bloc de substitut osseux :

3.5.1 Liés à la CFAO

- Le logiciel adapte la pièce à usiner aux contraintes imposées par le diamètre des fraises de l'usineuse, ce qui a provoqué l'apparition d'irrégularités dans l'intrados de l'élément à concevoir, et ainsi, des différences morphologiques avec le modèle CAO, avant même le lancement du l'usinage (Figure 20) ;
- La fixation des blocs de substitut osseux au support de l'usineuse n'a pas eu la résistance suffisante pour leur permettre de rester solidaire de l'appareil tout au long du meulage (Figure 7). C'est la raison pour laquelle nous n'avons pas pu reproduire le protocole sur un nombre important d'échantillons ;
- Certains blocs trop poreux et friables n'ont pas résisté au redimensionnement ou à l'usinage, et n'ont pu être utilisés pour l'étude. Sur un total de 8 blocs osseux disponibles, 3 ont été écartés dès l'étape de redimensionnement, 4 à la suite de l'étape d'usinage. Un seul bloc a ainsi pu être utilisé au lieu des 8 attendus.
- La conception du substitut osseux prévoyait deux greffons par blocs. Mais la stratégie d'usinage obligeait à réduire leur nombre à un seul élément par bloc. Un seul substitut osseux a pu être réalisé au lieu des 16 espérés au départ de l'étude (Figure 19).

3.5.2 Liés à la numérisation

- Afin d'être numérisé en totalité, le substitut osseux obtenu a dû être fixé à un socle en silicone cachant une partie de sa surface, ce qui a fait perdre des informations dimensionnelles sur le fichier STL final (Figure 22).
- Les irrégularités de surface liées au type de biomatériaux utilisé (poudre de substitut osseux agglomérée), ont rendu difficile l'acquisition numérique et sa précision. Un manque d'information a donc pu être constaté sur le fichier STL (Figure 23).

3.6 Discussion

Bien que les résultats de notre étude, ainsi que des tests préliminaires réalisés à la faculté de chirurgie dentaire de Toulouse en 2019, suggèrent que la modélisation et la fabrication d'un bloc de substitut osseux par une machine de CFAO disponible en cabinet dentaire s'avèreraient

possibles, de nombreux obstacles sont à surmonter. Le taux de fiabilité du procédé tel que nous l'avons évalué dans ce travail n'est que de 45,24%, valeur qui pourrait dépendre principalement du type de biomatériaux utilisé, mais aussi du processus de numérisation et du procédé d'évaluation.

Les blocs utilisés ici (H70-P202040®, *Biocetis*, France) étant faits de poudre agglomérée, ils sont friables et se désagrègent partiellement lors de l'usinage, rendant l'état de surface irrégulière et non conforme à la surface du modèle virtuel. Associé à cela, il est aussi difficile de reproduire des formes anatomiques complexes ou trop fines : en dessous de 1,2 mm d'épaisseur, le matériau, trop fragile, rompt (Figure 38).

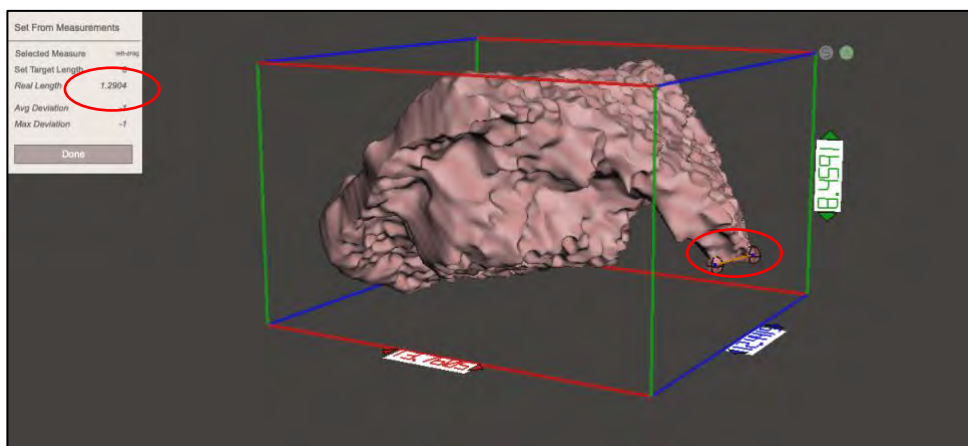


Figure 38 : Mesure de la zone critique du greffon avant rupture du biomatériaux (Meshmixer®)

Le socle silicone utilisé lors de la numérisation a fait perdre des informations essentielles sur une certaine zone de la pièce usinée. Il aurait été judicieux d'utiliser un socle standardisé et adapté au scanner de table choisi (ici, InEos X5® de *Dentsply-Sirona*), qui permet de visualiser la totalité de la surface de l'objet, et ce, de façon reproductible. Le recours à une caméra pour empreinte optique est également une option qu'il pourrait être judicieux d'évaluer à l'avenir.

Le logiciel CloudCompare®, développé par la société d'énergie EDF, est un outil de mesure utilisé pour déterminer le taux de concordance entre deux fichiers 3D, en les recalant et les superposant avec un taux de succès dépendant de la configuration des nuages à traiter. Leur géométrie et le taux de ressemblance les rendent plus ou moins faciles à reconnaître pour le

logiciel (données disponibles sur le site d'EDF, rubrique CloudCompare). En cela, la modélisation du greffon sur le logiciel InLab® crée un biomatériau aux surfaces lisses et non poreuses, ce qui crée une différence entre ce volume tridimensionnel et le futur substitut usiné qui sera de toute façon poreux.

Enfin, pour pouvoir avancer dans le développement de ce type de protocole de CFAO en cabinet il sera nécessaire que des blocs osseux aux dimensions adaptées à ce type d'usureuses soient disponibles sur le marché, et qu'ils soient non seulement assez solides pour résister au meulage, mais aussi peu friables pour limiter les irrégularités de surface. Des essais de stérilisation des blocs usinés devront être entrepris pour s'assurer qu'ils pourront bien être stérilisés par des moyens compatibles avec une pratique libérale (autoclave notamment) et ainsi être implantés pourquoi pas un jour chez un patient. Ces contraintes de stérilisation répondent à des normes très précises (NF EN ISO 11737-2 : 2010) qui nécessiteront la réalisation d'essais dans des laboratoires spécialisés.

Conclusion

Le développement exponentiel des outils numériques permet de proposer des outils de travail toujours plus innovants pour répondre à la demande du chirurgien-dentiste de pouvoir mener des chirurgies osseuses alliant à la fois rapidité d'exécution, fiabilité et biocompatibilité. La chirurgie de reconstruction osseuse assistée par ordinateur, permise par la démocratisation des systèmes de CFAO jusque-là réservés au domaine de l'industrie, pourrait s'affranchir aujourd'hui de ces protocoles rigoureux et chronophages grâce à la conception, par le praticien, de modèles virtuels tridimensionnels usinables et prêts à être usinés.

Outre le gain de temps, ces blocs osseux pour CFAO présenteraient l'avantage de limiter les risques de contamination per-opératoires des greffons et du site receveur dans la mesure où il n'y aurait pas de retouche nécessaire du matériau avant son implantation. La pièce osseuse serait préparée sur mesure, adaptée et ajustée à la morphologie de la zone à reconstruire, elle-même numérisée et convertie en modèle virtuel 3D, qui permet non seulement d'avoir une meilleure visibilité de la situation clinique, mais aussi de prendre le temps nécessaire à l'élaboration d'un greffon.

Bien que ce mode de réalisation paraisse être la réponse idéale aux inconvénients des protocoles de chirurgie d'apposition osseuse classiques, le choix du type de substitut osseux semble poser problème. En effet, notre étude a montré que le délabrement du bloc de substitut osseux lors de l'usinage était directement lié à sa nature et à sa fixation sur le support d'usinage, impactant négativement le rendu morphologique final du greffon et son taux d'adaptation à la zone à reconstruire. Ainsi, la bonne connaissance des différents substituts osseux est indispensable pour favoriser un fort niveau de corrélation entre le greffon modélisé attendu et le résultat usiné obtenu. Afin de pallier à ce défaut, l'utilisation d'un bloc de substitut osseux fritté plutôt qu'une poudre d'os agglomérée (cas de la partie expérimentale de l'étude) semblerait être une meilleure solution pour obtenir une certaine stabilité dimensionnelle au cours de l'usinage.

Ainsi, malgré les contraintes encore nombreuses qui existent pour développer ce produit, la conception et la réalisation d'un bloc de substitut osseux pour CFAO en cabinet libéral ne

semble pas impossible. La question du protocole de stérilisation du greffon en sortie d'usinage demeure toutefois à éclaircir.

Vu la Présidente du jury



S. Coenig

Vu le Directeur de Thèse



Bibliographie

- [1] Haute Autorité de Santé. Substituts osseux. Révision de catégories homogènes de dispositifs médicaux. HAS; 2013.
- [2] Cantagrel A, Constantin A, Laroche M, Mazières B. Rhumatologie pour le praticien. Elsevier Health Sciences; 2018.
- [3] Singh S, Bray TJP, Hall-Craggs MA. Quantifying bone structure, micro-architecture, and pathophysiology with MRI. Clin Radiol 2018;73:221–30. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2017.12.010>.
- [4] Levasseur R. Physiologie du tissu osseux. EMC - Appar Locomoteur 2019;1:1–24.
- [5] Florencio-Silva R, Sasso GR da S, Sasso-Cerri E, Simões MJ, Cerri PS. Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. BioMed Res Int 2015;2015:421746. <https://doi.org/10.1155/2015/421746>.
- [6] Cohen-Solal M, de Vernejoul M-C. [Bone remodeling]. Therapie 2003;58:391–3. <https://doi.org/10.2515/therapie:2003063>.
- [7] Marie PJ, De Vernejoul MC. [Local factors of bone remodeling]. Rev Rhum Ed Francaise 1993 1993;60:54–63.
- [8] Frank RM. Apposition et résorption de l'os alvéolaire. Rev Orthopédie Dento-Faciale 1972;6:201–20. <https://doi.org/10.1051/odf/1972020>.
- [9] Sodek J, Mckee MD. Molecular and cellular biology of alveolar bone. Periodontol 2000 2000;24:99–126. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0757.2000.2240106.x>.
- [10] Ouchène Y, Collignon A-M, Bouter D. [Perio-endo lesions : therapeutic approach]. J Parodontol Implantol Orale 2013;32:197–203.
- [11] Horváth A, Mardas N, Mezzomo LA, Needleman IG, Donos N. Alveolar ridge preservation. A systematic review. Clin Oral Investig 2013;17:341–63. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0758-5>.
- [12] Hallman M, Mordenfeld A, Strandkvist T. Bone replacement following dental trauma prior to implant surgery--status. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol 2009;25:2–11. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.2008.00690.x>.
- [13] Jeffcoat MK. Bone loss in the oral cavity. J Bone Miner Res 1993;8:S467–73. <https://doi.org/10.1002/jbmr.5650081307>.
- [14] Duchateaux C. La radiographie pantomographique et la radiographie panoramique. Rev Orthopédie Dento-Faciale 1969;3:21–44. <https://doi.org/10.1051/odf/1969002>.
- [15] Akpona OLR, Boube A, Dagbe M, Gbande P, Bawina S, Amouzou KD, et al. Pathologies dentaires : place du cliché rétroalvéolaire chez 387 patients au Centre Hospitalier Universitaire Campus de Lomé (Togo). J Rech Sci L'Université Lomé 2018;20:279–86.
- [16] Teman G, Lacan A, Suissa M, Samama D, Sarazin L. Imagerie dentomaxillaire. Encycl Méd-Chir - Radiol 2004;1:354–76. <https://doi.org/10.1016/j.emcrad.2004.02.008>.
- [17] Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. J Can Dent Assoc 2006;72:75–80.
- [18] Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging: Cone beam CT in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res 2003;6:31–6. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0544.2003.259.x>.
- [19] Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg 1988;17:232–6. [https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(88\)80047-x](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(88)80047-x).
- [20] Javed F, Khan FR. Insufficient evidence to claim superiority of bone-ring technique over tent-pole augmentation in Cawood-Howell's Class IV defects. Clin Implant Dent Relat Res 2020;22:654–654. <https://doi.org/10.1111/cid.12929>.

- [21] Yuan S, Mu Z, Huang Y, Bai S, Xu P, Chen T. Comparison of in-situ bone ring technique and tent-pole technique for horizontally deficient alveolar ridge in the anterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res* 2020;22:167–76. <https://doi.org/10.1111/cid.12887>.
- [22] Jabbour M. Os allogénique versus os autogène en chirurgie pré-implantaire - Arbre décisionnel thérapeutique et résultats cliniques. *Inf Dent* 2019;101:1–18.
- [23] Sikkou K, Abdelkoui A, Merzouk N, Berrada S. Prévenir la résorption osseuse pour une meilleure intégration des réhabilitations prothétiques amovibles complètes. *Actual Odonto-Stomatol* 2016;2. <https://doi.org/10.1051/aos/2016072>.
- [24] Zhao R, Yang R, Cooper PR, Khurshid Z, Shavandi A, Ratnayake J. Bone Grafts and Substitutes in Dentistry: A Review of Current Trends and Developments. *Molecules* 2021;26:3007. <https://doi.org/10.3390/molecules26103007>.
- [25] Shue L, Yufeng Z, Mony U. Biomaterials for periodontal regeneration: a review of ceramics and polymers. *Biomater* 2012;2:271–7. <https://doi.org/10.4161/biom.22948>.
- [26] Sanz M, Vignoletti F. Key aspects on the use of bone substitutes for bone regeneration of edentulous ridges. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2015;31:640–7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.03.005>.
- [27] Canceill T, Kichenbrand C, Joniot S, Moby V. Les Substituts Osseux en Odontologie. Partie 1 - Structure du tissu osseux, définition des substituts osseux, cahier des charges. *BioMatériaux Clin* 2018;3.
- [28] Jordana F, Le Visage C, Weiss P. [Bone substitutes]. *Med Sci MS* 2017;33:60–5. <https://doi.org/10.1051/medsci/20173301010>.
- [29] Janicki P, Schmidmaier G. What should be the characteristics of the ideal bone graft substitute? Combining scaffolds with growth factors and/or stem cells. *Injury* 2011;42 Suppl 2:S77-81. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2011.06.014>.
- [30] Colombier M-L, Lesclois P, Tulasne J-F. [Bone graft healing]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2005;106:157–65. [https://doi.org/10.1016/S0035-1768\(05\)85837-1](https://doi.org/10.1016/S0035-1768(05)85837-1).
- [31] Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials* 2005;26:5474–91. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.002>.
- [32] Nasr HF, Aichelmann-Reidy ME, Yukna RA. Bone and bone substitutes. *Periodontol* 2000 1999;19:74–86.
- [33] Chaushu L, Chaushu G, Kolerman R, Vered M, Naishlos S, Nissan J. Histomorphometrical Assessment of Sinus Augmentation Using Allograft (Particles or Block) and Simultaneous Implant Placement. *Sci Rep* 2020;10:9046. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65874-5>.
- [34] Canceill T, Kichenbrand C, Joniot S, Moby V. Les Substituts Osseux en Odontologie. Partie 2 - Classification. *BioMatériaux Clin* 2019;4.
- [35] Campana V, Milano G, Pagano E, Barba M, Cicione C, Salonna G, et al. Bone substitutes in orthopaedic surgery: from basic science to clinical practice. *J Mater Sci Mater Med* 2014;25:2445–61. <https://doi.org/10.1007/s10856-014-5240-2>.
- [36] Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials* 2008;29:2941–53. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.04.023>.
- [37] Bavetta G, Licata ME. The use of human allogenic graft (HBA) for maxillary bone regeneration: review of literature and case reports. *Curr Pharm Des* 2012;18:5559–68. <https://doi.org/10.2174/138161212803307572>.
- [38] de Alencar PGC, Vieira IFV. BONE BANKS. *Rev Bras Ortop* 2010;45:524–8. [https://doi.org/10.1016/S2255-4971\(15\)30297-4](https://doi.org/10.1016/S2255-4971(15)30297-4).
- [39] Ostojić M, Bulj Z, Kordić D, Šunjić D, Buntić A, Juka K, et al. ESTABLISHMENT OF THE BONE TISSUE BANK AT MOSTAR UNIVERSITY CLINICAL HOSPITAL. *Acta Clin Croat* 2019;58:571–5. <https://doi.org/10.20471/acc.2019.58.04.01>.

- [40] Miron RJ, Sculean A, Shuang Y, Bosshardt DD, Gruber R, Buser D, et al. Osteoinductive potential of a novel biphasic calcium phosphate bone graft in comparison with autographs, xenografts, and DFDBA. *Clin Oral Implants Res* 2016;27:668–75. <https://doi.org/10.1111/clr.12647>.
- [41] Pujol-Boulze J. Intérêt des matériaux allogéniques en chirurgie pré-implantaire. 2014.
- [42] Mattout P. [Biological basis and clinical bone reconstruction]. *J Parodontol Implantol Orale* 2012;31.
- [43] Wolfenbarger L, Eisenlohr LM, Ruth K. Demineralized Bone Matrix: Maximizing New Bone Formation for Successful Bone Implantation. In: Pietrzak WS, editor. *Musculoskeletal Tissue Regen. Biol. Mater. Methods*, Totowa, NJ: Humana Press; 2008, p. 93–117. https://doi.org/10.1007/978-1-59745-239-7_6.
- [44] Baldini N, De Sanctis M, Ferrari M. Deproteinized bovine bone in periodontal and implant surgery. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2011;27:61–70. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.017>.
- [45] Khoury G, Khoury E, Meziane S. Reconstitution de maxillaire complet atrophié par blocs allogéniques et mise en charge immédiate sur implants transitoires. *Fil Dent* 2010.
- [46] Simpson KT, Bryington M, Agosto M, Harper M, Salman A, Schincaglia GP. Computer-Guided Surgery Using Human Allogenic Bone Ring With Simultaneous Implant Placement: A Case Report. *Clin Adv Periodontics* 2020;10:16–22. <https://doi.org/10.1002/cap.10073>.
- [47] Khojasteh A, Kheiri L, Motamedian SR, Khoshkam V. Guided Bone Regeneration for the Reconstruction of Alveolar Bone Defects. *Ann Maxillofac Surg* 2017;7:263–77. https://doi.org/10.4103/ams.ams_76_17.
- [48] Colombier M-L, Lesclous P, Tulasne J-F. La cicatrisation des greffes osseuses. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2005;106:157–65. [https://doi.org/10.1016/S0035-1768\(05\)85837-1](https://doi.org/10.1016/S0035-1768(05)85837-1).
- [49] Yamada M, Egusa H. Current bone substitutes for implant dentistry. *J Prosthodont Res* 2018;62:152–61. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.08.010>.
- [50] Verret DJ, Ducic Y, Oxford L, Smith J. Hydroxyapatite cement in craniofacial reconstruction. *Otolaryngol--Head Neck Surg Off J Am Acad Otolaryngol-Head Neck Surg* 2005;133:897–9. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2005.09.001>.
- [51] Fillingham Y, Jacobs J. Bone grafts and their substitutes. *Bone Jt J* 2016;98-B:6–9. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.98B.36350>.
- [52] Guillemain G, Patat JL, Fournie J, Chetail M. The use of coral as a bone graft substitute. *J Biomed Mater Res* 1987;21:557–67. <https://doi.org/10.1002/jbm.820210503>.
- [53] Mohammadi F, Azari A, Nikparto N, Ziaei H. Reconstruction of the Occipital and Parietal Congenital Defect with 3D Custom-Made Titanium Prosthesis: A Case Report with Four and a Half Years of Follow-Up and a Brief Review of Literature. *Case Rep Dent* 2021;2021:7027701. <https://doi.org/10.1155/2021/7027701>.
- [54] Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron-Chabouis H, Duret F, Attal J-P. Understanding dental CAD/CAM for restorations – accuracy from a mechanical engineering viewpoint Comprendre la CFAO pour les restaurations dentaire – la précision vue de l'ingénierie mécanique. *Int J Comput Dent* 2015;4:343–67.
- [55] Gabor A-G, Zaharia C, Stan AT, Gavrilovici AM, Negruțiu M-L, Sinescu C. Digital Dentistry — Digital Impression and CAD/CAM System Applications. *J Interdiscip Med* 2017;2:54–7. <https://doi.org/10.1515/jim-2017-0033>.
- [56] Alghazzawi TF. [Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation]. *J Prosthodont Res* 2016;60:72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>.

- [57] Hoarau R, Zweifel D, Lanthemann E, Zrounba H, Broome M. Planification 3D en chirurgie maxillo-faciale. *Rev Médicale Suisse* 2014;4.
- [58] Kruth J, Wang X, Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Assem Autom* 2003;23:357–71. <https://doi.org/10.1108/01445150310698652>.
- [59] Slots C, Jensen MB, Ditzel N, Hedegaard MAB, Borg SW, Albrektsen O, et al. Simple additive manufacturing of an osteoconductive ceramic using suspension melt extrusion. *Dent Mater* 2017;33:198–208. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.11.012>.
- [60] Jacotti M, Barausse C, Felice P. Posterior Atrophic Mandible Rehabilitation With Onlay Allograft Created With CAD-CAM Procedure: A Case Report. *Implant Dent* 2014;23:22–8. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000023>.
- [61] Eufinger H, Wehmöller M, Machtens E, Heuser L, Harders A, Kruse D. Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data. *J Cranio-Maxillofac Surg* 1995;23:175–81. [https://doi.org/10.1016/S1010-5182\(05\)80007-1](https://doi.org/10.1016/S1010-5182(05)80007-1).
- [62] Balossier A, Durand A, Achim V-V, Noudel R, Hurel S, Emery E. Reconstruction de la voûte crânienne à l'aide de prothèses vitrocéramiques sur mesure. *Neurochirurgie* 2011;57:21–7. <https://doi.org/10.1016/j.neuchi.2010.08.003>.
- [63] Tarsitano A, Mazzoni S, Cipriani R, Scotti R, Marchetti C, Ciocca L. The CAD-CAM technique for mandibular reconstruction : an 18 patients oncological case-series. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2014;1460–4.
- [64] Ciocca L, Marchetti C, Mazzoni S, Baldissara P, Gatto MRA, Cipriani R, et al. Accuracy of fibular sectioning and insertion into a rapid-prototyped bone plate, for mandibular reconstruction using CAD-CAM technology. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2015;43:28–33. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2014.10.005>.
- [65] Antoun H, Sojod B, Karouni M. Autogenous bone graft for vertical augmentation in the posterior mandibular edentulous ridges. *J Parodontol* 2012;31:17.
- [66] Cordaro L, Torsello F, Miuccio MT, Torresanto VM di, Eliopoulos D. Mandibular bone harvesting for alveolar reconstruction and implant placement: subjective and objective cross-sectional evaluation of donor and recipient site up to 4 years. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:1320–6. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02115.x>.
- [67] Donos N, Kostopoulos L, Karring T. Alveolar ridge augmentation by combining autogenous mandibular bone grafts and non-resorbable membranes. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:185–91. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130209.x>.
- [68] Borie G, Lamure J, Le Roy R, Paul A. Les blocs osseux allogéniques en chirurgie préimplantaire. A propos d'un cas. In: Boisramé S, Cousty S, Deschaumes J-C, Descroix V, Devoize L, Lesclois P, et al., editors. 64ème Congrès SFCO, Metz, France: EDP Sciences; 2016, p. 03031. <https://doi.org/10.1051/sfco/20166403031>.
- [69] Blume O, Hoffmann L, Donkiewicz P, Wenisch S, Back M, Franke J, et al. Treatment of Severely Resorbed Maxilla Due to Peri-Implantitis by Guided Bone Regeneration Using a Customized Allogenic Bone Block: A Case Report. *Materials* 2017;10:1213. <https://doi.org/10.3390/ma10101213>.
- [70] Tuna T, Bourak Y, Sachweh H. From a CAD/CAM-milled, allogeneic bone block to an implant-supported fixed partial denture with angulated screw channel: a case report. *Quintessence Int* 2021;56–63.
- [71] Campana S-C, Ostrowski D, Nasr K, Canceill T. Bloc de substitut osseux pour comblement alvéolaire par CFAO. *BioMatériaux Clin* 2019;1.
- [72] Besl PJ, McKay ND. Method for registration of 3-D shapes. In: Schenker PS, editor., Boston, MA: 1992, p. 586–606. <https://doi.org/10.1117/12.57955>.

CONCEPTION D'UN BLOC DE CFAO DE SUBSTITUT OSSEUX : PREMIERS ESSAIS EN LABORATOIRE

RESUME EN FRANÇAIS :

La résorption physiopathologique de l'os alvéolaire peut aboutir à une situation morphologique incompatible avec une restauration prothétique implanto-portée. La chirurgie d'apposition osseuse répond à cette problématique en rétablissant le volume des crêtes osseuses lorsque le défaut contre-indique la solution implantaire. Selon la quantité d'os à reconstruire et la difficulté opératoire, les manipulations ainsi que la durée d'exposition du site opératoire peuvent être source de complications, susceptibles de ralentir la bonne cicatrisation et intégration des greffons. Nous avons cherché à savoir si la conception d'un bloc de substitut osseux compatible avec les usinages de CFAO disponibles en cabinet dentaire pouvait s'avérer être une alternative crédible aux solutions déjà existantes.

CONCEPTION OF A CAD/CAM BONE SUBSTITUTE BLOCK : FIRSTS LABORATORY TRIALS

The alveolar bone's physiopathological resorption can lead to a morphological situation which is not compatible with an implant-supported prosthetic rehabilitation. Bone apposition surgery solves this problem by restoring the bone ridges' volume when the defect contraindicates the implant solution. Depending on the amount of bone to be reconstructed and surgery difficulties, the manipulations and the duration of the surgical site's exposure can be a source of complications, likely to slow down the proper healing and integration of the grafts. We sought to know whether the design of a bone substitute block, compatible with the CAD / CAM devices available in dental offices, could be a plausible alternative to already existing solutions.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : Substitut osseux, bloc, matériaux de comblement, CFAO, apposition osseuse, greffe en onlay, greffon osseux sur mesure, os alvéolaire, résorption, ostéoconduction, ostéointégration.

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III - Paul Sabatier - Faculté de Chirurgie Dentaire
3, Chemin des Maraîchers, 31062 TOULOUSE Cedex

DIRECTEUR DE THESE : Docteur Thibault CANCELL