



HAL
open science

Critères associés à l'échec des implants mandibulaires extra-oraux en titane poreux conçus sur mesure : expérience de 5 ans au CHU de Caen

Marjolaine Vetter

► To cite this version:

Marjolaine Vetter. Critères associés à l'échec des implants mandibulaires extra-oraux en titane poreux conçus sur mesure : expérience de 5 ans au CHU de Caen. Médecine humaine et pathologie. 2019. dumas-02316041

HAL Id: dumas-02316041

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02316041>

Submitted on 15 Oct 2019

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

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

UNIVERSITÉ de CAEN NORMANDIE

FACULTÉ de MÉDECINE

Année 2018/2019

THÈSE POUR L'OBTENTION
DU GRADE DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement le mardi 30 avril 2019

par

Madame VETTER Marjolaine

Née le 22 septembre 1988 à Strasbourg

TITRE DE LA THÈSE :

Critères associés à l'échec des implants mandibulaires extra-oraux en titane poreux conçus sur mesure. Expérience de 5 ans au CHU de Caen.

Président : Monsieur le Professeur BENATEAU Hervé

Membres : Monsieur le Professeur RAOUL Gwenaël

Monsieur le Docteur VEYSSIERE Alexis

Madame le Docteur AMBROISE Béatrice

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur VEYSSIERE Alexis

Année Universitaire 2018/2019**Doyen**

Professeur Emmanuel TOUZÉ

Assesseurs

Professeur Paul MILLIEZ (pédagogie)

Professeur Guy LAUNOY (recherche)

Professeur Sonia DOLLFUS & Professeur Evelyne EMERY (3^{ème} cycle)**Directrice administrative**

Madame Sarah CHEMTOB

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

M.	AGOSTINI Denis	Biophysique et médecine nucléaire
M.	AIDE Nicolas	Biophysique et médecine nucléaire
M.	ALLOUCHE Stéphane	Biochimie et biologie moléculaire
M.	ALVES Arnaud	Chirurgie digestive
M.	AOUBA Achille	Médecine interne
M.	BABIN Emmanuel	Oto-Rhino-Laryngologie
M.	BÉNATEAU Hervé	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
M.	BENOIST Guillaume	Gynécologie - Obstétrique
M.	BERGER Ludovic	Chirurgie vasculaire
M.	BERGOT Emmanuel	Pneumologie
M.	BIBEAU Frédéric	Anatomie et cytologie pathologique
Mme	BRAZO Perrine	Psychiatrie d'adultes
M.	BROUARD Jacques	Pédiatrie
M.	BUSTANY Pierre	Pharmacologie
Mme	CHAPON Françoise	Histologie, Embryologie
Mme	CLIN-GODARD Bénédicte	Médecine et santé au travail
M.	COQUEREL Antoine	Pharmacologie
M.	DAO Manh Thông	Hépatologie-Gastro-Entérologie
M.	DAMAJ Ghandi Laurent	Hématologie
M.	DEFER Gilles	Neurologie
M.	DELAMILLIEURE Pascal	Psychiatrie d'adultes
M.	DENISE Pierre	Physiologie
M.	DERLON Jean-Michel Éméritat jusqu'au 31/08/2020	Neurochirurgie
Mme	DOLLFUS Sonia	Psychiatrie d'adultes
M.	DREYFUS Michel	Gynécologie - Obstétrique
M.	DU CHEYRON Damien	Réanimation médicale
Mme	ÉMERY Evelyne	Neurochirurgie
M.	ESMAIL-BEYGUI Farzin	Cardiologie

Mme	FAUVET Raffaèle	Gynécologie – Obstétrique
M.	FISCHER Marc-Olivier	Anesthésiologie – réanimation et médecine péri-opératoire
M.	GÉRARD Jean-Louis	Anesthésiologie – réanimation et médecine péri-opératoire
M.	GUILLOIS Bernard	Pédiatrie
Mme	GUITTET-BAUD Lydia	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
M.	HABRAND Jean-Louis	Cancérologie option Radiothérapie
M.	HAMON Martial	Cardiologie
Mme	HAMON Michèle	Radiologie et imagerie médicale
M.	HANOUS Jean-Luc	Anesthésiologie – réanimation et médecine péri-opératoire
M.	HULET Christophe	Chirurgie orthopédique et traumatologique
M.	HURAUULT de LIGNY Bruno	Néphrologie
	Éméritat jusqu'au 31/01/2020	
M.	ICARD Philippe	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
M.	JOIN-LAMBERT Olivier	Bactériologie - Virologie
Mme	JOLY-LOBBEDEZ Florence	Cancérologie
M.	JOUBERT Michael	Endocrinologie
Mme	KOTTLER Marie-Laure	Biochimie et biologie moléculaire
M.	LAUNOY Guy	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
M.	LE COUTOUR Xavier	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
M.	LE HELLO Simon	Bactériologie-Virologie
Mme	LE MAUFF Brigitte	Immunologie
M.	LEPORRIER Michel	Hématologie
	Éméritat jusqu'au 31/08/2020	
M.	LEROY François	Rééducation fonctionnelle
M.	LOBBEDEZ Thierry	Néphrologie
M.	MANRIQUE Alain	Biophysique et médecine nucléaire
M.	MARCÉLLI Christian	Rhumatologie
M.	MARTINAUD Olivier	Neurologie
M.	MAUREL Jean	Chirurgie générale
M.	MILLIEZ Paul	Cardiologie
M.	MOREAU Sylvain	Anatomie/Oto-Rhino-Laryngologie
M.	MOUTEL Grégoire	Médecine légale et droit de la santé
M.	NORMAND Hervé	Physiologie
M.	PARIENTI Jean-Jacques	Biostatistiques, info. médicale et tech. de communication
M.	PELAGE Jean-Pierre	Radiologie et imagerie médicale
Mme	PIQUET Marie-Astrid	Nutrition
M.	QUINTYN Jean-Claude	Ophtalmologie
M.	RAVASSE Philippe	Chirurgie infantile
M.	REZNIK Yves	Endocrinologie
M.	ROD Julien	Chirurgie infantile
M.	ROUPIE Eric	Médecine d'urgence
Mme	THARIAT Juliette	Radiothérapie
M.	TILLOU Xavier	Urologie

M.	TOUZÉ Emmanuel	Neurologie
M.	TROUSSARD Xavier	Hématologie
Mme	VABRET Astrid	Bactériologie - Virologie
M.	VERDON Renaud	Maladies infectieuses
Mme	VERNEUIL Laurence	Dermatologie
M.	VIADER Fausto	Neurologie
M.	VIVIEN Denis	Biologie cellulaire

PROFESSEUR DES UNIVERSITÉS

PROFESSEUR ASSOCIÉ DES UNIVERSITÉS A TEMPS PLEIN

M.	VABRET François	Addictologie
----	-----------------	--------------

PROFESSEURS ASSOCIÉS DES UNIVERSITÉS A MI-TEMPS

M.	de la SAYETTE Vincent	Neurologie
Mme	DOMPMARTIN-BLANCHÈRE Anne	Dermatologie
Mme	LESCURE Pascale	Gériatrie et biologie du vieillissement
M.	SABATIER Rémi	Cardiologie

PRCE

Mme	LELEU Solveig	Anglais
-----	---------------	---------

Année Universitaire 2018 / 2019**Doyen**

Professeur Emmanuel TOUZÉ

Assesseurs

Professeur Paul MILLIEZ (pédagogie)

Professeur Guy LAUNOY (recherche)

Professeur Sonia DOLLFUS & Professeur Evelyne EMERY (3^{ème} cycle)**Directrice administrative**

Madame Sarah CHEMTOB

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

M.	ALEXANDRE Joachim	Pharmacologie clinique
Mme	BENHAÏM Annie	Biologie cellulaire
M.	BESNARD Stéphane	Physiologie
Mme	BONHOMME Julie	Parasitologie et mycologie
M.	BOUVIER Nicolas	Néphrologie
M.	COULBAULT Laurent	Biochimie et Biologie moléculaire
M.	CREVEUIL Christian	Biostatistiques, info. médicale et tech. de communication
M.	DE BOYSSON Hubert	Médecine interne
Mme	DEBRUYNE Danièle <small>Éméritat jusqu'au 31/08/2019</small>	Pharmacologie fondamentale
Mme	DERLON-BOREL Annie <small>Éméritat jusqu'au 31/08/2020</small>	Hématologie
Mme	DINA Julia	Bactériologie - Virologie
Mme	DUPONT Claire	Pédiatrie
M.	ÉTARD Olivier	Physiologie
M.	GABEREL Thomas	Neurochirurgie
M.	GRUCHY Nicolas	Génétique
M.	GUÉNOLÉ Fabian	Pédopsychiatrie
M.	HITIER Martin	Anatomie - ORL Chirurgie Cervico-faciale
M.	ISNARD Christophe	Bactériologie Virologie
M.	LEGALLOIS Damien	Cardiologie
Mme	LELONG-BOULOUARD Véronique	Pharmacologie fondamentale
Mme	LEPORRIER Nathalie <small>Éméritat jusqu'au 31/10/2020</small>	Génétique
Mme	LEVALLET Guénaëlle	Cytologie et Histologie
M.	LUBRANO Jean	Chirurgie générale
M.	MITTRE Hervé	Biologie cellulaire
M.	REPESSÉ Yohann	Hématologie
M.	SESBOÜÉ Bruno	Physiologie
M.	TOUTIRAIS Olivier	Immunologie

M. VEYSSIERE Alexis

Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIÉS DES UNIVERSITÉS A MI-TEMPS

Mme	ABBATE-LERAY Pascale	Médecine générale
M.	COUETTE Pierre-André (fin 31/08/19)	Médecine générale
M.	LE BAS François (fin 31/08/19)	Médecine générale
M.	SAINMONT Nicolas (fin 31/08/19)	Médecine générale
Mme	NOEL DE JAEGHER Sophie (fin 31/08/2021)	Médecine générale

Remerciements

Au Professeur Hervé Benateau,

Cher maître, cher Hervé, je te remercie de présider cette thèse. Mais surtout j'aimerais te remercier pour toutes les connaissances que tu m'as transmises. Avoir pu te suivre durant ces cinq années m'a permis d'apprendre non seulement mon métier, mais surtout de l'exercer de façon empathique et responsable. Ta grande humanité ne me quittera pas et je te remercie pour ça.

Au Docteur Alexis Veyssière,

Cher maître, cher Alexis, merci d'avoir dirigé ce travail. Merci pour tout ce que tu m'as appris, merci de toujours avoir été présent pour moi, et de m'avoir aidé dans mes choix. Je n'oublierai pas ta bonne humeur inépuisable et ton insouciance bienveillante.

Au Professeur Raoul,

Cher maître, cher professeur, je vous remercie de me faire l'honneur de participer à l'évaluation de ce travail. En espérant ne pas vous décevoir.

Au Docteur Béatrice Ambroise,

Chère Béatrice, je te remercie de participer à ce jury de thèse. Merci de m'avoir transmis tes connaissances et expériences au cours de cet internat partagé. Merci pour ta gentillesse, ton positivisme, et ton optimisme inspirant !

Au Dr Anne Chatellier,

Chère Anne, je te remercie pour tout ce que tu m'as appris et pour ta rigueur professionnelle. Merci de m'avoir fait découvrir d'autres facettes de cette spécialité.

Au Dr Rachid Garmi,

Cher Rachid, je te remercie pour tout ce que tu m'as appris et pour avoir fait grandir ma confiance en moi.

Au Dr Raphaëlle Prévost,

Chère Raphaëlle, merci pour tous les moments partagés, professionnels et personnels. Tu es une personne formidable.

Au Dr Thomas Wojcik,

Cher Thomas, je suis désolée que tu ne puisses pas juger mon travail le jour de ma soutenance. Merci pour toutes les petites astuces que tu as partagé avec moi. Ta curiosité chirurgicale et tes connaissances me pousseront toujours à apprendre plus.

Au Dr Aude Caillot,

Chère Aude, je t'ai suivie de près au tout début quand tu étais encore ma co-interne et ça m'a bien servi. Merci pour tous ce que tu as partagé avec moi.

A l'ensemble des chirurgiens du COL, le Dr Morbize Julieron, le Docteur Jean Ton Van, le Docteur Sophie El Bédoui, et le Dr Sidonie Villa,

Merci de m'avoir accueilli lors de mon inter-CHU à Lille. Je vous remercie pour toutes les nouvelles techniques apprises et d'avoir partagé avec moi vos connaissances. Je n'oublierai pas de ne jamais faire un geste de trop.

Au Docteur Simon Deraedt,

Cher Simon, je te remercie d'avoir partagé avec moi et mes co-internes ton excellence chirurgicale et surtout, tous ces moments de rires !

Au Docteur Bénédicte Gilliot,

Chère Bénédicte, merci de m'avoir accueilli 6 mois dans ton service et d'avoir partagé avec moi tes connaissances et ta précision chirurgicale. Merci surtout pour la confiance que tu m'as accordé.

Au Docteur Jean-Yves Goudal,

Cher Monsieur Goudal, merci d'avoir partagé avec moi votre expérience et vos techniques impatientes.

Au Dr Dany Diep,

Cher Dany, merci pour ce que tu m'as appris et pour ton expertise précieuse.

Au Dr Aymeric Maltezeanu et au Dr Cheick Diakité, merci pour tout ce que vous m'avez appris, et pour tout le reste... Au regret que vous ne soyez jamais mes chefs. Vous auriez été mes préférés !

Je n'oublie pas tous ceux que j'ai croisé dans ma formation et qui m'ont tant apporté en si peu de temps, merci Hamady, Franklin et Cynthia.

A mes co-internes, Marine, Pierre, Julien, Jihane, Alexandre, Elise, Jeff, Clément, Selya, Alexis, Jeanne, Antoine, Jean-Louis et Anh-Claire, qui ont été ma famille durant ces 5 dernières années, merci d'avoir partagé les coups durs mais surtout les moments de bonheur. Merci Amandine, tu es mon modèle de working girl. Merci Claire, tu as illuminé mon internat. Merci aussi Frédérique pour ta bonne humeur intarissable. Merci Julien pour l'équipe économale, on s'est bien marré.

Merci Safia et Max, je suis heureuse de vous connaître, avec votre bonne humeur contagieuse. Merci à tous les autres pour les - très - bons moments partagés, souvent hors de l'hôpital, merci à Lara, Cindy, Dima, William...

Merci aux filles du COL, Justine et Nour. Je n'aurais pas pu rêver meilleures co-internes durant ce semestre. Merci pour votre patience et le temps que vous m'avez donné pour la rédaction de cette thèse. Merci surtout pour toute cette bonne humeur et ce soupçon de folie. Vous êtes les meilleures !

Merci à l'équipe du 14 et du 15, travailler avec vous a toujours été un plaisir. A Patricia, Marie-Pierre, Hélène, Florine, Nancy, Emilie, Patricia, Sylvie, Elise, Pauline, Bruno, Delphine, Rachel, Nathalie, et tous ceux que j'oublie. C'est avec regret qu'on se quitte ici, mais je ne vous oublierai pas.

Merci à Margaux et Romain, co-internes et colloc' de mon cœur, pour votre soutien et pour avoir toujours été là pour moi. Merci aussi à tous les autres de Tahiti, vous avez rendu ce semestre encore meilleur, et on partait de haut.

Merci Mahaut, pour ton accueil à Lille et pour m'avoir bien souvent changé les idées lors de la rédaction de cette thèse.

Au Docteur Rougeot et Delagrande,

Merci de m'accueillir dans votre service pour poursuivre cette aventure chirurgicale. Je sais d'avance qu'elle sera riche et ensoleillée.

A mes vieux amis, sans vous je n'en serai pas là aujourd'hui. Merci Amélie pour ton amitié inflexible depuis toutes ces années, toutes nos conversations ne cesseront de me faire grandir. Merci Alex d'être présente avec bienveillance depuis l'externat. La distance est dure à tenir parfois. Merci Kanda, je ne peux plus rentrer dans une bibliothèque sans penser à toi.

Merci Yvelin pour les révisions en anglais. Merci à Maxime pour le photoshopage sur mesure. Et merci à Pauline pour la dernière ligne droite !

Merci à toutes les autres personnes qui ont de près ou de loin participé à cette thèse, merci Pauline Vidal pour les réponses rapides, merci Alexandra pour la biblio, merci à Elisabeth pour les stats. Merci à ma belle-famille pour votre patience et votre aide.

Merci à tous ceux qui ont lu, relu, et re-relu ma thèse pour les corrections.

A ma famille, merci. Merci pour le soutien sans faille, vos encouragements et surtout, merci d'être là, présents. Merci à mes parents, de sans cesse me guider. Merci à ma sœur, le lien qui nous uni est indescriptible. Merci à mon frère, pour ta présence et ta bienveillance. Merci aussi à Evelyne, Muriel, Arnaud... pour le soutien (et la relecture). Merci à Ewen et Célian de savoir si bien me distraire.

Merci à toi Samuel, pour ton soutien et ton aide lors de la rédaction de ce travail. Merci de rendre, chaque jour, le monde un peu plus beau à tes cotés. Merci de me rendre meilleure.

Aux patients,
Primum non nocere.

Abréviations

ATCD: Antécédents

ATM: Articulation Temporo-Mandibulaire

BMPs: Bone Morphogenetic Proteins

CAD: Computer-Aided Design

CAM: Computer-Aided Manufacturing

CAO: Conception Assistée par Ordinateur

CAS: Computer-Assisted Surgery

CHU: Centre Hospitalo-Universitaire

CNAMTS: Caisse Nationale de l'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

DMI: Dispositif Médical Implantable

FAO: Fabrication Assistée par Ordinateur

HA: Hydroxyapatite

HPV: Human Papillomavirus

IGFs: Insulin Growth Factor

MPa: Méga Pascal

PDF: Portable Document Format

PEEK: PolyEtherEtherKetone

SLM: Selective Laser Melting

β -TCP: Phosphate Tricalcique typé bêta

TGF- β : Transforming Growth Factor bêta

TNF- α : Tumor Necrosis Factor alpha

PRF: Platelet Rich Fibrin ou Fibrine Riche en Plaquette

PTFE: PolyTétraFluoroEthylène

VADS: Voie Aérodigestive Supérieure

Liste des Figures et Tableaux :

Figure 1 : Neurulation	2
Figure 2 : Bourgeons et arc branchiaux (COULY, 1990)	3
Figure 3 : Cartilage de Meckel (JM SAUTIER, 2012)	4
Figure 4 : Centres cartilagineux secondaires (JM SAUTIER, 2012)	5
Figure 5 : Mandibule [5]	7
Figure 6 : Articulation temporo-mandibulaire (PELLETIER, 1969)	8
Figure 7 : Muscles élévateurs de la mandibule (PELLETIER, 1969)	10
Figure 8 : Muscles abaisseurs de la mandibule (PELLETIER, 1969)	11
Figure 9 : Os spongieux ou trabéculaire (LERICHE, 2014)	13
Figure 10 : Schématisation de l'os lamellaire compact et spongieux (KRISTIC)	14
Figure 11 : Le remodelage osseux (NATAF, 2009)	15
Figure 12 : Déformation en fonction de la contrainte, domaine élastique et plastique (Vilayphiou, 2012)	18
Figure 13 : Pelvi-glosso-mandibulectomie interruptrice [15]	21
Figure 14 : Les différents sites de prélèvement pour une greffe osseuse	23
Figure 15 : Principe du lambeau libre fibulaire (Facial Plastic, Reconstructive, and Trauma Surgery, Robert W.DOLAN)	24
Figure 16 : Vascularisation par le pédicule fibulaire [26]	25
Figure 17 : Lambeau libre double barre [37]	28
Figure 18 : Distracteur mandibulaire interne (catalogue KLS Martin)	29
Figure 19 : Lambeau libre de scapula [15]	31
Figure 20 : Scanner d'une patiente présentant une perte de substance de type H droite selon la classification de Jewer. Phase de segmentation des données scannographiques – Materialise®	32
Figure 21 : Segmentation de l'angioscanner des membres inférieurs de la même patiente. Représentation de la fibula gauche avec son pédicule. Phase de planification : les segments osseux qui vont reconstruire la perte de substance osseuse sont définis et les guides de coupe sont dessinés – Materialise®	33
Figure 22 : Planification de la reconstruction mandibulaire : position des segments osseux fibulaires. Plaques d'ostéosynthèses en titane qui seront imprimées en 3D – Materialise®	34
Figure 23 : Cranioplastie avec plaque en or, environ an 800, du Musée de l'or, Pérou.	37
Figure 24 : Implant bi-partie en titane poreux conçu par CAO/FAO. Conception par mirroring – Materialise®	40
Figure 25 : Hydroxyapatite macroporeuse sous forme de parallélépipèdes de tailles différentes – Catalogue Biocetis®	42
Figure 26 : Cranioplastie sur mesure. Céramique conçue sur mesure – Osseomatrix®	43
Figure 27 : Implant en PEEK conçu sur mesure pour une cranioplastie – Cavendish Implants®	44
Figure 28 : Ostéointégration d'un implant en titane poreux par rapport à un titane lisse (Chang, 1998)	46
Figure 29 : Principe de la méthode SLM (http://www.custompartnet.com/wu/selective-laser-sintering)	47
Figure 30 : Vue peropératoire d'un implant symphysaire	52
Figure 31 : Vue peropératoire d'un lambeau fibulaire conformé sur le site de prélèvement. L'implant poreux en titane permet l'ostéosynthèse avec le moignon mandibulaire (reconstruction d'une perte de substance classée H-o suite à la résection d'un rabdomyosarcome dans l'enfance).	52
Figure 32 : Panoramique dentaire postopératoire du patient précédent	53

Figure 33 : Panoramique dentaire postopératoire du patient dont l'infection de son implant est en lien avec la dent 48 en désinclusion.	59
Figure 34 : Panoramique dentaire postopératoire d'un patient ayant bénéficié d'une reconstruction par lambeau libre fibulaire associée à un implant symphysaire. Initialement, il présentait une perte de substance de type LHL-ms suite à une tentative d'autolyse balistique. Une distraction mandibulaire avait donné des résultats incomplets	60
Figure 35 : Reconstruction 3D du scanner postopératoire d'un patient ayant bénéficié d'un implant mandibulaire gauche pour asymétrie faciale.....	61
Figure 36 : Panoramique dentaire postopératoire du patient précédent.....	62

Tableaux :

Tableau 1 : Descriptif de la population ayant bénéficié d'un implant poreux en titane.....	54
Tableau 2 : Causes des déposes des implants poreux en titane	55
Tableau 3 : Facteurs associés à la dépose des implants poreux 3D en titane poreux	56
Tableau 4 : Succès et causes des échecs en fonction de la localisation de l'implant.....	57

Sommaire

I/ MISE EN CONTEXTE ET GENERALITES	1
1. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE MANDIBULAIRE	2
1.1. Embryologie (Couly, 1990) (Couly, 2002)	2
1.2. Anatomie mandibulaire (Netter, 2015) (Bouchet and Cuilleret, 1997)	6
1.3. Physiologie et rôle mandibulaire	9
1.4. Propriétés et physiologie de l'os mandibulaire (Thomas et al., 2008)	12
1.4.1. Organisation du tissu osseux.....	12
1.4.2. Notion de remodelage osseux	14
1.4.3. Réparation osseuse après fracture	16
1.5. Biomécanique mandibulaire (Ferré, 1995)	16
2. RECONSTRUCTION MANDIBULAIRE TRADITIONNELLE	19
2.1. Objectifs	19
2.2. Indications	19
2.3. Techniques chirurgicales	22
2.3.1. Perte de substance non interruptrice	22
2.3.2. Perte de substance interruptrice	24
2.3.2.1. Lambeau libre de fibula.....	24
2.3.2.2. Lambeau libre de fibula double barre	27
2.3.2.3. Alternatives	28
2.3.2.3.1. Distraction osseuse.....	29
2.3.2.3.2. Autres lambeaux osseux.....	30
2.3.3. Apport de la modélisation 3D.....	32
2.3.3.1. Dans la reconstruction par lambeau libre fibulaire.....	32
2.3.3.2. Dans la distraction osseuse	36
3. RECONSTRUCTION MANDIBULAIRE PAR SUBSTITUT OSSEUX	37
3.1. Historique.....	37
3.2. Définition d'un biomatériau.....	37
3.3. Notion de Dispositif Médical Implantable (DMI)	38
3.4. Indications des substituts osseux en chirurgie maxillo-faciale.....	39
3.4.1. Cranioplasties.....	40
3.4.2. Région orbito-zygomatique.....	40
3.4.3. Région mandibulaire basilaire.....	41
3.4.4. Région mandibulaire alvéolaire.....	41
3.5. Panel des biomatériaux utilisés pour se substituer à l'os en chirurgie maxillo-faciale.....	41
3.5.1. Autogreffe, allogreffe et xéno greffe.....	41
3.5.2. Biomatériaux de synthèse.....	42
3.5.3. Le titane, de l'ostéosynthèse aux implants poreux.....	45
3.5.3.1. Notion de porosité et intérêt	45
3.5.3.2. Impression 3D du titane	46
II/ ETUDE CLINIQUE	48
1. INTRODUCTION	49
2. MATERIELS ET METHODES.....	50
2.1. Patients.....	50
2.2. Implants poreux en titane conçus en 3D.....	50
2.3. Méthodologie statistique	53

3. RESULTATS.....	54
4. DISCUSSION.....	58
4.1. Analyse des échecs des implants en titane poreux dans notre étude	58
4.1.1. Liés aux motifs des déposes.....	58
4.1.2. Liés aux patients et à la chirurgie.....	59
4.1.3. Liés à la localisation symphysaire de l'implant.....	60
4.1.4. Conclusion.....	61
4.2. Comparaison par rapport à la littérature	62
4.2.1. Utilisation d'implant en titane dans l'optique d'une reconstruction mandibulaire.....	62
4.2.2. Implant d'apposition à visée esthétique	63
4.2.3. Reconstruction par implant en titane poreux dans d'autres localisations.....	65
4.3. Réflexions sur les solutions à apporter	65
5. CONCLUSION	67
BIBLIOGRAPHIE.....	68
ANNEXES.....	74
ANNEXE 1 : CLASSIFICATIONS DES PERTES DE SUBSTANCE MANDIBULAIRE (J.-R. PAOLI ET AL, 2006).....	74
ANNEXE 2 : DEMANDE DE CHIRURGIE VIRTUELLE OU D'IMPLANT SUR MESURE A LA COMPAGNIE MATERIALISE®	75
ANNEXE 3 : EXEMPLE DE PLANIFICATION D'UN IMPLANT EN TITANE POREUX REALISE SUR MESURE PAR MATERIALISE®	76
ANNEXE 4 : EXEMPLE DE CHIRURGIE VIRTUELLE ASSOCIEE A UN IMPLANT EN TITANE POREUX REALISE SUR MESURE PAR MATERIALISE®	79

I/ MISE EN CONTEXTE ET GENERALITES

1. Anatomie et physiologie mandibulaire

1.1. Embryologie [1] [2]

L'organogénèse débute à la 4^{ème} semaine, elle fait suite à l'embryogénèse et la gastrulation. A ce stade, l'embryon est rectiligne, formé par trois tissus primitifs :

- l'ectoderme, destiné à la formation du derme, du système nerveux central et du mésenchyme cervico-céphalique
- le mésoderme, qui formera l'ensemble du squelette et des muscles, ainsi que le système cardio-vasculaire, les reins et l'ensemble du tissu conjonctif
- l'endoderme, à l'origine du tube digestif et de l'arbre bronchique

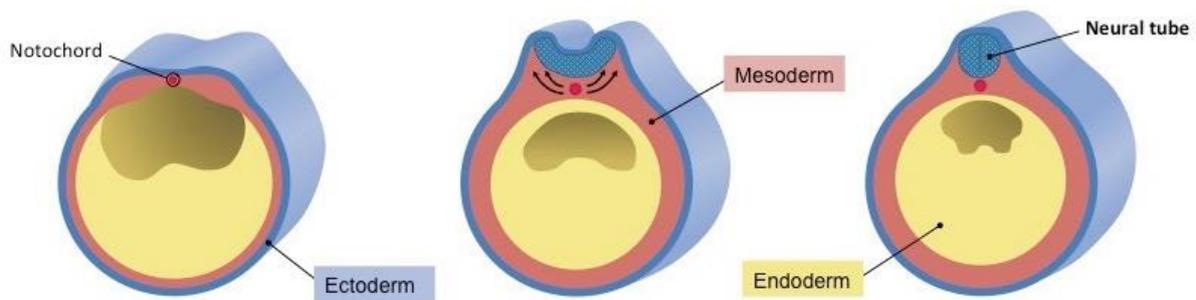


Figure 1 : Neurulation

Puis la neurulation va permettre progressivement l'apparition du système nerveux central. Une partie de l'ectoderme, sous l'influence de la notochorde, se différencie en neurectoderme qui donne la plaque neurale. De la plaque neurale apparaît le tube neural et les cellules des crêtes neurales. Ces dernières ont une haute capacité migratoire et sont à l'origine de l'ensemble des os de la face. Après leur migration vers la partie antérieure de l'ectoderme, elles arrivent à la partie inférieure du tube neural jusqu'au bourgeon naso-frontal et aux arcs branchiaux, structures paires se développant de façon latérale à droite et gauche pour fusionner secondairement au niveau de la ligne médiane.

Le 1er arc branchial ou arc mandibulaire, va donner les deux bourgeons maxillaires supérieurs en haut, et les deux bourgeons mandibulaires en bas. Ces derniers sont à l'origine de la mandibule, de la lèvre inférieure, du menton et de la peau du tiers inférieur de la joue.

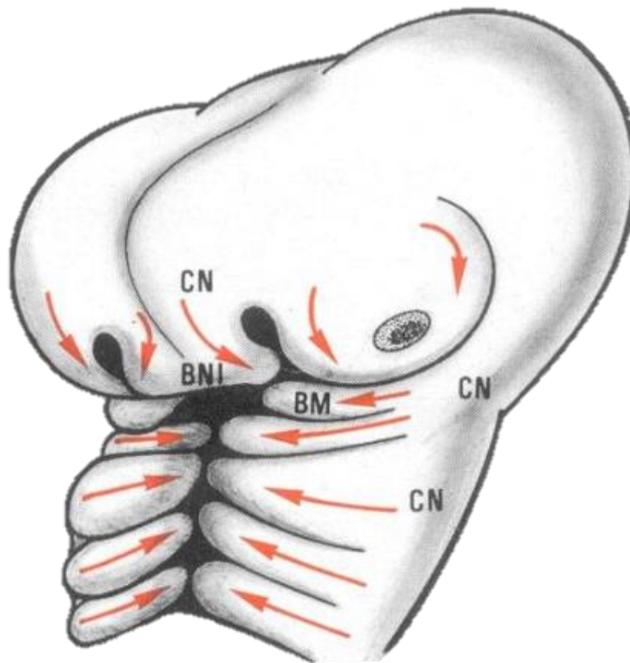


Figure 2 : Bourgeons et arc branchiaux (COULY, 1990)

BNI : bourgeon nasal interne

BM : bourgeon maxillaire

CN : cellules des crêtes neurales, les flèches représentent leurs migrations

Ces arcs sont donc composés de :

- mésenchyme mésodermique à l'origine des muscles de la face,
- mésenchyme ectoblastique provenant des cellules des crêtes neurales, à l'origine du massif facial ; les cellules formant le bourgeon mandibulaire proviennent de la crête rhombencéphalique antérieure et de la partie postérieure du mésencéphale.

Ils sont recouverts par l'ectoderme dont l'apoptose lors de la mésodermisation permet la fusion des bourgeons entre eux. Ainsi la fusion des bourgeons entre eux (nasal interne, nasal externe, maxillaire et mandibulaire) va délimiter la cavité stomodéale, ou bouche primitive.

Les cellules mésenchymateuses ectoblastiques du bourgeon mandibulaire vont interagir avec l'endoderme pharyngien et se différencier pour devenir des chondroblastes, des ostéoblastes, des cémentoblastes ou des odontoblastes.

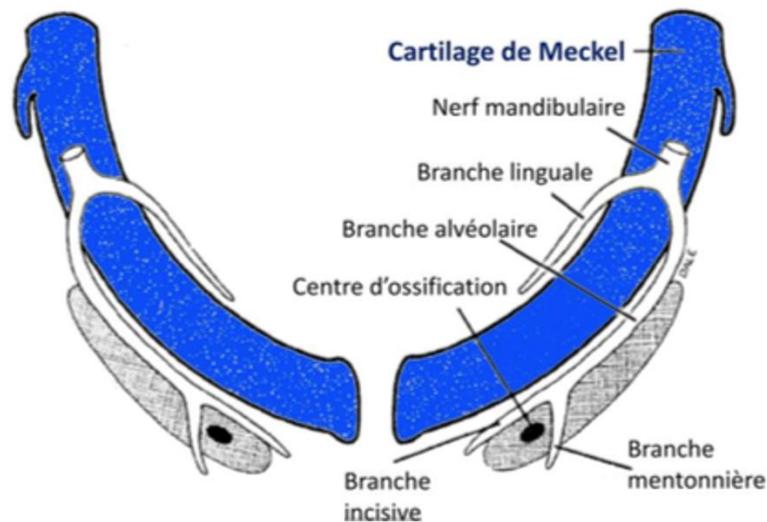


Figure 3 : Cartilage de Meckel (JM SAUTIER, 2012)

Elles vont aussi induire la chondrogenèse du cartilage de Meckel. Celui-ci sert de « tuteur » pour la formation de la mandibule qui se forme à partir de centres d'ossifications en même temps que se développe l'innervation mandibulaire. En effet, il existe une induction neurale trigéminal par l'intermédiaire du nerf alvéolaire inférieur de ces centres d'ossifications.

Cette ossification primaire est membraneuse, elle fait suite à la métaplasie directe du tissu conjonctif en tissu osseux sans passer par une maquette cartilagineuse. Cette ossification membraneuse se fait en présence de contraintes mécaniques faibles, grâce à l'activité des ostéoblastes. Elle produit du tissu osseux primaire, dit fibreux ou réticulaire, mal organisé dont l'existence est temporaire. Il sera remplacé secondairement par un os mature lamellaire.

Ensuite, vers le 4^{ème} mois, vont apparaître des centres cartilagineux secondaires permettant la croissance mandibulaire. Ils sont angulaires, coronoïdiens, condyliens et mentonniers. Ceux-ci sont temporaires, le cartilage angulaire et coronoïdien disparaissent dans la première année de vie. Au niveau de la symphyse, les centres cartilagineux contribuent à la croissance en largeur de la mandibule pendant les premiers mois de vie. Puis, ils disparaissent lors de la synostose symphysaire qui a lieu vers la fin de la première année. L'épaississement symphysaire et l'architecture diploétique mandibulaire apparaîtront secondairement par apposition périostée dans les premières années de vies.

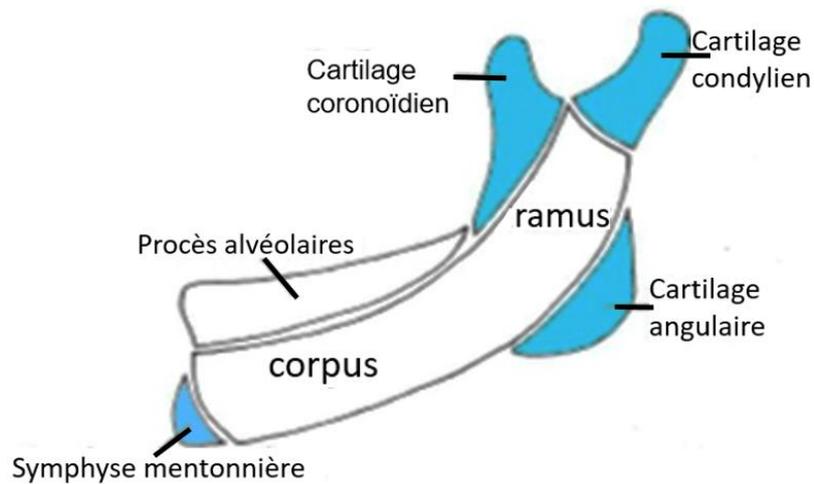


Figure 4 : Centres cartilagineux secondaires (JM SAUTIER, 2012)

Le cartilage condylien subsiste plus longtemps, jusqu'à la fin de la croissance. C'est le cartilage le plus actif dans la croissance mandibulaire. Grâce à lui, la mandibule grandit en hauteur et en largeur. A la fin de la croissance, il ne reste qu'une lame de fibrocartilage assurant l'interface avec le condyle tempore et le disque interarticulaire.

Le cartilage de Meckel va entrer en apoptose pour disparaître lors du 6^{ème} mois fœtal. Son extrémité antérieure sera en partie incorporée à la symphyse, et son extrémité postérieure donnera par ossification endochondrale le marteau et l'enclume de l'oreille moyenne.

Par la suite, chez le fœtus et le nourrisson, la croissance mandibulaire est stimulée de façon dynamique par les gaines périostées des muscles masticateurs et linguaux qui sont mis en tension lors des phénomènes de succion et de déglutition. C'est la croissance viscérale. De même, la contraction des muscles ptérygoïdiens latéraux interagit avec le cartilage condylien pour stimuler sa croissance. Il s'agit là d'un système de croissance qui répond aux tensions locales lors de la mise en jeu des muscles de la sphère buccale.

Chez l'enfant, la croissance mandibulaire dépend du cartilage condylien mais aussi des forces musculaires masticatrices et de l'occlusion dentaire. La langue continue de jouer un rôle de stimulateur dynamique de cette croissance.

1.2. Anatomie mandibulaire [3] [4]

Véritable pare-choc de la face, la mandibule est l'os qui forme le tiers inférieur de la face. C'est aussi le seul os mobile du massif facial, s'articulant avec le reste du massif osseux par l'intermédiaire de deux articulations temporo-mandibulaires (ATM) et de l'engrainement des deux arcades dentaires entre elles.

La mandibule est formée d'une partie arciforme médiane à concavité postérieure, le corps mandibulaire, et de deux branches osseuses verticales, se détachant à angle droit de la partie postérieure du corps mandibulaire, et se terminant par le condyle mandibulaire de chaque côté.

Le corps de la mandibule est formé d'une partie supérieure, l'arcade dentaire, où les dents sont soutenues par l'os alvéolaire qui a la spécificité de « vivre et mourir » avec elles, c'est-à-dire que sa présence dépend de la présence dentaire et de leurs contraintes mécaniques. Son bord inférieur est quant-à-lui formé par l'os basilaire, épais et convexe. Il est particulièrement corticalisé et participe à la solidité de la mandibule.

La face externe du corps mandibulaire est croisée, à gauche comme à droite, par la ligne oblique externe, allant vers le haut et l'arrière jusqu'à se prolonger avec le bord antérieur de la branche montante. Les branches montantes mandibulaires – ou ramus mandibulaire – sont deux lames osseuses aplaties dans le sens sagittal formant à leur partie basse l'angle mandibulaire – ou gonion. Elles se terminent en haut par l'apophyse coronoïde en avant, donnant l'insertion au tendon du muscle temporal et par le condyle en arrière. Les bords postérieur et inférieur de ces branches sont épais et fortement corticalisés.

A la face interne de chaque ramus, pénètre le nerf dentaire inférieur (branche du nerf mandibulaire, troisième branche du nerf trijumeau(V3)) par l'orifice du canal dentaire inférieur, protégé en avant par l'épine de Spix. Ce nerf parcourt la mandibule jusqu'en avant où il sort par le foramen mentonnier situé sur la face externe du corps mandibulaire à peu près à mi-hauteur en regard des prémolaires. Il donne la sensibilité des dents mandibulaires, de la lèvre inférieure et du menton.

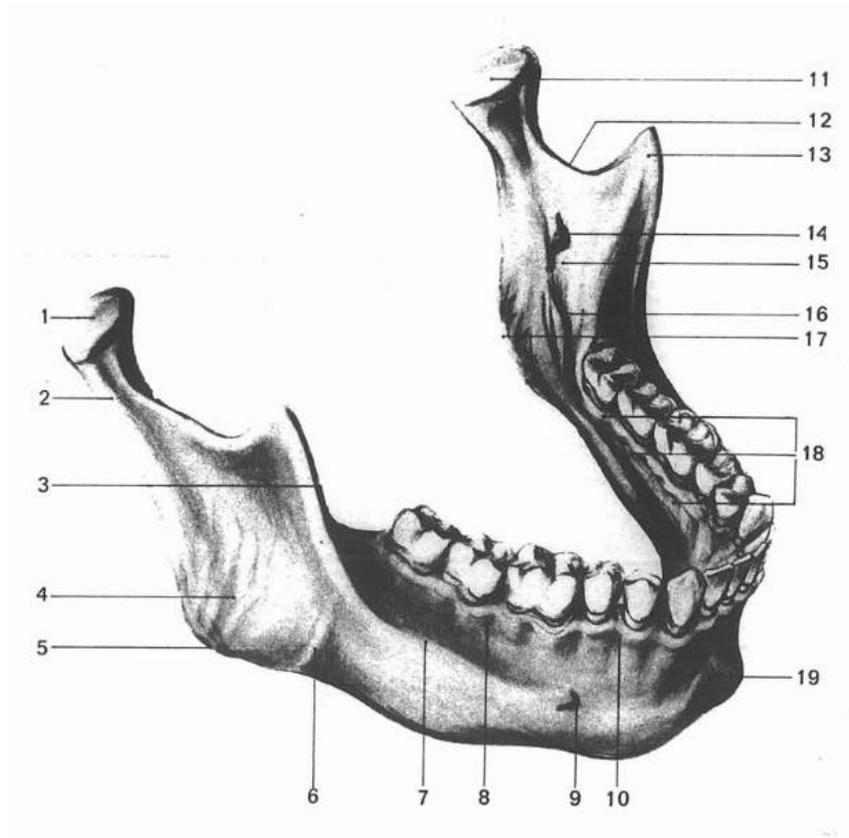


Figure 5 : Mandibule [5]

- | | | |
|--|---------------------------------------|---|
| <i>1 et 11 : tête condylienne</i> | <i>7 : ligne oblique externe</i> | <i>15 : épine de Spix</i> |
| <i>2 : col condylien</i> | <i>8 et 10 : os alvéolaire</i> | <i>16 : ligne oblique interne</i> |
| <i>3 : branche montante</i> | <i>9 : foramen mentonnier</i> | <i>17 : insertion du ptérygoïdien médial</i> |
| <i>4 : insertion du masséter</i> | <i>12 : échancrure sigmoïde</i> | <i>18 : table interne du rempart alvéolaire</i> |
| <i>5 : angle</i> | <i>13 : apophyse coronoïde</i> | <i>19 : symphyse</i> |
| <i>6 : encoche de l'artère faciale</i> | <i>14 : orifice du canal dentaire</i> | |

Le condyle fait suite au col condylien à la partie supéro-postérieure du ramus. C'est un relief ovoïde à grand axe oblique vers l'arrière et le dedans, à développement surtout interne puisqu'il est déjeté en dedans par rapport à la face externe du ramus mandibulaire. Sa face supérieure est convexe dans le sens transversal et sagittal. Son versant antérieur est convexe, très développé et recouvert de cartilage alors que son versant postérieur, presque vertical sert d'insertion à la capsule articulaire.

Il répond au condyle temporal, formé par la racine transverse de l'arcade zgomatique, et à la fosse glénoïde en arrière qui reçoit le condyle mandibulaire lors des mouvements de rétropulsion.

L'articulation temporo-mandibulaire (ATM) est une diarthrose bi-condylienne, elle met en rapport deux surfaces articulaires convexes. Un disque interarticulaire, de forme biconcave, prolongeant le muscle ptérygoïdien latéral, permet l'adaptation de deux condyles entre eux.

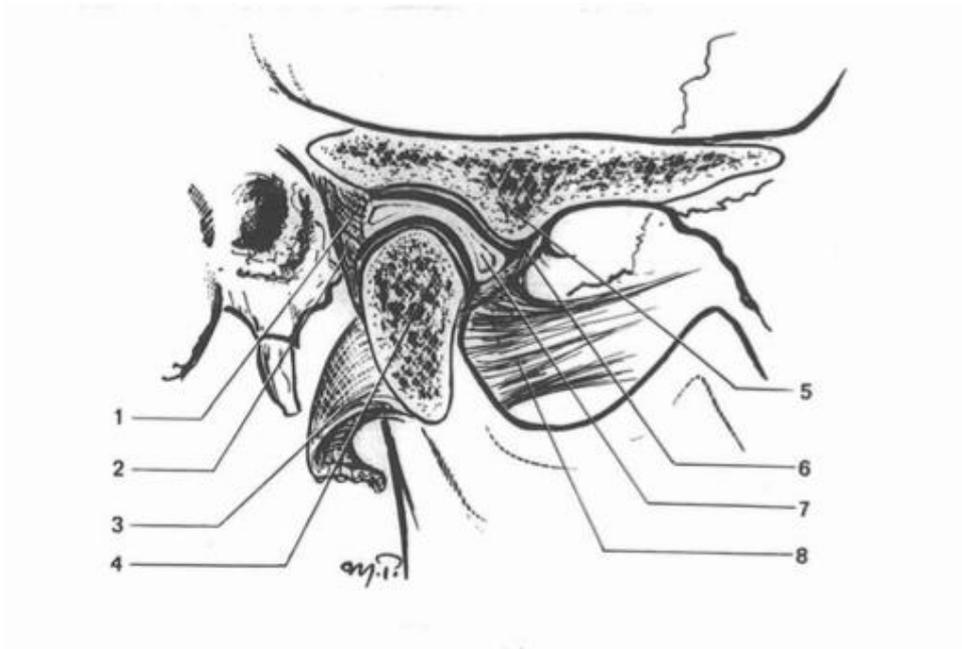


Figure 6 : Articulation temporo-mandibulaire (PELLETIER, 1969)

- | | |
|---|--------------------------------------|
| 1 : <i>Frein méniscal postérieur</i> | 5 <i>Condyle temporal</i> |
| 2 <i>Capsule articulaire</i> | 6 <i>Frein méniscal antérieur</i> |
| 3 <i>Ligament latéral externe désinséré</i> | 7 <i>Ménisque</i> |
| 4 <i>Condyle maxillaire</i> | 8 <i>Muscle ptérygoïdien externe</i> |

L'os mandibulaire est formé d'une corticale externe et de travées d'os spongieux en interne. La mobilité de la mandibule se fait grâce aux muscles masticateurs qui s'insèrent à son contact. Certains muscles peauciers s'insèrent eux aussi sur la mandibule et se terminent au niveau cutané.

1.3. Physiologie et rôle mandibulaire

La mandibule est le seul os mobile de la face. Son rôle principal est la mastication. Celle-ci est possible grâce au fonctionnement synchrone des deux articulations temporo-mandibulaires et la bonne contraction des muscles masticateurs.

La mandibule effectue des mouvements dans les trois plans de l'espace :

- dans un sens antéro-postérieur, ce sont les mouvements d'antépulsion et rétropulsion ;
- dans un sens supéro-inférieur, grâce aux muscles abaisseurs et éleveurs de la mandibule. Le mouvement d'abaissement comporte un temps de glissement puis de rotation du condyle mandibulaire. Celui-ci peut même se subluser en avant de la racine transverse du zygomatique lors de l'ouverture buccale exagérée ;
- dans un sens droite-gauche, grâce à la contraction asymétrique des muscles ptérygoïdiens, la mandibule effectue alors des mouvements de diduction.

La mastication, pour se faire correctement, demande la combinaison de ces mouvements afin de réaliser une circumduction.

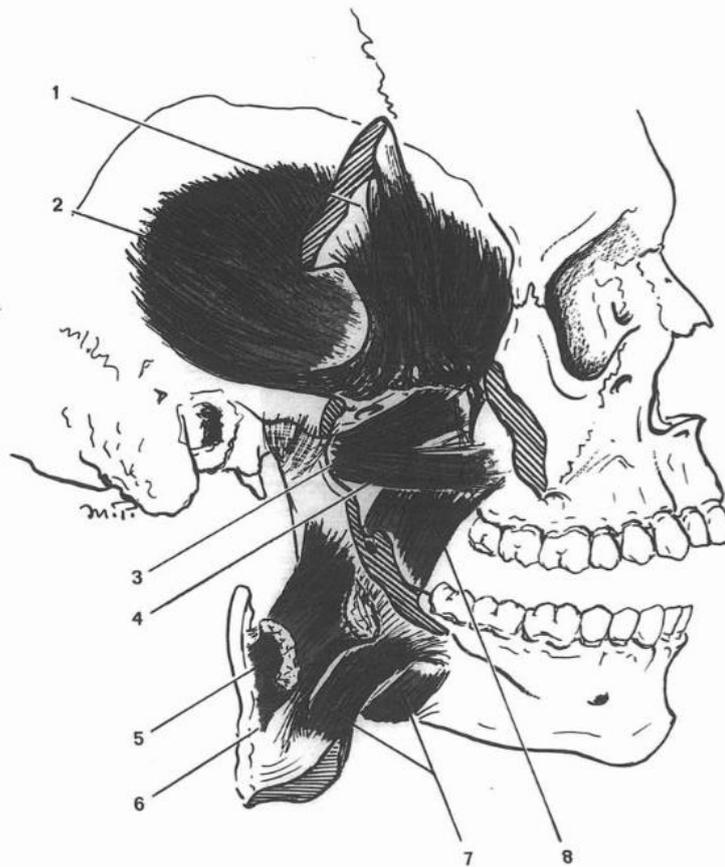


Figure 7 : Muscles élévateurs de la mandibule (PELLETIER, 1969)

- | | |
|---|--|
| 1 : <i>apophyse coronoïde et tendon du muscle temporal</i> | 5 : <i>chef profond du muscle masséter</i> |
| 2 : <i>muscle temporal</i> | 6 : <i>arcade zygomatique sectionnée</i> |
| 3 : <i>chef sphénoïdal du muscle ptérygoïdien externe</i> | 7 : <i>chef superficiel du muscle masséter</i> |
| 4 : <i>chef ptérygo-maxillaire du muscle ptérygoïdien externe</i> | 8 : <i>muscle ptérygoïdien interne</i> |

Les muscles masticateurs sont représentés par :

- les muscles élévateurs de la mandibule : le muscle ptérygoïdien médial, le muscle temporal (fibres antérieures et moyennes), le muscle masséter
- les muscles propulseurs de la mandibule : le muscle ptérygoïdien latéral
- les muscles rétropulseurs de la mandibule : le muscle temporal (fibres postérieures)
- les muscles abaisseurs de la mandibule : le muscle mylo-hyoïdien, le muscle digastrique (par son ventre antérieur) et le muscle génio-hyoïdien. Ceux-ci abaissent la mandibule à condition que l'os hyoïde soit fixé (c'est à dire que les muscles sous hyoïdiens soient contractés), dans le cas contraire, ils sont élévateurs de l'os hyoïde.

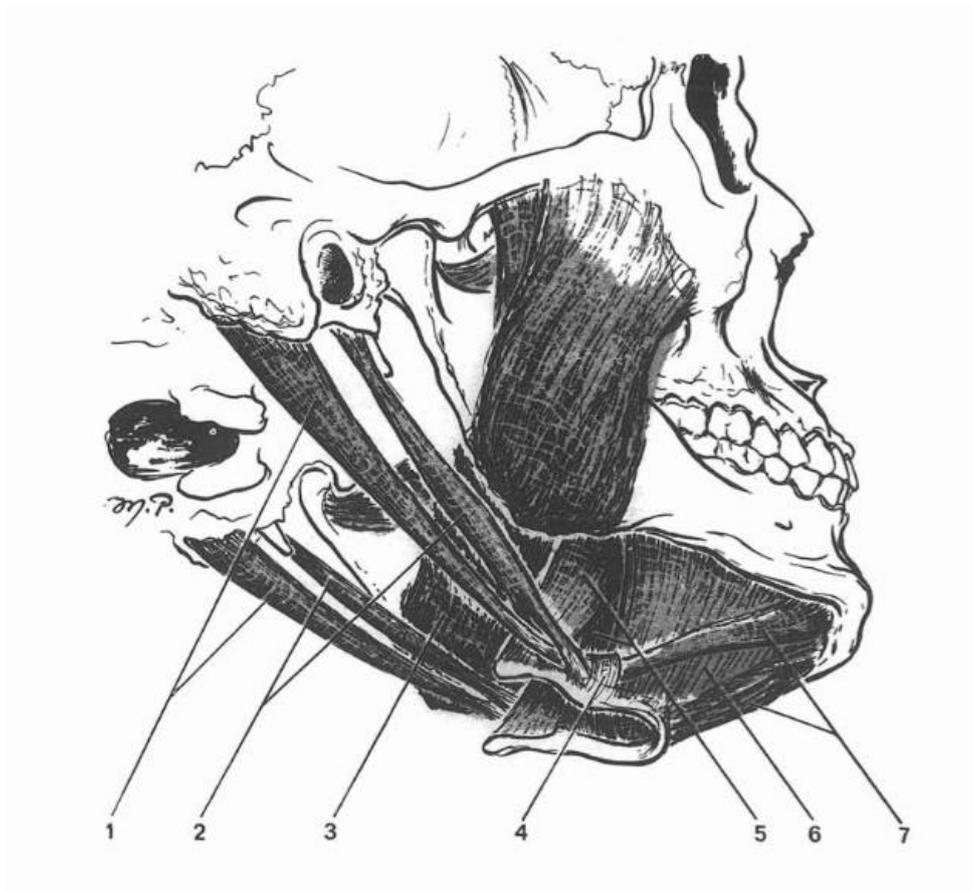


Figure 8 : Muscles abaisseurs de la mandibule (PELLETIER, 1969)

1: ventre postérieur des muscles digastriques
 2 : muscles stylo-hyoïdiens
 3 : muscle ptérygoïdien interne
 4 : tendon intermédiaire du muscle digastrique

5 : muscle hyoglosse
 6 : muscle mylo-hyoïdien
 7 : ventre antérieur des muscles digastriques

Une mastication efficace fait aussi intervenir l'ensemble de la denture. L'engrènement des dents maxillaires et des dents mandibulaires détermine l'occlusion. Cette dernière est un véritable point de repère en chirurgie mandibulaire. La stabilité occlusale est aussi un point clé du fonctionnement physiologique des ATM.

La mandibule intervient aussi, en raison de sa mobilité, dans d'autres fonctions telles que la phonation, l'élocution, la déglutition.

1.4. Propriétés et physiologie de l'os mandibulaire [6]

1.4.1. Organisation du tissu osseux

L'os humain comprend des cellules spécifiques et une matrice extracellulaire comportant deux parties. La première partie est minérale, majoritaire à 70 %, composée de phosphate de calcium. La deuxième partie est organique composée principalement de fibre de collagène. La cristallinité et le taux de calcium de la partie minérale dépendent principalement du type d'os et de l'âge du patient.

Les cellules composant l'os sont :

- les ostéoclastes qui résorbent la matrice osseuse minéralisée,
- les ostéoblastes qui synthétisent et participent à la minéralisation de la matrice,
- les ostéocytes, qui sont placés dans la matrice minéralisée et jouent le rôle de mécanorécepteurs,
- les cellules bordantes qui forment une barrière fonctionnelle entourant l'os ; elles sont une réserve d'ostéoblastes inactifs et ont un rôle important dans la modulation de l'activité ostéoclastique.

On distingue deux structures primaires :

- l'os fibreux ou réticulaire est un os immature, peu minéralisé, à trame collagénique orienté dans tous les sens. Il est rencontré lors de l'embryogénèse ou lors de la réparation des fractures. Mécaniquement fragile, il est voué à être remplacé par l'os lamellaire.
- l'os lamellaire est un os mature, organisé en lamelles parallèles entre elles. Il peut être :
 - o cortical
 - o trabéculaire ou spongieux.

L'os cortical est un os ayant une faible porosité (autour de 10 %) et une très bonne résistance aux contraintes mécaniques. Il donne à l'os sa rigidité.

L'os trabéculaire est très poreux (70 à 90 %), il est fait de travées osseuses séparées par des tissus adipeux et hématopoïétiques. Il représente donc une importante surface d'échange. Par sa microarchitecture, il participe aussi à la résistance osseuse pour les contraintes en compression. Sa microarchitecture est définie par les critères suivants :

- le nombre de travées, qui est un facteur clé de résistance osseuse

- l'épaisseur des travées
- la distance entre les travées

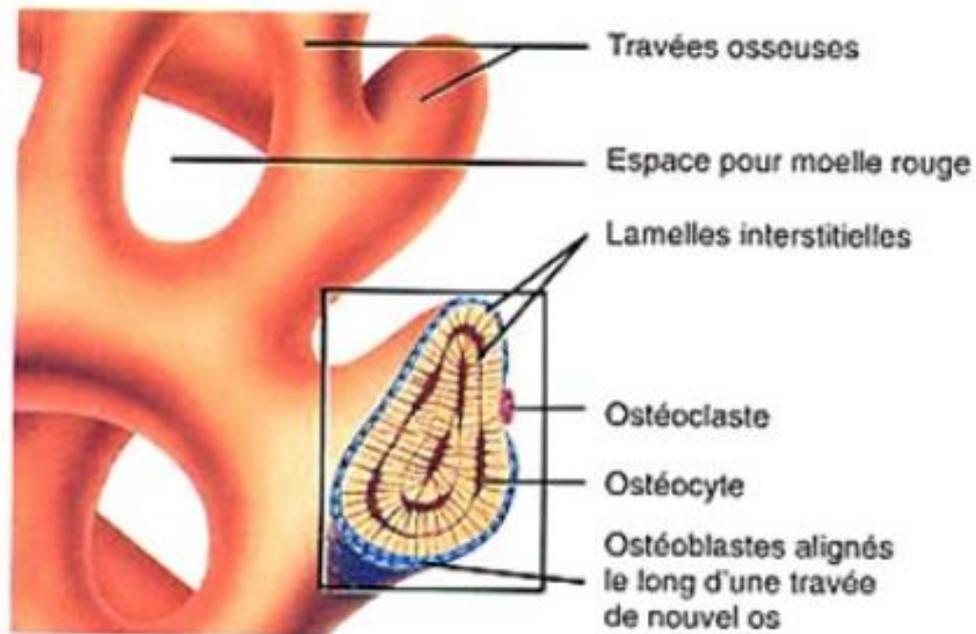


Figure 9 : Os spongieux ou trabéculaire (LERICHE, 2014)

L'os mandibulaire est formé d'un os cortical en forme de U avec en son centre un os trabéculaire. Il est entouré par une membrane conjonctive : le périoste. Celui-ci est formé de deux couches, une cellulaire au contact de l'os, capable de produire des ostéoblastes, ayant un rôle dans l'ossification secondaire et la réparation osseuse. Une autre, externe, fibreuse faite de tissu conjonctif dense s'ancrant à certains endroits dans l'os par l'intermédiaire des fibres de Sharpey.

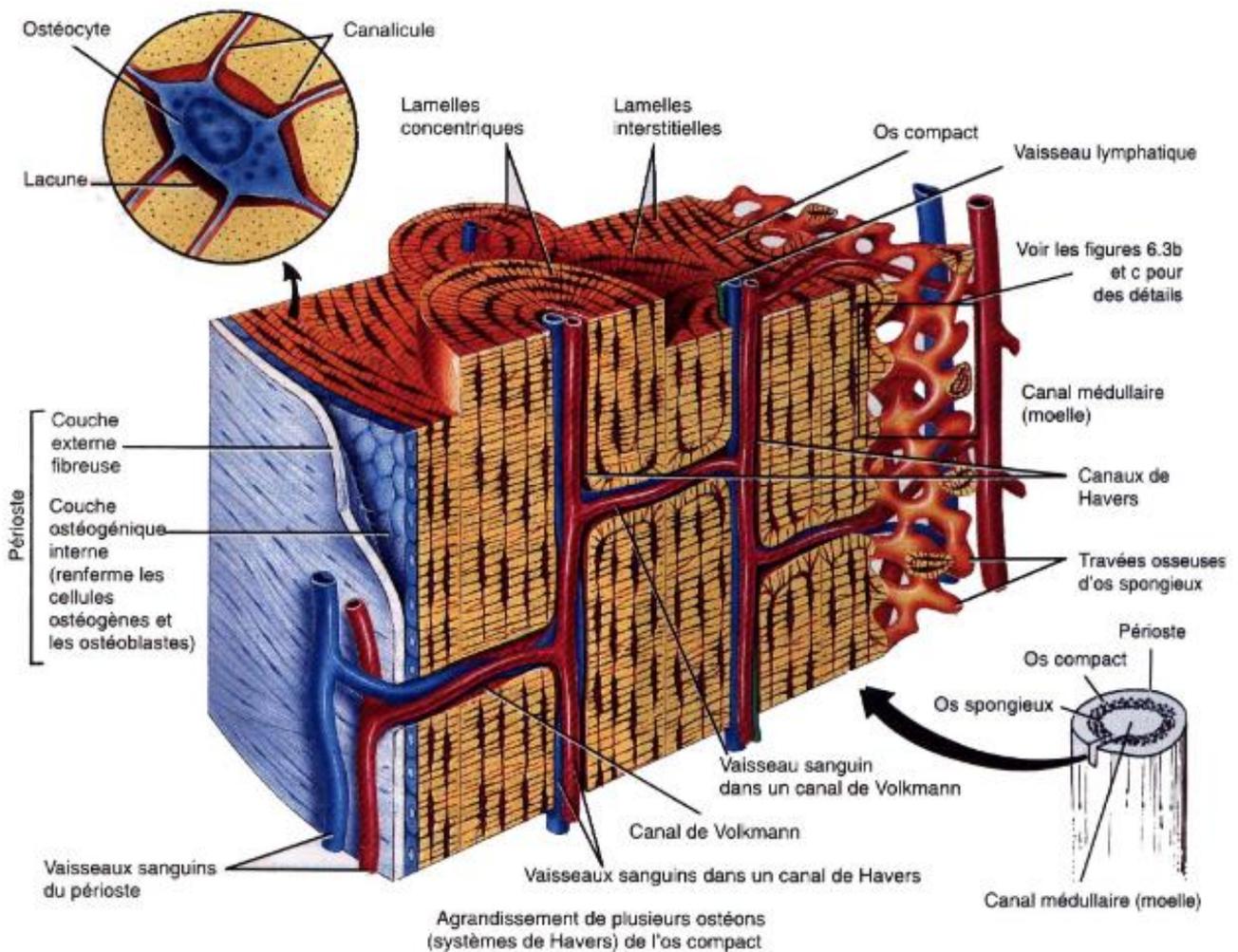


Figure 10 : Schématisation de l'os lamellaire compact et spongieux (KRISTIC)

1.4.2. Notion de remodelage osseux

Le remodelage osseux est un phénomène perpétuel qui permet d'adapter le squelette aux contraintes mécaniques répétées de son environnement et de réguler l'équilibre phosphocalcique. Cette ossification secondaire associe résorption et formation osseuse selon 4 étapes :

1. la phase d'activation : après activation des cellules bordantes, celles-ci se rétractent en dégradant le collagène sous-jacent et laissant ainsi les ostéoclastes se fixer à la matrice extracellulaire.
2. la phase de résorption : l'activation des ostéoclastes permet de dégrader la partie minérale puis organique de la matrice extracellulaire et de former ainsi une lacune (lacune de Howship).

3. la phase d'inversion : les ostéoclastes sont remplacés par des macrophages pour ensuite laisser place aux ostéoblastes.
4. la phase de formation : les ostéoblastes synthétisent une nouvelle matrice extracellulaire non minéralisée (le tissu ostéoïde) qui sera minéralisée secondairement.

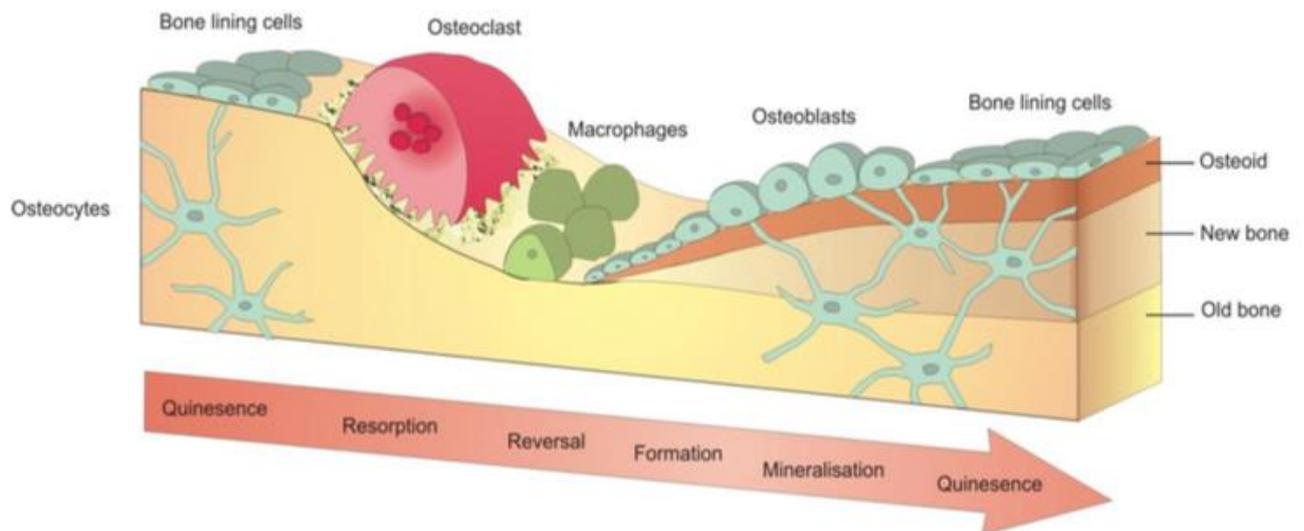


Figure 11 : Le remodelage osseux (NATAF, 2009)

Ce phénomène est plus rapide pour l'os trabéculaire. Jusqu'à 20 ans, la masse osseuse augmente puis elle se stabilise : c'est notre capital osseux. Puis celui-ci diminue lentement avec l'âge.

Les facteurs favorisant la résorption osseuse sont :

- les hormones : la parathormone, la vitamine D3,
- les facteurs locaux : les prostaglandines,
- les cytokines pro-inflammatoires (Tumor Necrosis Factor α (TNF- α) l'interleukine 1 et 6).

Les facteurs favorisant la croissance osseuse sont :

- les hormones : la calcitonine, les oestrogènes, l'hormone de croissance,
- les facteurs locaux : le Transforming Growth Factor bêta (TGF- β), le Bone Morphogenetic Proteins (BMPs), les Insulin Growth Factor (IGFs).

Les contraintes mécaniques jouent, au travers des mécanorécepteurs, sur la formation osseuse. Devant une contrainte, le tissu osseux s'adapte en augmentant sa formation. C'est la loi de Wolf : la croissance osseuse se produit en réaction aux forces et sollicitations qui s'exercent sur l'os.

Mais si les forces appliquées sont trop fortes ou trop faibles, il se produit une augmentation de la résorption osseuse.

1.4.3. Réparation osseuse après fracture

Grâce aux phénomènes vus précédemment, l'os a la capacité de se réparer seul au décours d'une fracture.

La fracture entraîne une hémorragie associée à une destruction de l'architecture tissulaire. Une phase inflammatoire se met en place, impliquant macrophages, granulocytes, cytokines pro-inflammatoires. Puis une prolifération mésenchymateuse et angiogénique forme un nouveau tissu conjonctif qui deviendra ensuite le cal osseux. De même, les cellules progénitrices osseuses provenant du périoste se différencient en ostéoblastes sous l'effet de facteurs moléculaires tels que le TGF- β , les BMP et les IGF. Ceux-ci synthétisent le tissu ostéoïde qui remplace peu à peu le tissu conjonctif néo-formé, permettant l'obtention d'un cal calcifié.

Ce cal osseux va bénéficier secondairement d'un remodelage osseux qui lui permettra de prendre une forme plus anatomique.

Ce phénomène est favorisé par l'immobilisation du foyer fracturaire.

Si ce phénomène de réparation est mal conduit, il peut aboutir à des pertes de substance osseuse. De même certaines pathologies laissent des défauts osseux trop importants pour que ce phénomène de réparation fonctionne correctement.

1.5. Biomécanique mandibulaire [7]

La vision de la biomécanique mandibulaire a beaucoup évolué ces dernières années. Auparavant, la résistance mandibulaire était attribuée à des poutres horizontales basilaires et alvéolaires, renforcées par des poutres verticales se prolongeant vers le condyle et le coroné.

La vision moderne décrit la mandibule comme un os à structure micro-alvéolaire à paroi travaillante. La structure micro-alvéolaire est l'os spongieux, la paroi travaillante est l'os cortical soumis aux forces des muscles masticateurs. Lors de la mastication, les forces verticales sont transmises au maxillaire. De même, la mandibule est alors soumise à des contraintes internes en compression au niveau du bord basilaire et à des contraintes internes en traction au niveau de la partie alvéolaire.

De plus, les forces externes appliquées à la mandibule au travers des muscles et de la mastication sont des forces de :

- traction,
- compression,
- torsion,
- cisaillement [8] [9].

A ces forces, l'os mandibulaire doit répondre. Comme tout biomatériau, la réponse n'est pas la même en fonction de la nature et de l'importance de la contrainte.

Pour des contraintes faibles, l'os réagit dans le domaine élastique, c'est-à-dire qu'il se déforme mais retrouve sa forme initiale à la fin de la contrainte.

Pour les contraintes plus importantes, l'os réagit dans le domaine plastique, c'est-à-dire qu'il conserve à la fin de la contrainte une déformation résiduelle. Si la contrainte augmente encore, il finit par casser car il n'est pas capable d'absorber une telle énergie.

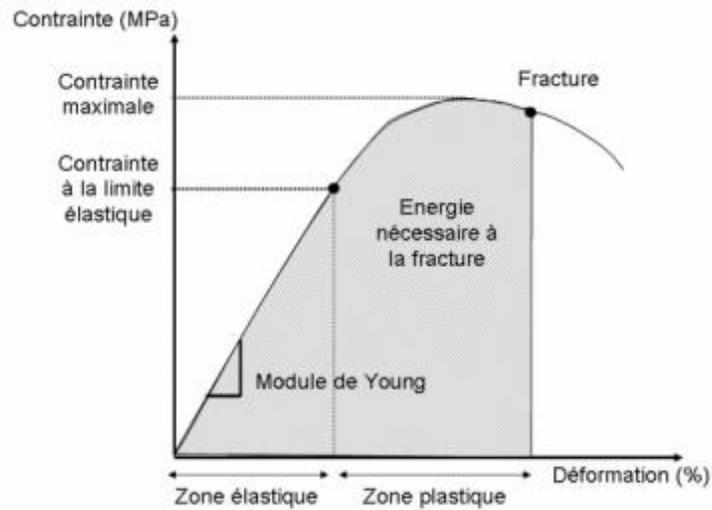


Figure 12 : Déformation en fonction de la contrainte, domaine élastique et plastique (Vilayphiou, 2012)

C'est l'os cortical et la minéralisation qui donnent à la mandibule sa rigidité (domaine élastique) alors que c'est la phase organique qui définit sa ductilité (domaine plastique).

2.Reconstruction mandibulaire traditionnelle

2.1. Objectifs

La reconstruction mandibulaire doit être autant fonctionnelle qu'esthétique et donc s'acharner à remplir certaines obligations.

Elle doit permettre en premier lieu de restaurer la capacité de mobilité mandibulaire pour préserver la mastication et la déglutition qui permettent la réalimentation per os du patient. Elle doit aussi permettre la phonation et l'élocution nécessaire au langage.

Il est également nécessaire qu'elle restaure une harmonie esthétique et une symétrie afin de préserver l'apparence du patient.

Les buts de la reconstruction mandibulaire sont de rétablir la normalité physiologique dans [10]:

- le rapport entre les arcades dentaires, c'est-à-dire de rétablir l'occlusion,
- le rapport entre les bases osseuses mandibulaire et maxillaire,
- la projection du menton et la symétrie de l'étage inférieur du visage,
- la position du condyle.

Elle doit aussi permettre de proposer au patient une réhabilitation dentaire.

Cette reconstruction, en rendant au patient son autonomie et son visage, participe à la prise en charge des dommages psychologiques de ces patients. En effet, il ne faut pas sous-estimer l'importance de l'investissement personnel des patients dans la chirurgie reconstructrice.

En pratique, l'occlusion sert, quand c'est possible, à guider cette reconstruction. C'est en effet, lorsque le patient est denté, un paramètre précis et fiable utilisé en chirurgie traumatologique et orthognathique.

2.2. Indications

Les pertes de substances non interruptrices mandibulaires n'obligent pas forcément à une reconstruction. En effet, tant que le bord basilaire reste continu la mandibule conserve sa forme et ses fonctions.

Les pertes de substance de l'os alvéolaire doivent être prises en compte dans la réhabilitation dentaire, en général lors de greffes osseuses pré-implantaires.

Les pertes de substances mandibulaires créant une interruption osseuse imposent une reconstruction mandibulaire spécifique. Historiquement, ce sont les « gueules cassées » de la première guerre mondiale qui ont promu cette discipline. De nos jours, les étiologies des pertes de substances interruptrices mandibulaires sont le plus souvent d'origine traumatique, carcinologique, ou liées à une ostéoradionécrose [11].

Les étiologies traumatologiques sont surtout représentées par les traumatismes balistiques. Les pertes de substances osseuses sont alors fréquemment associées à des pertes de substances des parties molles. La reconstruction ne se fait jamais en première intention. La prise en charge initiale a d'abord pour but la stabilisation hémodynamique du malade, la protection des voies aériennes supérieures ainsi que le parage des plaies et le maintien des espaces naturels, en veillant à préserver le maximum de tissus viables possible.

Les tentatives de suicide par arme à feu constituent la première cause de traumatismes balistiques de la face, devant les tentatives d'homicide et les accidents [12].

Les fractures mandibulaires se compliquant secondairement de pseudarthrose peuvent aboutir à des pertes de substances osseuses souvent limitées, non interruptrices, nécessitant rarement un geste de reconstruction globale.

La chirurgie carcinologique mandibulaire intéresse différentes pathologies. D'un côté il y a les tumeurs bénignes mandibulaires (odontogénique ou non) mais localement agressives nécessitant une résection osseuse large. Une exérèse interruptrice est souvent nécessaire après récurrence suite à un premier traitement conservateur. Celles-ci sont surtout représentées par l'améloblastome qui est doué d'une agressivité et d'un caractère récidivant singulier [13].

De l'autre côté il y a les tumeurs malignes, qui peuvent être d'origine muqueuse, osseuse, ou encore glandulaire. Le carcinome épidermoïde de la cavité buccale et de l'oropharynx est la forme histologique la plus fréquente. Il est en France le 6^{ième} cancer le plus fréquent chez les hommes et le 11^{ième} chez les femmes. Il est le plus souvent lié à une intoxication alcoolotabagique, même si de plus en plus de cas en lien avec une infection à HPV (en particulier l'HPV16) sont décrits pour les carcinomes oropharyngés. Ces derniers sont alors plus agressifs, plus récidivants et intéressent des patients plus jeunes [14].

Selon leur localisation, extension et infiltration, ceux-ci peuvent nécessiter une résection interromptrice de la mandibule.

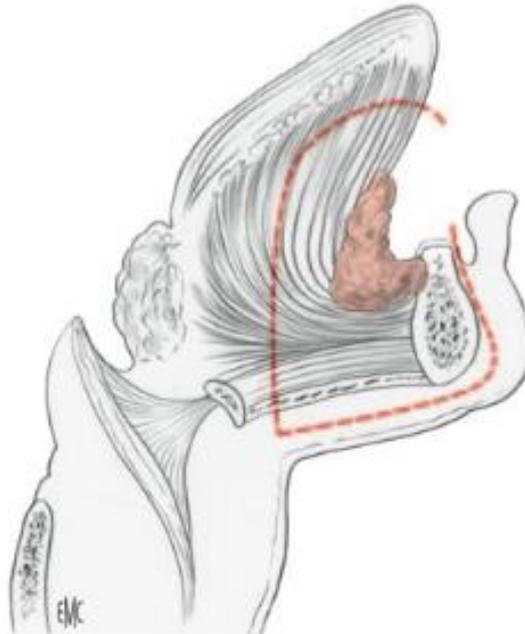


Figure 13 : Pelvi-glosso-mandibulectomie interromptrice [15]

De façon moins fréquente, les carcinomes épidermoïdes peuvent aussi se développer sur des lésions à évolution potentiellement cancéreuse (anciennement lésions précancéreuses) de la muqueuse buccale tel que les leucoplasies (tabagique ou non) ou le lichen plan. Si ces pathologies muqueuses sont correctement suivies, leur exérèse précoce permet souvent une conservation de l'os mandibulaire au moins de façon partielle.

Les cancers osseux primitifs tel que l'ostéosarcome, le sarcome d'Edwing et les métastases sont rencontrés de façon plus rare au niveau de la mandibule. Si le sarcome nécessite une résection osseuse élargie après chimiothérapie néo-adjuvante, les métastases osseuses mandibulaires requièrent le plus souvent un traitement oncologique général.

Les tumeurs malignes des glandes salivaires accessoires, tel que le carcinome muco-épidermoïde, peuvent nécessiter une exérèse osseuse, souvent maxillaire du fait de leur répartition topographique [16].

L'ostéoradionécrose est une étiologie fréquemment rencontrée. C'est une nécrose osseuse de la mandibule qui fait suite à une irradiation ionisante. Son épidémiologie suit celle des cancers des VADS. Grâce aux progrès de la radiothérapie (calcul de dose et

irradiation multifaisceaux), l'incidence des ostéoradionécroses est en diminution, aujourd'hui inférieure à 5 %. Cette pathologie peut relever d'un traitement médical et/ou d'une oxygénation hyperbare lorsque l'exposition osseuse et les signes cliniques et radiologiques sont limités. Dans les formes plus évoluées, une chirurgie conservatrice peut être proposée. Malheureusement l'évolution se fait souvent vers l'apparition de complications (fistule et orostome) et l'échec des traitements conservateurs amène progressivement à poser l'indication de mandibulectomie interruptrice pour reconstruire la mandibule [17].

Les lambeaux libres de périoste sont de plus en plus décrits pour la prise en charge des ostéoradionécroses avec de bons résultats et prennent de plus en plus de place dans l'arsenal thérapeutique de cette pathologie [18].

Les ostéochimionécroses liées à l'utilisation des bisphosphonates donnent une nécrose osseuse avec exposition de l'os en bouche, le plus souvent après un geste d'extraction dentaire. Cette pathologie est plus fréquemment localisée au maxillaire qu'à la mandibule. Le traitement est rarement une chirurgie d'exérèse, car celle-ci a tendance à aggraver l'évolution de la maladie. En effet, dans le cadre de l'ostéochimionécrose, c'est l'ensemble du squelette qui est atteint [19].

Il existe d'autres causes plus rares de pertes osseuses mandibulaires telles que les infections, notamment les ostéomyélites diffuses qui évoluent en « rongement » l'os et nécessitent l'exérèse et la reconstruction de l'os alors mité [20].

2.3. Techniques chirurgicales

2.3.1. Perte de substance non interruptrice

La greffe osseuse est une solution de reconstruction acceptable lorsque la perte de substance osseuse mandibulaire n'est pas interruptrice ou lorsqu'elle est limitée (inférieure ou égale à 6cm) et que le lit d'aval est de bonne qualité.

En effet la vascularisation du greffon va entièrement dépendre du lit receveur, ce qui contre-indique cette technique sur des terrains préalablement irradiés, ou qui vont l'être. N'apportant pas de tissus mous, elle ne peut restaurer que les pertes de substances osseuses exclusives.

Le site donneur le plus utilisé est la crête iliaque. Elle permet un prélèvement mono ou bicortical. Pour un prélèvement bicortical, une côte peut aussi être utilisée. D'autres sites donneurs permettent des prélèvements uniquement monocorticaux tels que la calvaria, la mandibule ou le tibia.

La greffe est ensuite ostéosynthésée par des plaques rigides afin d'être la plus immobile possible. En effet, une instabilité du montage favoriserait la résorption osseuse du greffon et pourrait mener à l'échec. De plus, l'ostéointégration du greffon est aléatoire, en fonction du lit receveur. Il existe souvent une part de résorption du greffon qui peut être importante, à l'origine de perte de volume. Néanmoins, utilisées dans de bonnes indications, elles sont fiables [21]. Notons que les greffes osseuses d'origine calvariale ont une résorption plus faible. Ceci est expliqué par l'origine embryonnaire commune de l'os pariétal et de l'os mandibulaire [22].

Cette technique est limitée par le volume osseux qu'elle peut apporter, qui diminue encore en fonction de la résorption osseuse. Multiplier les sites donneurs pose le problème d'augmenter les comorbidités.

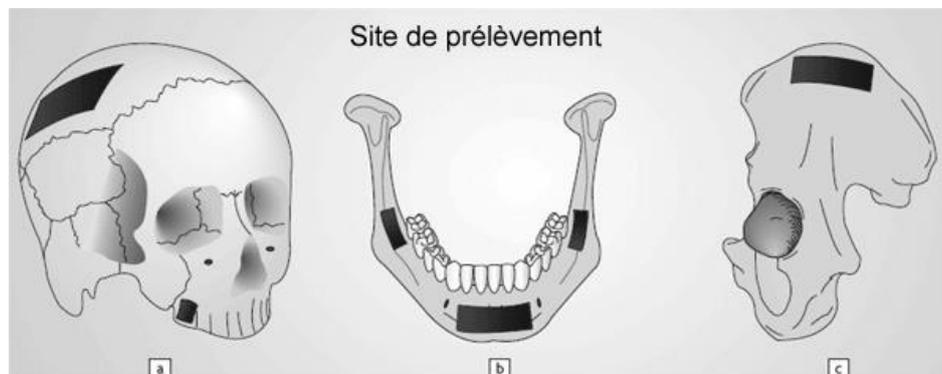


Figure 14 : Les différents sites de prélèvement pour une greffe osseuse

a : pariétal b : mandibulaire, ramique et symphysaire c : crête iliaque

Pour ces raisons, l'utilisation de biomatériaux en alternative ou en complément d'une greffe osseuse est de plus en plus souvent utilisée. C'est une technique de choix pour la chirurgie pré-implantaire. Dans ce cas-là, les prélèvements osseux sont préférentiellement réalisés en mandibulaire ou calvarial afin d'apporter un os ayant la même origine embryologique et qui subira donc une résorption plus limitée.

A cette greffe peuvent être associés des substituts osseux. La fermeture muqueuse étanche peut être associée à des membranes synthétiques pour parfaire l'étanchéité [23].

2.3.2. Perte de substance interruptrice

2.3.2.1. Lambeau libre de fibula

Aujourd'hui, le gold standard pour la reconstruction des pertes osseuses interruptrices de la mandibule est le lambeau libre de péroné (grec) ou de fibula (latin). Décrit initialement pour la reconstruction des os long par Taylor *et al.* en 1975 [24], c'est Hidalgo qui, en 1989, propose son utilisation en chirurgie maxillo-faciale [25].

Il s'agit d'un lambeau osseux qui permet de reconstruire des pertes osseuses importantes allant jusqu'à 25 cm et donc dépassant l'hémi-mandibule. Le prélèvement ne peut pas intéresser toute la longueur du péroné car l'épiphyse supérieure, vascularisée par l'artère tibiale antérieure, doit être laissée en place. Et pour conserver la stabilité de la cheville 7 cm de péroné distaux doivent être respectés.

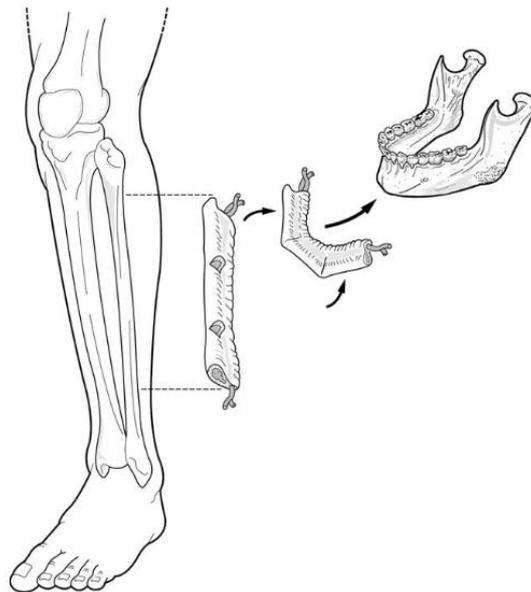


Figure 15 : Principe du lambeau libre fibulaire (Facial Plastic, Reconstructive, and Trauma Surgery, Robert W.DOLAN)

Sa vascularisation est fiable puisque l'artère péronière (ou fibulaire) est une constante anatomique naissant du tronc tibio-péronier, 7 cm sous la tête fibulaire. Cette artère vascularise l'os fibulaire de façon double. Premièrement, l'artère nourricière pénètre le

péroné à sa face postéro-médiale à plus ou moins 3 cm de son milieu ; elle permet une vascularisation centro-médulaire. Secondairement, le péroné bénéficie aussi d'une vascularisation périostée par l'intermédiaire des multiples branches périostées et musculo-périostées. Cette vascularisation explique la possibilité d'ostéotomiser la fibula en plusieurs fragments, l'un bénéficiant d'une double vascularisation centromédullaire et périostée et les autres ayant un apport vasculaire uniquement périosté.

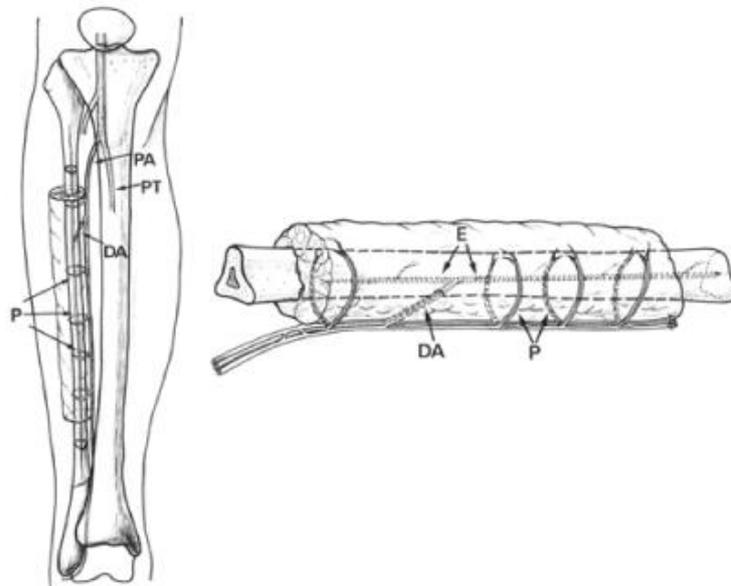


Figure 16 : Vascularisation par le pédicule fibulaire [26]

PA : Artère fibulaire

E : vascularisation endo-médulaire

PT : artère tibiale postérieure

P : vascularisation périostée

DA : artère centro-médulaire

De plus l'artère fibulaire donne plusieurs pédicules à destinée musculaire pour les muscles tibial postérieur, long fléchisseur de l'hallux, court fibulaire, long fibulaire et pour le chef latéral du muscle soléaire permettant le prélèvement d'un lambeau ostéo-musculaire ; de même les perforantes musculo-cutanées et septo-cutanées autorisent un prélèvement cutané associé réalisant un lambeau ostéo-cutané ou ostéo-myo-cutané [11].

Pour reconstruire la structure arciforme de la mandibule, il est donc possible de réaliser des ostéotomies du fût fibulaire. Le nombre d'ostéotomies à réaliser dépend de la perte de substance mandibulaire : allant de zéro, pour reconstruire une branche horizontale, une branche montante ou la région symphysaire à trois pour une reconstruction allant d'une

branche montante à l'angle controlatéral. Pour guider les reconstructions et le nombre d'ostéotomies à réaliser, plusieurs classifications ont été proposées tels que la classification HCL de Jewer et Boyd en 1989. En 1994, Cariou propose une classification qui précise les indications de reconstruction, notamment avec un lambeau libre [27]. Pour les reconstructions mandibulaires subtotaales il est recommandé de limiter le nombre d'ostéotomie faisant perdre à chaque fois un peu d'os. La réalisation d'ostéotomies modelantes au niveau des fragments fibulaires et des moignons mandibulaires permet, lors de la synthèse osseuse, d'augmenter la surface de contact entre les extrémités osseuses et de donner ainsi une meilleure stabilité au montage.

Le lambeau libre fibulaire a pour avantage de présenter un pédicule fiable composé d'une artère et de deux veines faisant entre 2 et 2,5 mm de diamètre pour l'artère et entre 3 et 4 mm de diamètre pour la veine. C'est le seul lambeau libre permettant de prélever une quantité d'os aussi importante et qui peut être conformé de façon pluridirectionnelle. Lambeau composite, il permet des reconstructions complexes grâce à la relative indépendance spatiale de la ou des palettes cutanées et du lambeau osseux [28]. Son prélèvement est simple, à condition de s'y former, et peut être réalisé en même temps que le geste de résection mandibulaire. En effet l'espacement géographique des deux sites opératoires permet un travail en double équipe pour diminuer le temps opératoire. De plus, il impose peu de comorbidité postopératoire au niveau du site donneur. En effet la marche est rapidement reprise, la stabilité de la cheville est respectée à condition de garder une longueur minimale de 7 cm d'os en distal. De plus, ce prélèvement n'entraîne pas de trouble de la croissance chez un enfant [29]. Néanmoins, la vascularisation de la jambe se faisant uniquement par les artères tibiales antérieure et postérieure après le prélèvement, il est important de vérifier leur perméabilité avant la chirurgie par un angio-scanner des membres inférieurs ou un écho-doppler.

Nous avons aujourd'hui le recul suffisant pour affirmer que ce lambeau donne de bons résultats esthétiques et fonctionnels, durables dans le temps. La hauteur osseuse reste stable ce qui permet une réhabilitation dentaire [30]. Cette dernière se fait par la pose d'implants dentaires dans le fût fibulaire permettant secondairement la réalisation de prothèses implanto-stabilisées. En effet, la gestion des parties molles étant difficile dans ces contextes de reconstruction, les prothèses adjointes ne sont souvent pas stables. Pour favoriser l'ostéo-intégration, les implants peuvent être posés dans un second temps [31]. La fixation de ceux-ci en bi-cortical est souvent réalisée, elle permet une bonne ostéo-

intégration [32]. La hauteur des implants commercialisés sont pour la plupart compatibles avec cette technique [33].

Le lambeau libre de fibula est donc devenu, durant ces dernières années, le gold standard de la reconstruction mandibulaire grâce à ses nombreux avantages. Il présente néanmoins quelques limites. Premièrement, son pédicule est de faible longueur, environ 5cm, lorsque la fibula est prélevée en totalité. De plus il ne permet pas une reconstruction mandibulaire totale même si le maximum de longueur d'os est prélevé.

2.3.2.2. Lambeau libre de fibula double barre

La fibula est un os long mais son diamètre avoisine les 1,5 cm. Il est donc moins haut qu'une mandibule non édentée, composée d'un os basilaire et alvéolaire. La reconstruction d'une mandibule par un os fibulaire n'est alors pas parfaitement anatomique.

Pour pallier à cette différence de hauteur, il a été proposé de réaliser une reconstruction par un lambeau libre de péroné en double barre. Une ostéotomie centrale permet de rabattre le fût distal par-dessus le fût proximal. Cette méthode initialement décrite par Jones *et al.* en 1988 pour la reconstruction des os longs tel que le fémur [34], a été reprise en chirurgie maxillo-faciale en 1995 par Horiuchi *et al.* [35].

Elle a pour avantage de recréer toute la hauteur de l'os mandibulaire, et d'avoir un résultat satisfaisant autant d'un point de vue esthétique en recréant le bord basilaire, contour visible de la mandibule, que d'un point de vue fonctionnel. En effet cette reconstruction permet de mettre le fût fibulaire supérieur à la hauteur du plan occlusal afin de favoriser la réhabilitation dentaire par implants. De plus ce montage augmente les points de contact osseux et favorise la stabilité du montage [36].

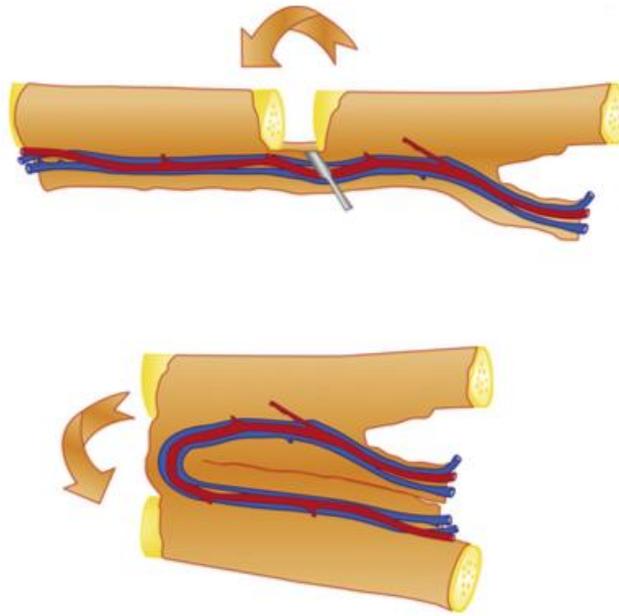


Figure 17 : Lambeau libre double barre [37]

Malgré ce type de montage, les implants posés restent la plupart du temps bi-corticaux, c'est à dire qu'ils intéressent exclusivement le fût fibulaire supérieur. Le double barre reste avantageux car les implants se doivent d'être au niveau du plan occlusal pour permettre une réhabilitation dentaire correcte [38]. Avant ce type de lambeau, des greffes osseuses secondaires ou des distractions étaient nécessaires et obligeaient la pose d'implants souvent très à distance de la reconstruction initiale [39].

A la réalisation de l'ostéotomie, doit être ajoutée une petite résection osseuse afin de ne pas couder le pédicule lors de la conformation en double barre et de minimiser les risques vasculaires. Ce temps n'allonge que très légèrement le temps opératoire (environ 40 minutes en moyenne) [37].

2.3.2.3. Alternatives

Les alternatives au lambeau libre de péroné dans la reconstruction des pertes de substances interruptrices mandibulaire sont dominées par la distraction et les autres lambeaux osseux.

2.3.2.3.1. Distraction osseuse

La distraction ostéogénique est un procédé initialement appliqué aux os longs par Ilizarov dans les années 1950. Ce procédé est utilisé sur la mandibule pour la première fois en 1992 suite aux travaux de McCarthy [40]. Il s'agit d'un processus de formation d'un nouvel os entre deux fragments en réponse à l'application progressive d'une tension au travers du cal. [41]

Les principes décrits par Ilizarov sont :

- Le respect de la vascularisation périostée
- L'application d'une tension au travers du cal la plus constante possible
- La stabilité du cal

Premièrement, il faut réaliser une ostéotomie respectueuse de la vascularisation osseuse périostée et médullaire par ostéoclasie. Puis les deux fragments osseux sont immobilisés par un fixateur externe pendant une période de latence d'environ 1 semaine durant laquelle un cal fibreux se forme. Ensuite les deux fragments osseux sont progressivement éloignés de façon quotidienne afin d'allonger le cal. En général, la distraction est de 1 mm en 2 fois sur une journée. En effet, une fréquence de distraction élevée permet d'appliquer une tension la plus constante possible sur le cal.

A la fin de la distraction, une contention osseuse stable doit être laissée jusqu'à la réossification et la consolidation osseuse, c'est à dire pour une période d'environ 2 mois [42].

Selon les équipes, le vecteur de distraction peut être uni- ou multidirectionnel. Un vecteur de distraction uni-directionnel permet une meilleure stabilité.

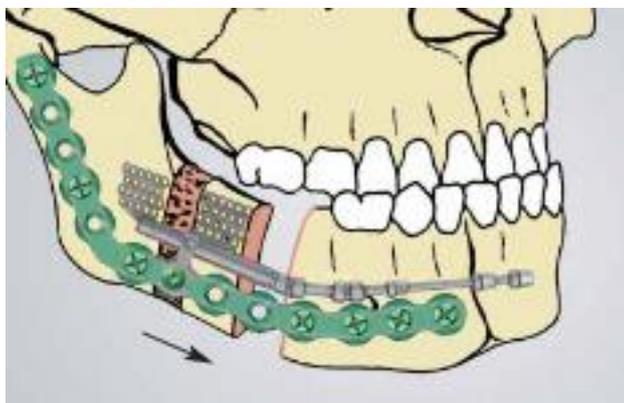


Figure 18 : Distracteur mandibulaire interne (catalogue KLS Martin)

Il existe différents types de distracteurs disponibles. Les distracteurs externes permettent une plus large possibilité d'orientation des vecteurs de distraction mais ils sont plus volumineux et peuvent encombrer le patient. A l'inverse, les distracteurs internes sont plus discrets. Ils sont aussi plus fiables car les vecteurs de distraction sont plus proches de l'os. Dans les deux cas, la ou les tige(s) de distraction sont toujours externes.

En plus du phénomène de distraction ostéogénique, il existe une distraction histogénique qui permet l'élongation et la création des parties molles manquantes adjacentes à l'os. Ce qui est particulièrement utile en cas de perte de substance mixte étendue comme dans les traumatismes balistiques [43] [44]. C'est la seule technique de reconstruction osseuse permettant d'apporter une néo-muqueuse.

Néanmoins, elle a pour principaux inconvénients de nécessiter plusieurs temps chirurgicaux ainsi qu'une bonne compliance et tolérance du patient [45]. En effet la période d'activation dure souvent plusieurs semaines. Les principales complications associées à cette chirurgie sont les infections postopératoires et des résultats souvent imparfaits nécessitant un geste de conformation lors de la dépose du distracteur.

2.3.2.3.2. Autres lambeaux osseux

Si le lambeau libre de fibula est de nos jours le plus utilisé pour la réparation d'une perte de substance interruptrice mandibulaire il n'est pas le seul à pouvoir remplir cette fonction.

Le lambeau libre de crête iliaque permet de reconstruire des pertes de substance osseuse allant jusqu'à 15 cm, associées à une perte de substance des tissus mous. En effet il peut être prélevé avec du muscle oblique externe. Il a pour avantage d'apporter une hauteur d'os compatible avec la pose d'implant. Mais l'os iliaque est moins solide et moins rigide que l'os fibulaire. De plus, il présente l'inconvénient d'avoir un pédicule plus court et plus fragile que le pédicule fibulaire, ainsi qu'une palette cutanée peu indépendante par rapport à l'os prélevé. Enfin, la morbidité liée au site de prélèvement n'est pas négligeable [46]. Ce lambeau a aujourd'hui tendance à être de moins en moins utilisé [47].

Le lambeau libre de scapula est plus souvent utilisé pour la reconstruction du maxillaire. Il apporte un os moins épais, moins rigide et plus difficilement implantable. Il emporte le bord latéral de la scapula jusqu'à la pointe si besoin. Il peut surtout être prélevé avec le muscle grand dorsal et amener ainsi beaucoup de tissus mous [47].

D'autres lambeaux libres osseux moins utilisés existent tels que le lambeau anté-brachial avec radius, le lambeau brachial externe avec humérus.

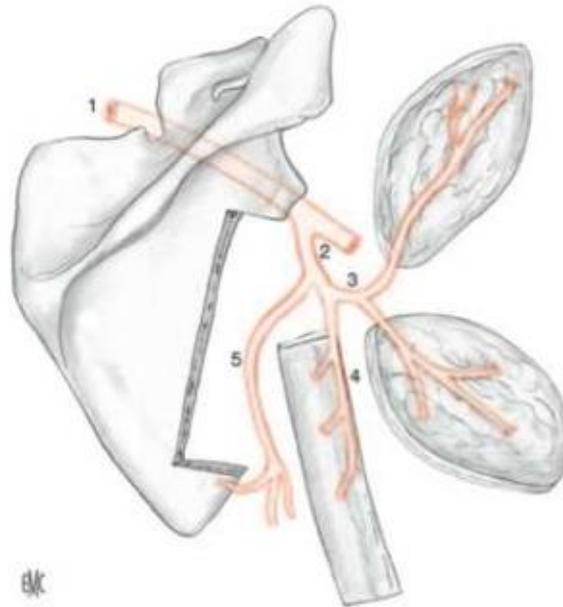


Figure 19 : Lambeau libre de scapula [15]

- | | |
|----------------------------------|---|
| 1. artère axillaire | 4. artère du bord externe de la scapula |
| 2. artère sous-scapulaire | 5. artère thoraco-dorsale |
| 3. artère circonflexe scapulaire | |

Un certain nombre de lambeaux osseux pédiculés sont aussi décrits. Mais l'apport osseux est généralement limité et leur viabilité précaire avec un risque d'échec important. C'est le cas du lambeau musculaire de grand pectoral emportant la 5^{ième} ou 6^{ième} côte, du lambeau musculaire de grand dorsal emportant la 10^{ième} côte, et du lambeau musculaire de sternocléidomastoïdien emportant un segment claviculaire. De plus, ils entraînent tous une morbidité importante au niveau du site donneur [27].

2.3.3. Apport de la modélisation 3D

2.3.3.1. Dans la reconstruction par lambeau libre fibulaire

La reconstruction mandibulaire par lambeau libre de péroné pose le problème de la reproduction d'un os à géométrie complexe, convexe, à partir d'un os long rectiligne. L'essor de l'imagerie avec la réalisation de coupes scannographiques infra-millimétriques et de l'imprimante tridimensionnelle a permis d'aider la planification de cette reconstruction.

Au départ, des modèles stéréolithographiques de la mandibule et de la fibula étaient obtenus à partir des fichiers DICOMs émanant du scanner préopératoire du patient. Une fois imprimé, la chirurgie était simulée, des guides en carton ou plastique stérilisables étaient ainsi conçus par le chirurgien. Dans le même temps la plaque d'ostéosynthèse était conformée. Ceci permettait un gain de temps opératoire et un raccourcissement du temps d'ischémie. Peu coûteuse, cette technique n'obligeait pas à avoir recours à une société spécialisée externe, il suffisait d'être en possession d'une imprimante 3D [35] [48]. De plus les résultats morphologiques étaient satisfaisants, montrant une correspondance entre la chirurgie planifiée virtuellement et les résultats postopératoires [49].

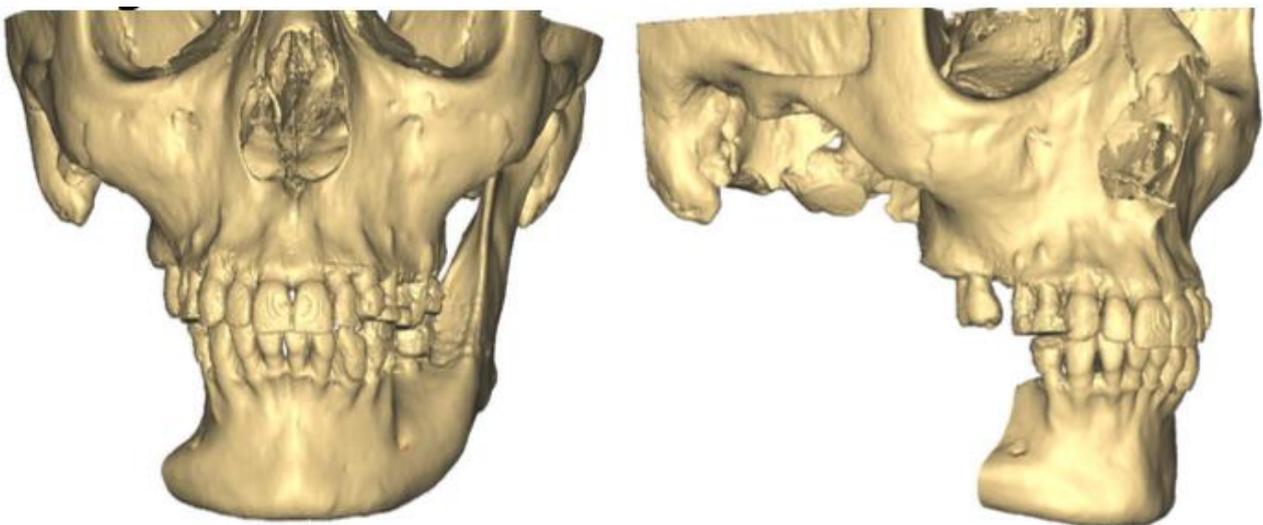


Figure 20 : Scanner d'une patiente présentant une perte de substance de type H droite selon la classification de Jewer. Phase de segmentation des données scannographiques – Materialise®

Puis les techniques de conception et fabrication assistées par ordinateur (CAO/FAO ou CAD/CAM en anglais) ont permis la réalisation de guides sur mesure, qui une fois stérilisés sont utilisés en peropératoire. Après acquisition des données scannographiques, la chirurgie est simulée sur ordinateur, les ostéotomies sont tracées, et la perte osseuse ainsi créée peut être reconstruite par un logiciel spécialisé. Cette reconstruction simulée est ensuite adaptée à la convenance du chirurgien, notamment pour le placement du pédicule, le nombre et la taille des fragments fibulaires, la hauteur à laquelle la fibula est synthésée aux moignons mandibulaires. De cette simulation naissent des guides de résection mandibulaire et de coupe fibulaire qui une fois fixés à l'os permettent de reproduire fidèlement la section osseuse prévue lors de la simulation. Ces guides sont le lien direct entre la simulation et la réalité opératoire. Ils permettent de donner à la chirurgie une précision fondamentale qui jusqu'alors n'était pas possible [50].

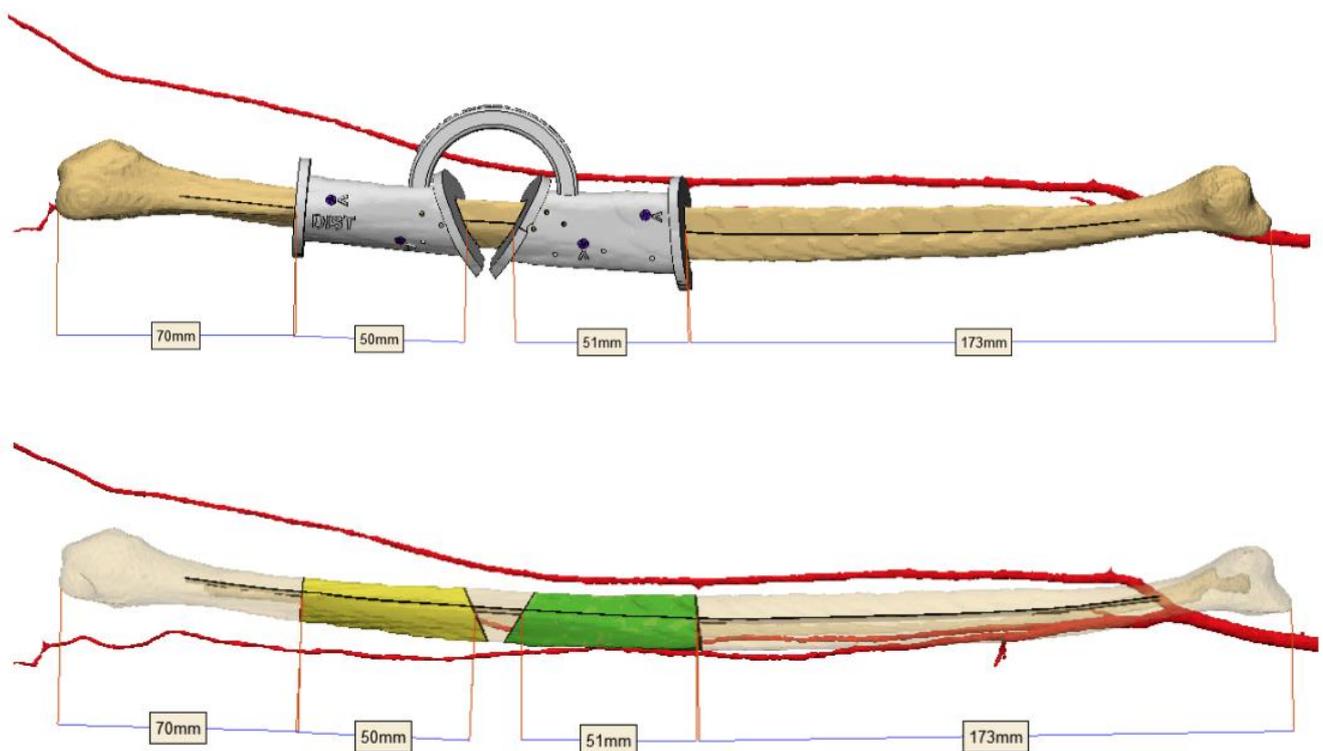


Figure 21 : Segmentation de l'angioscanner des membres inférieurs de la même patiente. Représentation de la fibula gauche avec son pédicule. Phase de planification : les segments osseux qui vont reconstruire la perte de substance osseuse sont définis et les guides de coupe sont dessinés – Materialise®

Avec l'amélioration des imprimantes 3D, des plaques d'ostéosynthèses conçues sur mesure lors de chirurgie virtuelle, ont pu être imprimées directement en titane. Leur placement est prévu de façon très précise, puisque les trous correspondants aux vis fixant la plaque d'ostéosynthèse sont préforés au travers des guides de coupes. Une fois les ostéotomies réalisées et les guides retirés, les plaques sont positionnées et directement fixées par des vis d'ostéosynthèse définitives, vissées dans les trous réalisés précédemment.

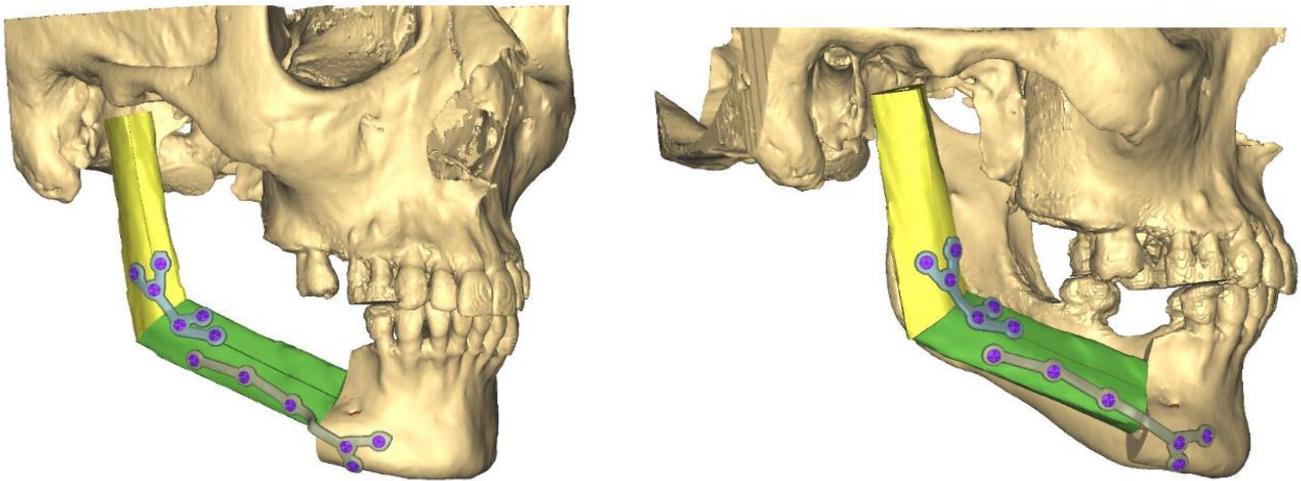


Figure 22 : Planification de la reconstruction mandibulaire : position des segments osseux fibulaires. Plaques d'ostéosynthèses en titane qui seront imprimées en 3D – Materialise®

Lorsque la reconstruction mandibulaire intervient secondairement, le traitement est plus délicat. La perte osseuse est alors reconstruite par mirroring, c'est à dire par symétrie de la mandibule restante. Avant de procéder à cette étape, il est important de replacer correctement la mandibule restante, notamment le condyle dans la fosse glénoïde, car ce dernier subit souvent des modifications de placement suite à une héli-mandibulectomie non reconstruite [51]. Le mirroring est aujourd'hui largement utilisé en chirurgie maxillo-faciale, notamment en traumatologie où il permet d'améliorer les résultats postopératoires d'un point de vue fonctionnel et morphologique [52] [53].

De nombreuses études ont émergé ces dernières années soulignant les avantages de ces guides de coupes. Elles ont prouvé que les résultats chirurgicaux étaient en accord avec la planification virtuelle préopératoire [54]. En diminuant de façon significative le temps opératoire, la chirurgie assistée par CAO/FAO permet une réduction des complications liées

aux chirurgies longues [55] [56]. De la même façon, le temps d'ischémie est réduit de façon importante, ce qui influence positivement les chances de survie du lambeau [57].

De plus les résultats morphologiques sont beaucoup plus précis, autant sur le placement osseux que sur les parties molles du visage [58] [59]. Le contact os contre os est aussi amélioré, ce qui donne un montage plus stable et donc plus fiable dans le temps [60].

La réalisation de plaques d'ostéosynthèse sur mesure permet de gagner encore en précision sur la configuration osseuse, particulièrement sur la position du condyle, améliorant ainsi les résultats fonctionnels [61] et esthétiques [62].

Les avantages de ces méthodes de CAO/FAO sont maintenant certains [63] ; en donnant des reconstructions plus précises et plus fiables, elles permettent de réaliser des chirurgies plus ambitieuses, mixant des méthodes de « double barre partiel » dans la région symphysaire dont le fût inférieur peut-être légèrement plus avancé afin de se rapprocher encore plus d'une anatomie normale [64]. Elles permettent aussi de faciliter l'emplacement du fût fibulaire dans la glène temporale lors de résections osseuses emportant le condyle [65]. De même des guides implantaires peuvent être ajoutés aux guides de coupe permettant la pose des implants dentaires en fibulaire directement lors du prélèvement. La position optimale de ceux-ci est décidée lors de la chirurgie virtuelle, de façon à ce que les axes implantaires correspondent parfaitement aux repères occlusaux antagonistes [66]. La réhabilitation dentaire aidée par une planification 3D est alors encore plus précise dans la position des implants et plus rapide, les implants pouvant être rapidement mis en charge [67].

Certaines équipes proposent de faire l'inverse, c'est à dire de poser les implants dans le péroné et de patienter 5 à 8 semaines, le temps de l'ostéo-intégration, en laissant la fibula en place. Le lambeau ainsi « préfabriqué » est prélevé secondairement [66]. La chirurgie virtuelle et les guides de pose implantaire ont permis de développer cette technique, difficile à mettre en place sans planification 3D [68].

Les techniques de CAO et FAO font appel à des sociétés extérieures, et la chirurgie virtuelle est le résultat d'une collaboration entre un ingénieur médical et le chirurgien. Ensuite, les guides de coupe et les plaques titanes sur mesure sont développés et imprimés par des laboratoires compétents dépendant de ces sociétés. Ces procédés engendrent donc des coûts supplémentaires, matériels et aussi humains. Parallèlement, la chirurgie virtuelle, en diminuant le temps opératoire, le temps d'ischémie et les complications postopératoires, permet également une diminution des coûts liés à ces complications et un temps

d'hospitalisation plus court. Les frais engendrés par la CAO/FAO seraient donc globalement couverts par les économies réalisées lors de l'hospitalisation du patient [69].

2.3.3.2. Dans la distraction osseuse

L'utilisation de la chirurgie virtuelle dans la distraction partage les mêmes principes vus précédemment.

La chirurgie assistée par ordinateur permet de calculer et de définir un ou des vecteurs de distraction de façon plus précise et plus prévisible. Ceci est possible par l'analyse de la longueur de distraction à réaliser, définie par mirroring si le côté controlatéral est sain. Ensuite, la distraction est simulée. La position du fragment osseux transporté et du distracteur est alors définie au fur et à mesure de l'avancée de la distraction [70] [71].

La réalisation par CAO/FAO de guides de coupe mandibulaire et de distracteurs sur mesure permet de reproduire de façon précise la planification virtuelle. Le temps opératoire est alors diminué [72].

Ainsi, les avantages de la distraction couplée aux techniques de chirurgie assistée par ordinateur sont certains. Elle permet d'obtenir des résultats plus prévisibles en maîtrisant mieux le vecteur de distraction et de simplifier le temps opératoire. Ceci nécessite néanmoins un temps de planification opératoire supplémentaire et l'impression 3D de matériel sur mesure reste onéreuse.

3. Reconstruction mandibulaire par substitut osseux

3.1. Historique

L'utilisation de substituts osseux pour la reconstruction cranio-faciale n'est pas récente. Au Pérou, des archéologues ont mis en évidence des crânes trépanés, datant de 2000 ans avant JC, reconstruits par des plaques en or, en argent ou en cuivre [73]. Des reconstructions au moyen d'ivoire ou bien d'os d'animaux ont été décrites sans grand succès [74]. Cependant c'est au XX^{ème} siècle que la reconstruction par implants alloplastiques se développe véritablement. Divers matériaux sont alors testés avec plus ou moins de succès : or, argent, aluminium, acier, écorce de noix de coco et bien d'autres. Les infections et les rejets sont nombreux [75].



Figure 23 : Cranioplastie avec plaque en or, environ an 800, du Musée de l'or, Lima, Pérou.

3.2. Définition d'un biomatériau

Selon le consensus de Chester (Royaume-Uni, 1991), un biomatériau est « un matériel destiné à être en contact et à interagir avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, renforcer ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps ».

Un substitut osseux est un biomatériau qui est implanté chez un patient dans le but de reconstruire une perte de substance osseuse ou de renforcer une structure osseuse. Il peut être d'origine humaine, animale, végétale ou être entièrement synthétique.

Afin d'être un bon candidat à la substitution osseuse, les matériaux doivent remplir différentes caractéristiques dont la première est la biocompatibilité afin d'éviter l'exposition et le rejet. Il est également nécessaire d'avoir des propriétés mécaniques similaires à celles de l'os afin de rétablir une physiologie normale [76].

Ainsi un substitut osseux parfait doit :

- être biocompatible. C'est-à-dire qu'il doit supporter le milieu biologique dans lequel il est implanté sans le dégrader ;
- être ostéoconducteur. C'est une propriété passive grâce à laquelle un biomatériau peut être cellulièrement colonisé afin de permettre une consolidation osseuse. L'architecture poreuse favorise l'ostéoconduction ;
- être ostéoinducteur. C'est-à-dire que le biomatériau est capable de stimuler la croissance osseuse par l'intermédiaire de signaux moléculaires et le recrutement, la prolifération et la différenciation de cellules souches. C'est donc une propriété active d'induire une matrice osseuse ;
- être biorésorbable et biodégradable pour laisser place au tissu osseux nouvellement formé ;
- avoir les mêmes caractéristiques physiques et mécaniques que l'os ;
- avoir un design correspondant parfaitement à la perte de substance osseuse ;
- être bien toléré. Il doit être léger et avoir une faible conductivité thermique ;
- être manufacturable et stérilisable de façon rapide ;
- avoir une utilisation simple en chirurgie et pouvoir être facilement ostéosynthésé ;
- avoir un coût raisonnable.

Aucun des substituts osseux proposés sur le marché ne remplit pour le moment ce cahier des charges [77] [78].

3.3. Notion de Dispositif Médical Implantable (DMI)

D'après les articles L5211-1 et R5211-1 du Code de la santé publique « On entend par dispositif médical tout instrument, appareil, équipement, matière, produit, à l'exception des

produits d'origine humaine, ou autre article utilisé seul ou en association, y compris les accessoires et logiciels nécessaires au bon fonctionnement de celui-ci, destiné par le fabricant à être utilisé chez l'homme à des fins médicales et dont l'action principale voulue n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques, chimiques, immunologiques, ni par métabolisme, mais dont la fonction peut être assistée par de tels moyens. Constitue également un dispositif médical le logiciel destiné par le fabricant à être utilisé spécifiquement à des fins diagnostiques ou thérapeutiques. Les dispositifs médicaux qui sont conçus pour être implantés en totalité ou en partie dans le corps humain ou placés dans un orifice naturel, et qui dépendent pour leur bon fonctionnement d'une source d'énergie électrique ou de toute source d'énergie autre que celle qui est générée directement par le corps humain ou la pesanteur, sont dénommés dispositifs médicaux implantables actifs». Cette définition est commune à tous les pays de l'Union Européenne.

Les dispositifs médicaux implantables sont répartis en 4 groupes :

- I : Dispositifs médicaux implantables ne comportant aucun dérivé ou tissu d'origine biologique ou n'étant pas issus de tels dérivés,
- II : Dispositifs médicaux implantables issus de dérivés de tissus d'origine animale non viable,
- III : Greffons tissulaires d'origine humaine,
- IV : Dispositifs médicaux implantables actifs.

Les biomatériaux utilisés pour se substituer à l'os entrent donc dans ce cadre. En effet ils « remplacent ou modifient l'anatomie » et leur action « n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme ».

Ils remplissent les 4 critères définis par la CNAMTS :

- ils sont implantés dans le corps humain,
- par des médecins,
- pour une durée de plus de 30 jours,
- et ils sont l'objet principal d'une intervention chirurgicale.

3.4. Indications des substituts osseux en chirurgie maxillo-faciale

Les substituts osseux sont utilisés pour :

- combler un défaut osseux ;
- pallier au phénomène de réparation osseuse quand celui-ci est dépassé.

3.4.1. Cranioplasties

En chirurgie cranio-faciale les substituts osseux sont utilisés depuis de nombreuses années. En effet, la reconstruction de la boîte crânienne est essentielle pour permettre au crâne de jouer son rôle de barrière envers les traumatismes. De plus la cranioplastie permet d'éviter le syndrome du trépané, fréquent en cas de perte osseuse élargie associée à une rétraction cutanée en regard. Les indications de cranioplastie sont une perte de substance osseuse supérieure à 6 cm². A noter que lorsque ces pertes de substances intéressent la région temporale ou occipitale, elles peuvent être négligées. Précédemment reconstruit par des greffes, ces défauts osseux sont aujourd'hui le plus souvent comblés par des biomatériaux [79].

3.4.2. Région orbito-zygomatique

La région orbito-zygomatique est difficile à reconstruire du fait de ses particularités anatomiques complexes. La CAO et la création d'implant sur mesure ont permis, grâce aux techniques de mirroring, d'aider les chirurgiens à redonner au patient une parfaite symétrie [76].

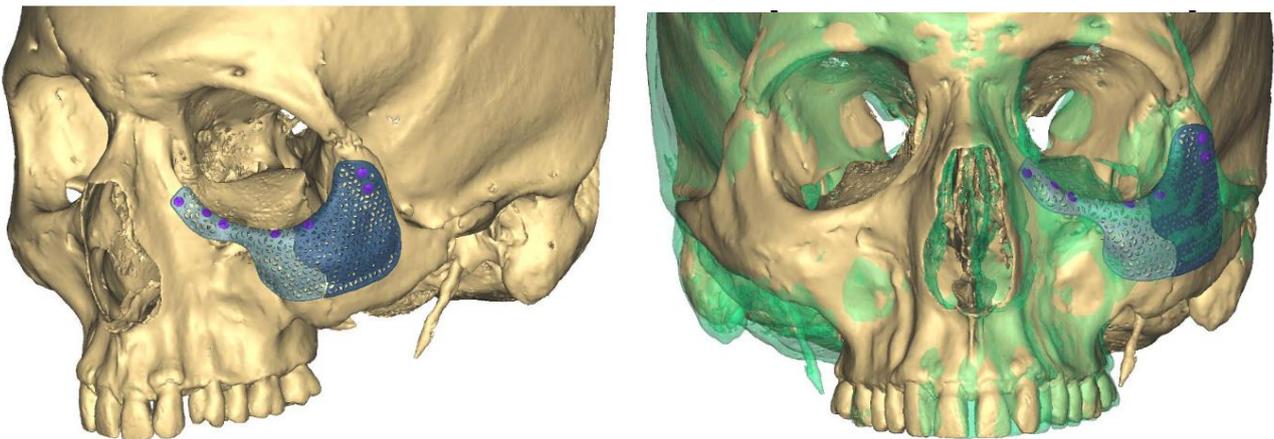


Figure 24 : Implant bi-partie en titane poreux conçu par CAO/FAO. Conception par mirroring

– Materialise®

3.4.3. Région mandibulaire basilaire

Lorsque la perte de substance osseuse mandibulaire est interromptrice, la reconstruction se fait surtout par lambeau libre comme nous l'avons vu dans le précédent chapitre.

Certaines malformations ou les conséquences de certaines chirurgies donnent une asymétrie mandibulaire malgré une occlusion conservée. C'est le cas des syndromes oto-mandibulaires reconstruits ou des séquelles de chirurgie orthognathique.

Dans ce cas un défaut osseux peut être visible dans les régions de l'angle, de la branche horizontale ou de la symphyse. Des implants mandibulaires d'apposition sont alors utilisés. Avec la CAO et les techniques de mirroring il est possible de restaurer une parfaite symétrie.

Dans le domaine esthétique, l'augmentation des angles mandibulaires pour rendre la partie inférieure du visage plus carrée est une demande montante. L'utilisation d'implants sur mesure permet d'augmenter le volume des angles de façon parfaitement contrôlée [80].

3.4.4. Région mandibulaire alvéolaire

Les substituts osseux sont utilisés depuis de nombreuses années en chirurgie pré-implantaire. En effet, après une perte dentaire, l'os alvéolaire disparaît. Afin de pouvoir mettre un implant en vue d'une réhabilitation secondaire, il est nécessaire de restaurer un volume osseux satisfaisant en hauteur et largeur. Les substituts osseux utilisés doivent alors être biodégradables afin de laisser place à l'os dans lequel sera ensuite fixé l'implant [23].

3.5. Panel des biomatériaux utilisés pour se substituer à l'os en chirurgie maxillo-faciale

3.5.1. Autogreffe, allogreffe et xéno greffe

L'autogreffe, décrite plus haut (paragraphe 2.3.1) est considérée, selon la définition, comme un biomatériau.

L'allogreffe est la transplantation d'un greffon osseux d'un humain à un autre. Les greffons sont prélevés chez des donneurs consentants souvent à l'occasion d'arthroplasties. Ensuite ils subissent un traitement permettant de limiter les réactions immunitaires et les

risques de transmission infectieuse. Ces greffes rentrent dans le cadre légal des transplantations d'organes.

Les xéno greffes sont des greffons d'origine non humaine, prélevés chez des animaux ou des végétaux (algues comportant un exosquelette calcifié) et subissant ensuite une préparation thermique, délipidation et stérilisation avant de pouvoir être utilisés.

Les allo et xéno greffes sont ostéoinductrices, ostéoconductrices et résorbables. Mais les traitements qu'elles subissent ont pour conséquence d'altérer les propriétés biomécaniques, et d'ostéoinduction. De plus, à l'instar d'une autogreffe, ces greffons ne sont pas vascularisés, leur résorption est souvent très importante. En chirurgie maxillo-faciale, elles sont surtout utilisées en chirurgie pré-implantaire [78].

3.5.2. Biomatériaux de synthèse

Trois grandes familles de matériaux sont aujourd'hui utilisées pour réaliser des implants. Il s'agit des matériaux polymères, des matériaux céramiques et des matériaux métalliques, chacun possédant des propriétés spécifiques différentes.



Figure 25 : Hydroxyapatite macroporeuse sous forme de parallélépipèdes de tailles différentes – Catalogue Biocetis®

Les implants en céramique sont en général constitués d'hydroxyapatite (HA) ou de phosphate tricalcique (β -TCP). Leur composition chimique est similaire à celle de la phase minérale de l'os. Le β -TCP a la particularité, en plus d'être bioactif, d'être biorésorbable, c'est-à-dire que l'os le remplace petit à petit sur des durées d'un à cinq ans selon le type de céramique [81]. Les matériaux céramiques ont également une excellente biocompatibilité. Leur principal inconvénient est leur fragilité. Ils ne peuvent donc pas remplir les caractéristiques de solidité osseuse. De plus, ils ne peuvent pas être fraisés ou forés et donc ne peuvent pas être ostéosynthés de façon solide à l'os. Enfin, leur faible résilience demande une manipulation délicate au cours de la chirurgie.

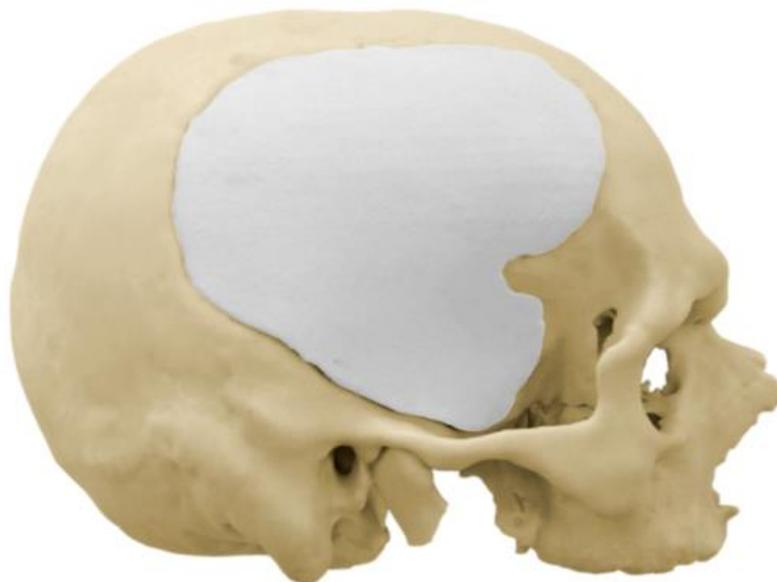


Figure 26 : Cranioplastie sur mesure. Céramique conçue sur mesure – Osseomatrix®

Dans les années 1980, des implants bio-inertes à base de polymères, plus résilients que ceux en céramique, sont apparus. Il existe de nombreux types de polymères, ainsi leurs propriétés mécaniques varient beaucoup. En chirurgie maxillo-faciale, c'est le PolyEtherEtherKetone (PEEK), le polyéthylène poreux de haute densité (MEDPOR®) et le PolyTétraFluoroEthylène (PTFE) qui sont le plus souvent utilisés.

Le PTFE est bio-inerte et a une faible résistance aux contraintes mécaniques et aux radiations. Il est beaucoup utilisé en chirurgie vasculaire grâce à ses propriétés « antiadhésives ».

Le PEEK est biocompatible, inerte et stable dans le temps. Il a une bonne résistance mécanique et une rigidité proche de l'os. Facilement façonnable en peropérateur, il est aussi fraisable ou forable et peut donc être fixé de façon stable à l'os. De plus il est radio-transparent et résiste aux radiations ionisantes en cas de radiothérapie postopératoire. Il est fréquemment utilisé en orthopédie, chirurgie du rachis et pour les cranioplasties [82]. Etant uniquement créé et imprimé sur mesure, il est coûteux.

Contrairement au PEEK, le polyéthylène poreux de haute densité (MEDPOR®) est disponible sans fabrication sur mesure, il est donc moins cher. Il partage avec le PEEK les mêmes caractéristiques mais il est aussi plus sensible aux germes et a donc tendance à s'infecter plus souvent [83].

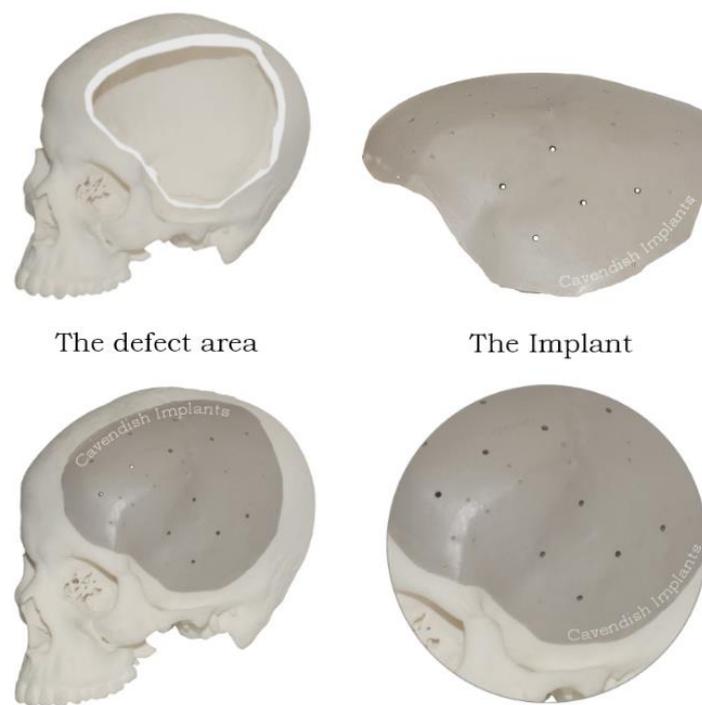


Figure 27 : Implant en PEEK conçu sur mesure pour une cranioplastie – Cavendish Implants®

Deux matériaux constituent la famille des implants métalliques : les aciers inoxydables et les alliages de titane. Le titane étant deux fois moins lourd que l'acier il est préférentiellement utilisé en chirurgie. Tous deux ont une parfaite biocompatibilité et une résistance mécanique très élevée à tout type de sollicitation. Ils ont une grande rigidité et une faible élasticité, qui dépasse les caractéristiques osseuses. Ils ont par contre une conductivité thermique, plus importante pour l'acier, qui peut être ressentie par les patients.

3.5.3. Le titane, de l'ostéosynthèse aux implants poreux

Comme nous venons de le voir, le titane est un substitut osseux intéressant en termes de biocompatibilité et de résistance mécanique. Il est déjà largement utilisé en chirurgie pour ses bonnes caractéristiques de résistance mécanique en compression, traction et cisaillement. Aujourd'hui, le matériel d'ostéosynthèse utilisé en chirurgie maxillo-faciale est le plus souvent en titane ou en alliage de titane.

Les mèches titane sont des plaques de titane trouées et de faible épaisseur qui permettent leur conformation à main nue. Créés en 1968 par le Dr Franck Morgan, elles sont utilisées en chirurgie cranio-faciale pour les cranioplasties ou les réfections de planchers orbitaires avec une bonne tolérance et de bons résultats fonctionnels et esthétiques. Elles sont facilement fixées à l'os par des vis d'ostéosynthèse passant dans des forams préconçus ou en forant directement le titane avec des forets adaptés. Certaines équipes les utilisent en association avec une greffe osseuse autologue [84].

3.5.3.1. Notion de porosité et intérêt

La porosité se définit comme la proportion de vide au sein d'un matériau, c'est le rapport entre le volume de vide et le volume total du matériau. Elle s'exprime en pourcentage, et elle est aussi caractérisée par la taille de ses pores : un implant poreux aura un poids plus faible et des résistances mécaniques diminuées

Il existe de nombreuses études menées chez l'animal montrant l'intérêt de l'utilisation de matériaux métalliques poreux comme substituts osseux [86]. Dans le cas du titane, Chang et al. en 1988 ont comparé un implant en titane lisse avec un second implant titane dont un traitement par pulvérisation avait modifié la surface du titane donnant une porosité moyenne de 60 % et des tailles de pores moyen de 380 μm . Il retrouvait au bout de 4 semaines de l'os néoformé au sein des porosités [87].

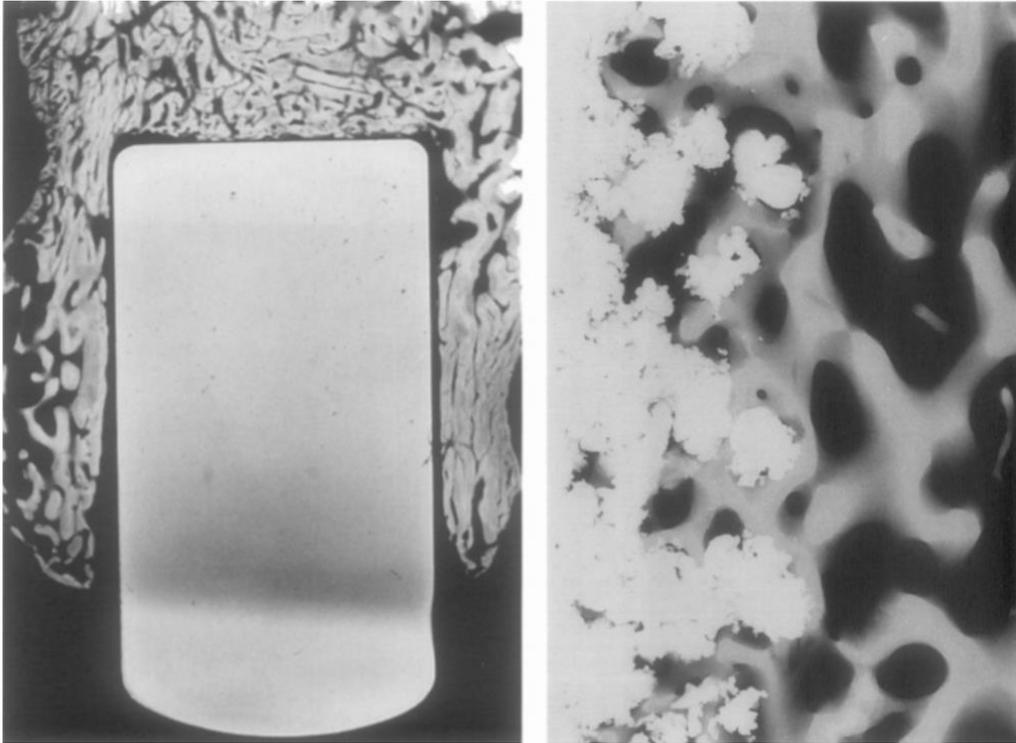


Figure 28 : Ostéointégration d'un implant en titane poreux par rapport à un titane lisse
(Chang, 1998)

La porosité permet ainsi d'améliorer l'ostéointégration du titane. En effet, à court terme les implants en titane ont montré une bonne tolérance mais des problèmes d'exposition peuvent surgir à plus long terme.

3.5.3.2. Impression 3D du titane

Avec l'essor des technologies et des imprimantes 3D, il est aujourd'hui possible de concevoir un implant virtuellement afin que sa forme corresponde parfaitement à la perte de substance à combler. Cet implant est ensuite imprimé. La technique la plus utilisée actuellement est la technique de fusion sélective par laser (SLM «Selective Laser Melting»). La SLM est une technique de fabrication additive considérée comme appartenant aux techniques modernes d'impression 3D. Elle permet d'obtenir des formes complexes de petites dimensions. Son principe est de faire fusionner une poudre métallique, dans notre cas du titane, à l'aide d'un laser avec une grande précision. Cette technique a été développée à la fin du XX^{ème} siècle au sein de l'institut de physique Fraunhofer en Allemagne. Une première couche de poudre d'épaisseur contrôlée est déposée sur un

support, le laser balaye la surface en sélectionnant les zones à fusionner, puis une nouvelle couche de poudre est apportée et le laser recommence un nouveau balayage. Ainsi couche après couche, une pièce de géométrie complexe peut être fabriquée. L'un des grands avantages de ce type de technique est la possibilité de fabriquer de façon relativement rapide des pièces sur-mesure à partir d'un simple modèle numérique 3D.

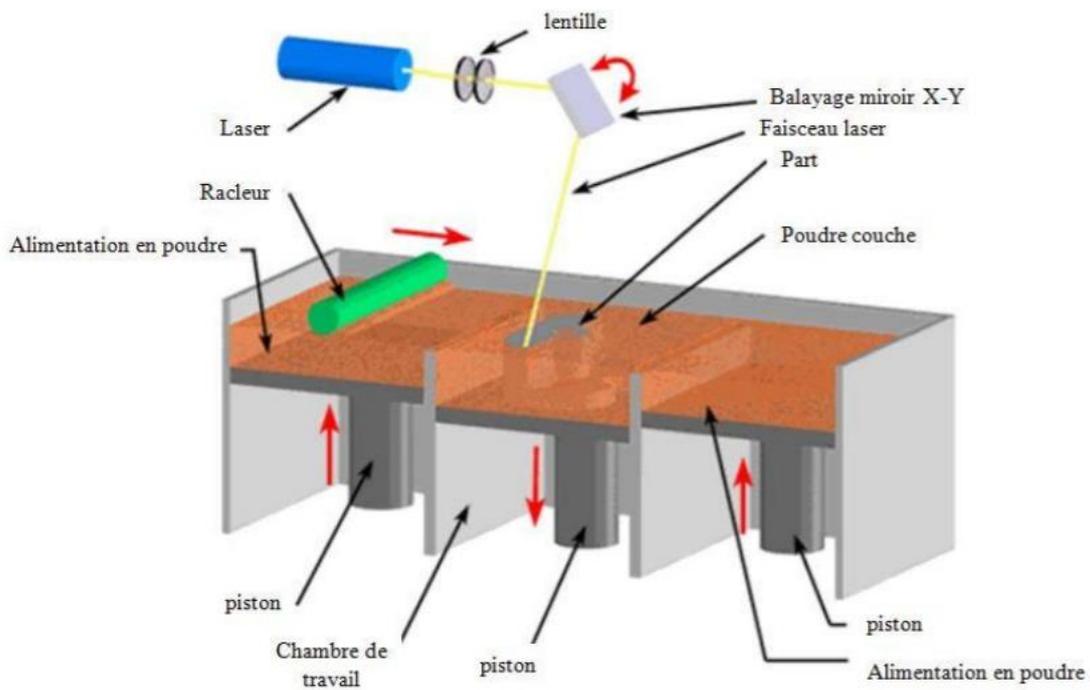


Figure 29 : Principe de la méthode SLM (<http://www.custompartnet.com/wu/selective-laser-sintering>)

II/ ETUDE CLINIQUE

1. Introduction

Comme nous l'avons vu dans la première partie, les pertes de substance mandibulaire ont des étiologies multiples, surtout traumatologiques et carcinologiques pour ce qui concerne les pertes de substance interruptrice. Celles-ci nécessitent une reconstruction, le gold standard étant le lambeau libre de fibula.

Dans le cas d'une perte de substance non interruptrice, une reconstruction n'est pas forcément obligatoire. Si celle-ci intéresse la partie alvéolaire de l'os, une greffe osseuse est proposée lorsque la pose d'implants est envisagée.

Lorsqu'elle est interruptrice une reconstruction par lambeau libre ou par distraction est envisagée. Celle-ci ne permettant pas de reproduire parfaitement le contour mandibulaire, la symétrie parfaite est donc rarement obtenue.

L'utilisation d'implants imprimés en 3D permet de pallier à ce problème. En créant un implant parfaitement adapté à la perte de substance, on peut recréer une symétrie parfaite. Les méthodes de mirroring permettent de prendre le côté controlatéral sain comme modèle et de définir ainsi le volume et la forme de l'implant. Cette méthode permet d'avoir un « contouring » parfait et donc de meilleurs résultats esthétiques.

Dans notre service de chirurgie maxillo-faciale au CHU de Caen, l'utilisation d'implants sur mesure en titane poreux est en augmentation. Initialement, surtout utilisés pour la réalisation de cranioplasties sur mesure, les indications de ces implants sont de plus en plus nombreuses, notamment en situation mandibulaire [76]. Dans cette localisation souvent soumise à des contraintes mécaniques importantes, le titane est un biomatériau intéressant car il a des propriétés de résistances importantes, supérieures à l'os.

Mais l'utilisation de ces implants en mandibulaire s'accompagne de complications et notamment de déposes. Nous avons donc décidé d'étudier les causes de ces déposes et d'évaluer les facteurs associés à l'échec de ces implants.

2. Matériels et Méthodes

2.1. Patients

L'étude réalisée est une étude mono-centrique, rétrospective, se déroulant sur 5 ans. Les patients ayant bénéficié de la pose d'un implant mandibulaire en titane poreux, conçu sur mesure, au CHU de Caen ont été étudiés. Cette pratique a débuté en 2013 dans notre service.

Les critères d'inclusion étaient tous les patients ayant bénéficié de la pose d'un implant en titane poreux créé sur mesure entre janvier 2013 et janvier 2018. Les critères d'exclusion étaient la perte de vue ou le décès avant la fin du suivi qui s'est terminé en janvier 2019.

Les patients ont été, à l'issue du suivi, séparés en deux groupes. Le premier regroupait l'ensemble des patients pour lesquels la pose de l'implant était un succès. Le deuxième regroupait les patients ayant nécessité d'une dépose. La principale variable analysée était la cause d'échec de ces implants.

Les autres variables analysées étaient :

- l'âge,
- le tabagisme actif,
- les antécédents de tabagisme,
- les antécédents de radiothérapie,
- les antécédents de chirurgie mandibulaire majeure telle que les exérèses osseuses et muqueuses élargies, les traumatismes balistiques, les reconstructions par lambeau libre ou par distraction,
- l'association, lors de la pose de l'implant, à une chirurgie majeure osseuse avec ostéotomie mandibulaire ou reconstruction par lambeau libre ou greffe osseuse,
- la localisation de l'implant.

2.2. Implants poreux en titane conçus en 3D

Les implants poreux en titane étaient produit sur mesure par le laboratoire Materialise®, spécialisé en solution 3D. Tous les patients ont bénéficié d'un scanner du massif facial en coupes osseuses infra-millimétriques. L'ensemble des données d'imagerie de type DICOM était envoyé aux ingénieurs de Materialise®.

L'ensemble des caractéristiques de l'implant était décidé après un échange entre chirurgien et ingénieur. Ces spécificités portaient sur le design global mais aussi sur le placement des vis de fixation. Les éléments nobles, comme l'émergence du nerf alvéolaire inférieur, étaient pris en compte afin d'éviter leurs lésions durant la pose. De même l'implant était pensé de façon à avoir des repères anatomiques stables pour guider sa pose en fonction de la voie d'abord. Le mirroring était utilisé en cas d'asymétrie.

Lorsqu'une chirurgie de reconstruction par lambeau libre était envisagée dans le même temps, la chirurgie virtuelle permettait de simuler la perte de substance mandibulaire, son comblement par l'os fibulaire, et la contention de ce dernier. Des guides de résection mandibulaire et des guides de coupe fibulaire étaient ainsi produits. Dans ces cas, la contention entre les différents fragments osseux se faisait grâce à l'implant poreux en titane qui se comportait alors comme une plaque d'ostéosynthèse.

Une fois l'ensemble du projet validé, l'implant était envoyé en fabrication. Les implants sont de la gamme « PorousTi® ». Ils sont fabriqués par la méthode SLM à partir de poudre de titane grade 2. Le titane grade 2 est le titane pur le plus utilisé car c'est un bon compromis entre résistance à la corrosion, formabilité à froid et résistance mécanique. La maille permettant le dessin de l'implant a quant-à-elle été conçue de façon à ce que ses propriétés mécaniques soient :

- anisotrope,
- rigidité proche de l'os cortical,
- résistance aux contraintes mécaniques supérieure à l'os.

La porosité des implants est d'environ 60 %, avec des tailles de pores comprises entre 500 et 1200 µm.

Une fois l'implant conçu, il était envoyé à la pharmacie de l'hôpital, pour être stérilisé en vue de la chirurgie. Lors du bloc opératoire, la fixation de l'implant à la mandibule se faisait grâce au matériel d'ostéosynthèse Materialise® pour lequel nous possédons les ancillaires. Les caractéristiques des vis de fixation (diamètre et longueur) étaient définies à l'avance lors de la planification de l'implant. L'ensemble des implants a été posé par des chirurgiens seniors du service de chirurgie maxillo-faciale du CHU de Caen.



Figure 30 : Vue peropératoire d'un implant symphysaire

Le coût moyen d'un implant en titane était de 1400 euros. Cela comprend la conception et la fabrication de l'implant. A cela se rajoutait le coût d'une chirurgie virtuelle en cas de lambeau libre associé, allant jusqu'à 4500 euros.

Le délai moyen entre la demande de dispositif médical implantable et la chirurgie était d'au moins 3 semaines, temps incompressible nécessaire à la CAO et à la FAO.



Figure 31 : Vue peropératoire d'un lambeau fibulaire conformé sur le site de prélèvement.

L'implant poreux en titane permet l'ostéosynthèse avec le moignon mandibulaire (reconstruction d'une perte de substance classée H-o suite à la résection d'un rbdomyosarcome dans l'enfance).

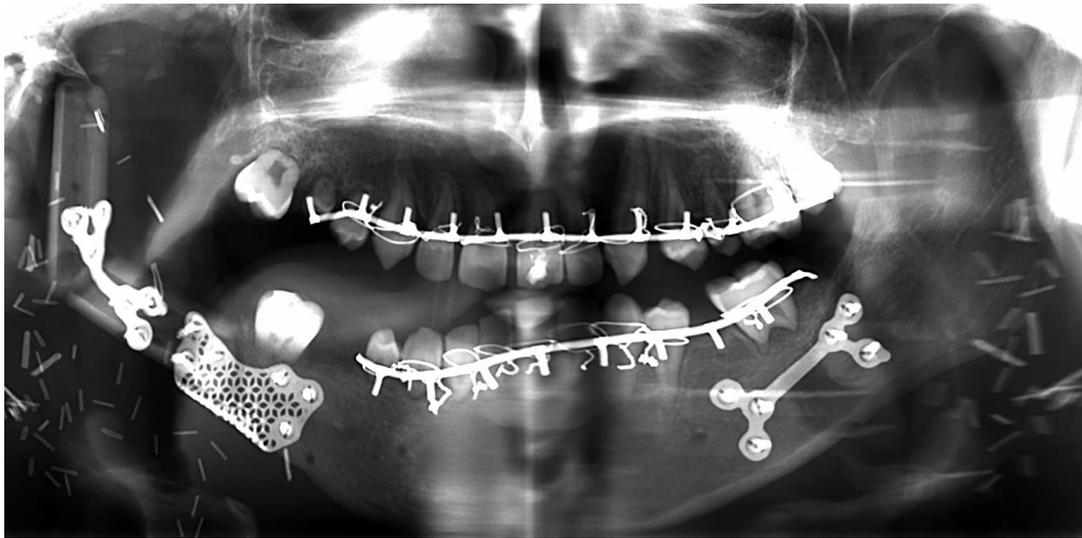


Figure 32 : Panoramique dentaire postopératoire du patient précédent

L'ensemble des patients a bénéficié d'une antibioprophylaxie postopératoire d'une durée de 7 jours par Amoxicilline-Acide Clavulanique ou Clindamycine ou Pristinamycine en cas d'allergie. Tous les patients ont bénéficié d'une imagerie postopératoire (panoramique dentaire) avant la sortie d'hospitalisation.

2.3. Méthodologie statistique

Devant notre petit échantillon, nous avons décidé d'utiliser le test exact de Fisher pour les données qualitatives plutôt que le test du Khi-deux. Pour les données quantitatives le test de Mann et Whitney a été utilisé.

3. Résultats

Au total, 20 implants en titane poreux réalisés sur mesure ont été posés sur 17 patients entre janvier 2013 et janvier 2018. 19 implants (16 patients) ont été inclus dans cette étude. En effet, 3 patients ont bénéficiés d'implants bilatéraux dans la région des angles mandibulaires. Un patient a été exclu pour cause de décès postopératoire. La cause de la mort n'est pas liée à la pose de l'implant (infarctus du myocarde).

La durée moyenne de suivi est de 3 ans et 2 mois (allant de 1 an et 2 mois à 5 ans et 11 mois). L'âge moyen était de 44,6 ans et le sexe ratio était de 0,5. Il n'y a pas de différence significative entre la moyenne d'âge des deux groupes : $p = 0,252$ (test de Mann-Whitney).

Les indications des implants sont résumées dans le tableau 1.

L'hospitalisation était de quelques jours pour une pose d'implant titane simple, allant jusqu'à plusieurs semaines en cas de lambeau libre associé nécessitant une surveillance rapprochée.

	GROUPE ECHEC n = 10 implants	GROUPE SUCCES n = 9 implants	TOTAL n = 19 implants
Nombre de patient	7	9	16
Age moyen (écart type en année)	48,5 (13,6)	37,7 (9,9)	44,6 (14,3)
Sexe ratio F/H	0,57	0,44	0,5
Implant à visée esthétique :			
- Séquelles de chirurgies orthognathiques	0	5	5
- Séquelles de fractures	2	0	2
- Séquelles de syndromes	1	1	2
Implant associé à une chirurgie reconstructrice pour :			
- ATCD de tumeur maligne sans reconstruction primaire	1	2	3
- ATCD de traumatisme balistique	2	0	2
- Ostéoradionécrose	2	1	3
- Tumeur maligne	1	0	1
- Tumeur bénigne	1	0	1

Tableau 1 : Descriptif de la population ayant bénéficié d'un implant poreux en titane

Au total, 10 implants (52,63 %) ont été déposés. 8 de ces déposes (80 %) sont imputables directement à l'implant (tableau 2).

	Cause de la dépose	Effectif
Imputable à l'implant	Infection de l'implant	2
	Exposition de l'implant (dont 1 après radiothérapie)	4
	Implant trop proéminent (défaut de planification)	2
Non imputable	Symétrisation (dépose de l'implant controlatéral)	1
	Nécrose du lambeau libre associé	1
	Total	10

Tableau 2 : Causes des déposes des implants poreux en titane

Le délai des déposes était en moyenne de 11 jours pour les infections (de 7 à 15 jours), 3 mois pour les expositions (de 3 semaines à 4 mois) et d'un an pour les erreurs de planification avec implant trop proéminent.

Les autres variables analysées sont reproduites dans le tableau 3.

Dans notre étude, seule l'association, dans le même temps, de la pose de l'implant à une chirurgie osseuse majeure montre une différence statistiquement significative 100 % contre 33,33 % avec $p = 0,003$. Dans notre étude il s'agissait surtout de reconstruction par lambeau libre fibulaire (pour 7 patients). Mais 2 patients ont bénéficié d'ostéotomie mandibulaire et un de greffe osseuse. Le tabagisme actif et les antécédents de chirurgie majeure sont plus souvent retrouvés dans les cas d'échec d'implants mandibulaires, respectivement 20 % versus 0 % ($p = 0,474$) et 40 % versus 11,11 % ($p = 0,303$).

Par contre, on observe autant d'antécédents de tabagisme (20 % versus 22,22 %) et de radiothérapie dans chacun des deux groupes (30 % versus 33,33 %) avec dans les deux cas $p = 1$.

	GROUPE ECHEC n = 10 52,63 %	GROUPE SUCCEC n = 9 47,37 %	TEST EXACT DE FISHER
Tabagisme actif	2 (20 %)	0 (0 %)	p = 0,474
Antécédents de tabagisme sevré	2 (20 %)	2 (22,22 %)	p = 1
Antécédents de radiothérapie	3 (30 %)	3 (33,33 %)	p = 1
Antécédents de chirurgie mandibulaire majeure	4 (40 %)	1 (11,11 %)	p = 0,303
Association de la pose de l'implant à une chirurgie osseuse majeure	10 (100 %)	3 (33,33 %)	p = 0,003
la localisation de l'implant :			
- symphysaire	2 (20 %)	1 (11,11 %)	p = 1
- branche horizontale et angle	4 (40 %)	8 (88,89 %)	p = 0,057
- association branche horizontale et symphyse	4 (40 %)	0 (0 %)	p = 0,0867

Tableau 3 : Facteurs associés à la dépose des implants poreux 3D en titane poreux
Toutes les valeurs de p sont données avec un intervalle de confiance de 95 %

La localisation de l'implant semble jouer un rôle majeur dans le risque d'échec. En effet les implants purement symphysaires et les implants associant une localisation symphysaire se retrouvent plus dans le groupe « échec » : 20 % versus 11,11 % (p = 1) pour les implants

symphysaires et 40 % versus 0 % ($p = 0,0867$) pour les implants de la symphyse et de la branche horizontale. A l'inverse, les implants de la branche horizontale et de l'angle sont mieux tolérés : on les retrouve dans 88,88 % des cas dans le groupe « succès » contre 40 % dans le groupe « échec » avec une différence proche de la significativité ($p = 0,057$).

En analysant les échecs des implants en fonction de la localisation (Tableau 4), on observe que la localisation symphysaire est plus souvent source d'échec (85,71 %) par rapport aux implants concernant la branche horizontale ou l'angle (33,33 %), avec encore, une différence proche de la significativité ($p = 0,057$).

	Implants concernant au moins la symphyse n = 7	Implants ne concernant pas la symphyse n = 12	TEST EXACT DE FISHER
Succès de la pose	1 (14,29 %)	8 (66,66 %)	$p = 0,057$
Exposition	4 (57,14 %)	0 (0 %)	$p = 0,009$
Infection	0 (0 %)	2 (16,67 %)	$p = 0,509$
Implant trop proéminent (défaut de planification)	2 (28,57 %)	0	$p = 0,123$
Dépose non imputable à l'implant	0 (0 %)	2 (16,67 %)	$p = 0,509$

Tableau 4 : Succès et causes des échecs en fonction de la localisation de l'implant

Par contre, on retrouve une différence significative entre les implants symphysaires et ceux ne concernant pas la symphyse en ce qui concerne le risque d'exposition. Les implants symphysaires s'exposent plus : 57,14 % versus 0 %, $p = 0,009$.

4. Discussion

4.1. Analyse des échecs des implants en titane poreux dans notre étude

4.1.1. Liés aux motifs des déposes

Dans notre étude, la plupart des déposes sont liées à une exposition de l'implant, ce qui peut être expliqué par son manque de biocompatibilité ou par l'insuffisance de tissus vascularisés autour. Elles sont aussi possibles si les implants ont un volume trop important. Dans ce cas-là, la peau et les muqueuses sont moins bien vascularisées et « souffrent », ce qui a pour conséquence une nécrose cutanée et l'exposition de l'implant. Dans ces cas-là, la seule solution pour recouvrir l'implant serait d'apporter de nouveaux tissus vascularisés (par le biais d'un lambeau libre musculaire) et de mettre en place une antibiothérapie élargie. En effet, une fois l'implant exposé, il est colonisé par de nombreux germes. Comme il s'agit d'un matériel inerte, il se défend mal contre les infections. Il s'agit là d'une tentative de « sauvetage » de l'implant, lourde d'un point de vue chirurgical et qui a un risque d'échec non négligeable, c'est pourquoi nous avons décidé de ne pas la pratiquer chez nos patients suite à l'exposition des implants.

D'ailleurs dans notre étude, deux implants ont dû être déposés car ils étaient trop proéminents et gênaient le patient d'un point de vue esthétique. Dans les deux cas il s'agissait d'implants symphysaires prévus pour redessiner la forme du menton.

Ces erreurs de planification ont été réalisées en 2014, soit un an après le début de cette activité chirurgicale. La simulation initiale de ces patients n'avait pas pris en compte les tissus mous. Pas la suite, ces expériences nous ont permis de mieux planifier et dessiner les implants mandibulaires, en les « sous-estimant », en particulier dans la région symphysaire.

Deux cas de déposes sont liés à l'infection de l'implant créant une suppuration chronique. Dans ces deux cas une tentative de conservation de l'implant après lavage du site opératoire et antibiothérapie adaptée a été réalisée. Malheureusement, l'infection n'a pu être traitée que par la dépose définitive du matériel. Dans l'un des cas, une dent de sagesse en désinclusion en regard du site de pose de l'implant est la porte d'entrée infectieuse. Il est important, avant de proposer une solution par implant en titane d'exclure les foyers infectieux potentiels, notamment dentaires. De même le tabac doit systématiquement être arrêté.



Figure 33 : Panoramique dentaire postopératoire du patient dont l'infection de son implant est en lien avec la dent 48 en désinclusion.

Dans l'autre cas, la patiente avait bénéficié de deux implants intéressants les deux angles et branches horizontales. Suite à l'infection et à la dépose de son implant à gauche, l'implant droit a également dû être retiré pour symétriser le contour mandibulaire. Aucune porte d'entrée infectieuse n'a été retrouvée pour cette patiente.

4.1.2. Liés aux patients et à la chirurgie

Le principal facteur associé à l'échec des implants mandibulaires est l'association à une chirurgie osseuse majeure, dans le même temps. Dans notre étude, il s'agit surtout de la réalisation de lambeau libre fibulaire permettant de reconstruire une perte de substance interruptrice mandibulaire. Le fût fibulaire était alors placé au niveau occlusal afin de permettre une implantation rapide. L'implant en titane poreux servait uniquement à recréer un volume basilaire. Cela permettait de se substituer à une technique de double barre ou de distraction secondaire de la fibula, tout en prédisant un meilleur résultat esthétique.

La part d'échec plus importante des implants lors de ces interventions, peut être expliquée par :

- le temps opératoire beaucoup plus long
- un contact prolongé avec la cavité buccale

- la fixation de l'implant à un os venant d'être transposé et qui a souffert d'un temps d'ischémie. Ce qui peut aussi expliquer une moins bonne intégration de l'implant.
- les patients étaient en général plus « fragiles ». En effet il s'agissait plus souvent de patients ayant des comorbidités vasculaires en lien avec des antécédents d'alcoolotabagisme (indication de reconstruction en lien avec un carcinome épidermoïde).

Il existe donc de nombreux biais et il serait hasardeux de dire que l'échec des implants mandibulaires est uniquement lié à l'association de leurs poses avec un geste de reconstruction associé.



Figure 34 : Panoramique dentaire postopératoire d'un patient ayant bénéficié d'une reconstruction par lambeau libre fibulaire associée à un implant symphysaire. Initialement, il présentait une perte de substance de type LHL-ms suite à une tentative d'autolyse balistique. Une distraction mandibulaire avait donné des résultats incomplets.

4.1.3. Liés à la localisation symphysaire de l'implant

Dans notre étude, la localisation symphysaire de l'implant est significativement plus à risque d'exposition. Cela s'explique facilement car les tensions cutanées et les contraintes osseuses sont plus importantes à ce niveau-là.

On sait déjà que le matériel d'ostéosynthèse s'expose plus facilement au niveau symphysaire [88].

4.1.4. Conclusion

Dans notre étude, lorsque l'on regarde uniquement les 4 cas d'implants exposés, on retrouve des similitudes intéressantes à analyser. Les 4 implants intéressent la région symphysaire, et sont à chaque fois associés à une chirurgie de reconstruction osseuse par lambeau libre fibulaire. Deux des patients présentaient un tabagisme actif. Trois patients présentaient un terrain tissulaire peu propice à la mise en place de matériel inerte (antécédent de chirurgie d'exérèse, de radiothérapie ou de distraction suite à un traumatisme balistique). Le quatrième patient n'avait pas d'antécédent spécifique mais a bénéficié d'une radiothérapie postopératoire suite à laquelle son implant s'est exposé.

A l'inverse, quand on regarde le « profil type » d'un implant qui s'est bien intégré, il s'agit d'implants intéressant les angles ou les branches horizontales mandibulaires, chez des patients ayant peu d'antécédents chirurgicaux locaux. Deux de ces implants ont été posés chez des patients aux antécédents de radiothérapie bénéficiant de lambeau libre associé. Pour deux patients avec un succès de pose d'implant, un lipofilling a été réalisé dans le même temps opératoire.

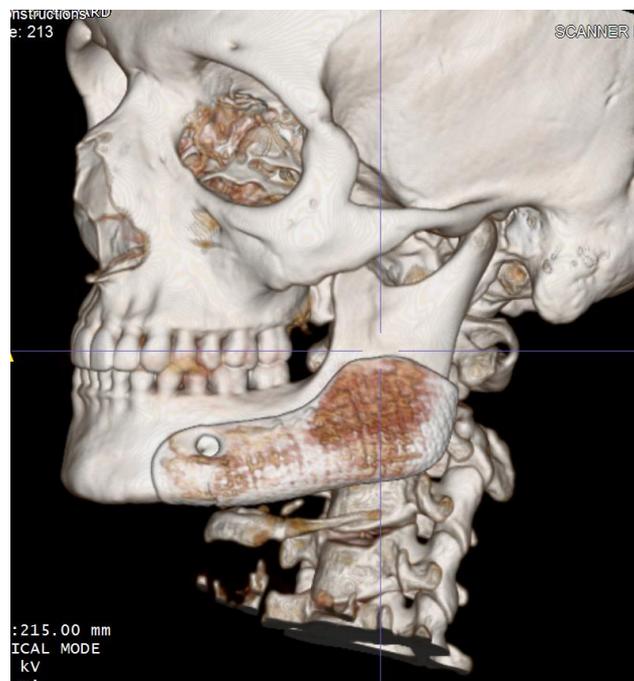


Figure 35 : Reconstruction 3D du scanner postopératoire d'un patient ayant bénéficié d'un implant mandibulaire gauche pour asymétrie faciale

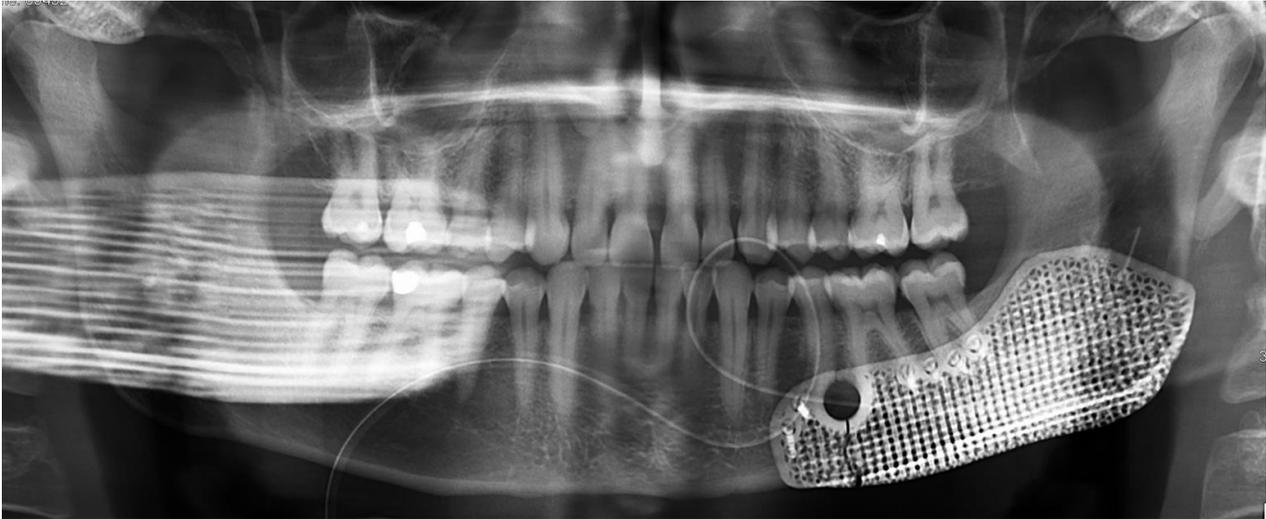


Figure 36 : Panoramique dentaire postopératoire du patient précédent

Plus que les propriétés de l'implant, c'est probablement l'environnement tissulaire qui détermine le succès de ces interventions.

4.2. Comparaison par rapport à la littérature

4.2.1. Utilisation d'implant en titane dans l'optique d'une reconstruction mandibulaire

Il y a peu de séries comparables à la nôtre dans la littérature. Concernant l'utilisation d'implants en titane poreux conçus sur mesure associés à des lambeaux libres fibulaires, nous n'avons pas trouvé d'autres séries.

Hou *et al.* proposent, en 2011, l'utilisation de mèches en titane conformées sur des modèles stéréolithographiques associées à la réalisation de lambeau libre fibulaire. Après la réalisation de la chirurgie virtuelle, le modèle stéréolithographique est imprimé et la mèche titane est conformée. Celle-ci permet de conformer et de fixer plus rapidement et plus précisément le lambeau libre fibulaire [89].

Des implants en titane peuvent être utilisés à la place d'une reconstruction par lambeau libre. Ow *et al.*, en 2016, décrivent ainsi une prothèse d'hémi-mandibule en titane plein imprimée sur mesure avec des suites simples après deux ans de suivi. Pour minimiser le risque d'exposition, la taille de l'implant avait été largement sous-estimée [90].

Qassemyar *et al.* décrivent, en 2017, deux cas d'implants en titane poreux pour la reconstruction d'hémi-mandibule pour un améloblastome et une ostéoradionécrose compliquée de fracture [91]. La réalisation de lambeaux libres osseux n'était pas possible, en raison de l'âge pour la première patiente et du terrain vasculaire pour le deuxième (sténoses carotidiennes sévères). Après un suivi moyen de 15 mois, il n'observe pas d'exposition. A noter qu'un des deux patients présente des antécédents d'irradiation cervico-facial.

Touré et Gouet décrivent le même type d'implant chez un patient refusant la chirurgie par lambeau libre en 2018 [92]. Il ajoute à l'implant poreux mandibulaire deux sites permettant la fixation secondaire d'implants dentaires qui sera réalisée à un mois postopératoire. Il ne déplore pas de complication nécessitant la dépose de l'implant. Lors de la planification 3D, il prévoit un implant de plus faible volume que l'hémi-mandibule native, secondairement comblé par lipofilling.

La colonisation de l'implant poreux en titane par une néoformation osseuse a été décrite, elle débute à partir de 3 mois postopératoires [93].

Dans la littérature, l'utilisation d'implants ou de mèches en titane associés à des greffes osseuses non vascularisées pour la reconstruction de mandibulectomie interruptrice est répandue. Avant l'apparition de la CAO/FAO, les mèches en titane étaient conformées sur des modèles anatomiques en cire provenant de banque [94] ; puis directement sur des modèles stéréolithographiques. Plus récemment, les implants en titane sont directement imprimés après création 3D. Les greffes osseuses sont le plus souvent prélevées au niveau iliaque. Le suivi montre une ré-ossification partielle relativement stable dans le temps à condition que la greffe osseuse subisse des contraintes mécaniques minimales transférées par la plaque [95]. Néanmoins, des complications comme des fractures de la mèche titane ou des expositions, sont assez fréquemment décrites, avec une incidence allant de 10 à 30 % [96] [97]. L'utilisation de Fibrine Riche en Plaquette (PRF) est décrite pour limiter ces complications [98].

4.2.2. Implant d'apposition à visée esthétique

L'utilisation d'implants d'apposition mandibulaire pour redonner un galbe au niveau des branches horizontales et surtout de la région de l'angle est décrite depuis plusieurs années comme une bonne alternative aux chirurgies modelantes, aux ostéotomies mandibulaires et

à l'utilisation d'autogreffes (osseuses ou de graisse : lipofilling) [99]. Il s'agit là d'une chirurgie à but purement esthétique.

L'utilisation d'implants en silicone est décrite. Non fixés à l'os, ceux-ci s'exposent à un risque de migration non négligeable. De plus, le silicone peut provoquer des phénomènes de résorption osseuse, surtout si l'implant n'est pas stabilisé. Certains préconisent la fixation de ces implants par des fils ou des vis. Malgré la fixation, le risque de migration et de résorption subsiste, surtout dans les zones où la musculature masticatrice induit des contraintes importantes [100].

L'utilisation de polymères est répandue pour le « contouring » mandibulaire. Le polyéthylène poreux de haute densité (MEDPOR®) est souvent préféré au PolyTétraFluoroEthylène (PTFE) car il présente une meilleure biocompatibilité et une rigidité plus proche de l'os [101]. Le taux de complication de ces implants varie entre 10,3 et 31,8 % selon les études, tout site d'implantation facial confondu [83]. La complication la plus fréquente à la localisation mandibulaire est l'infection. L'utilisation de la chirurgie virtuelle pour confectionner ces implants en MEDPOR® a permis de nettement améliorer les résultats esthétiques et la satisfaction des patients [102].

L'utilisation de mèches de titane conformées en peropératoire permet aussi de traiter les asymétries de projection de l'angle avec de bons résultats esthétiques et une bonne tolérance. Dans sa série de 4 cas, Stringer ne trouve pas d'intérêt à combiner ce geste avec une greffe allogénique osseuse, puisque celle-ci se résorbe presque entièrement en postopératoire et que la tolérance de la mèche titane reste la même sans greffe [84].

Yates *et al.* proposent en 2009 l'utilisation d'implants en titane non poreux créés sur mesure pour corriger une asymétrie mandibulaire dans les suites d'une radiothérapie cervico-faciale pour lymphome [103]. Le geste est associé à une génioplastie pour corriger la déviation du menton. Le résultat est satisfaisant mais la durée du suivi n'est pas indiquée.

Watson *et al.* en 2014 réalisent la pose du même type d'implant, en terrain irradié lui aussi [104]. Il s'agit ici d'un patient aux antécédents de radio-chimiothérapie pour sarcome. Le geste est associé à un lipofilling et une réhabilitation dentaire par implant dans un second temps. Le résultat est stable sur une période d'un an.

En 2018, Woo *et al.* réalisent une augmentation des deux angles et des deux bords basilaires mandibulaires par pose d'implants titane non poreux créés sur mesure [80]. Si le résultat esthétique est bon, nous n'avons pas d'information quant à la durée du suivi et la stabilité de ce résultat dans le temps.

4.2.3. Reconstruction par implant en titane poreux dans d'autres localisations

Ces implants en titane poreux conçus sur mesure sont utilisés dans d'autres localisations. En 2018, Qassemyar *et al.* décrivent l'utilisation de ce type d'implant chez une patiente en échec de reconstruction nasale après plusieurs tentatives de lambeaux locaux et libres et refusant l'épithèse. Il réalise un implant nasal en titane poreux qui est dans un premier temps mis en nourrice dans un lambeau grand dorsal, entre l'aponévrose et le muscle permettant ainsi de l'isoler complètement et d'éviter les contaminations bactériennes secondaires. Dans un deuxième temps, le lambeau libre de grand dorsal est prélevé avec l'implant qui est fixé dans la région glabellaire. A deux ans de suivi, il n'y a pas eu de complication [105].

Dans la littérature, ce type d'implants est aussi utilisé pour les reconstructions osseuses complexes hors massif facial avec de bons résultats [106] [107].

4.3. Réflexions sur les solutions à apporter

Dans notre étude comme dans la littérature, le principal problème que pose ces implants est le risque d'exposition. Celui-ci est particulièrement important en cas d'antécédents de radiothérapie ou de chirurgie rendant les tissus receveurs particulièrement fibrotiques. Pour diminuer ce risque, la sous-estimation du volume de l'implant s'avère être une bonne solution facilement réalisable lors de la CAO [90] [93].

Les tissus receveurs peuvent aussi être améliorés par l'utilisation du lipofilling. Cette technique est largement répandue pour le comblement des tissus mous en chirurgie reconstructive et esthétique [108]. De plus, cette technique permet une régénération tissulaire en diminuant les phénomènes inflammatoires et en augmentant la perfusion et l'oxygénation tissulaire. Ces effets sont bien décrits sur la peau cicatricielle, brûlée ou radiothérapée [109] [110]. En effet une partie des effets de la radiothérapie peut être contrée par des séances répétées de lipofilling [111]. La sécurité carcinologique de cette technique a surtout été évaluée pour les cancers du sein. Même si le nombre de récurrences reste stable avec ou sans lipofilling, ces résultats restent incertains en raison du faible recul et d'études avec des cohortes trop petites [112]. En 2018, Pennati *et al.* ne retrouve pas plus de récurrence

chez des patients atteints de sarcomes à haut risque de récurrence locale après utilisation du lipofilling [113]. Elle préconise néanmoins un délai d'un an minimum entre la chirurgie carcinologique et le lipofilling.

Le lipofilling apparaît donc comme une solution attractive permettant de diminuer les risques de complications liés à une mauvaise trophicité cutanée chez les patients aux antécédents de radiation ou de chirurgie. Il permet alors plus facilement la mise en place d'implants lors de chirurgies reconstructrices [114].

L'association à des greffes osseuses permet d'augmenter les propriétés ostéoinductrices et ostéoconductrices de ces implants. Zhou *et al.* ont montré suite à une étude réalisée sur des modèles canins que l'utilisation de greffons iliaques permet de reconstituer un os ayant des propriétés proches de l'os mandibulaire. En effet, 3 mois après la greffe, l'os greffé a un volume, une densité minérale, une corticalisation et une résistance mécanique plus importants qu'avant grâce aux phénomènes de remodelage osseux [97]. L'utilisation de PRF combiné à la greffe osseuse favorise encore ces résultats [93].

L'ostéointégration des implants peut également être améliorée par la combinaison d'autres substituts osseux au titane. Ainsi, plusieurs études sont réalisées sur le greffage de polymères bioactifs en surface du titane [115]. L'évolution constante dans le milieu de l'ingénierie tissulaire permettra à l'avenir d'obtenir des substituts osseux plus performants tendant vers le biomatériau parfait.

5. Conclusion

Ce travail a évalué les facteurs associés à l'échec des implants mandibulaires conçus sur mesure par CAO/FAO en titane poreux. L'étude rétrospective menée sur 17 patients (19 implants) a montré que les causes de déposes imputables à l'implant étaient le plus souvent liées à une exposition de l'implant. Ces expositions intéressaient le plus souvent des patients multi-opérés et la pose de l'implant rentrait dans le cadre d'une chirurgie reconstructive complexe. A noter que seuls les implants à localisation symphysaire se sont exposés.

D'autres échecs sont en lien avec des infections postopératoires dont une est due à une dent de sagesse en désinclusion, ou des erreurs de planification donnant un implant trop proéminent et esthétiquement non satisfaisant.

Une partie de ces échecs implantaires sont donc évitables par une analyse préopéraoire approfondie. La prise en charge du terrain receveur et de la trophicité cutanée semble être déterminante pour assurer la réussite de ces implantations chez les patients multi-opérés ou ayant des antécédents de radiothérapie.

Bibliographie

- [1] G. Couly, « Développement embryonnaire de la face », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier, 1990.
- [2] G. Couly, « Croissance craniofaciale du fœtus et du jeune enfant », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2002.
- [3] F. H. Netter, *ATLAS D'ANATOMIE HUMAINE 6ème édition*, Elsevier Masson, 2015.
- [4] Bouchet et Cuilleret, *Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle, tome 1: Le système nerveux central, la face, la tête et les organes des sens*, SIMEP, 1997.
- [5] M. PELLETIER, *Anatomie Maxillo-Faciale*, Librairie Maloine, 1969.
- [6] T. Thomas, A. Martin, et M. Lafage-Proust, « Physiologie du tissu osseux », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2008.
- [7] J.-C. Ferré, « Biomécanique osseuse cranio-maxillo-faciale », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 1995.
- [8] J. P. Lodde et M. Champy, « Biomechanical justification of a new osteosynthesis device in facial surgery », *Ann. Chir. Plast.*, vol. 21, n° 2, p. 115-121, 1976.
- [9] M. Champy et J. P. Lodde, « Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, vol. 77, n° 8, p. 971-976, déc. 1976.
- [10] T. Schouman, C. Bertolus, C. Chainé, J. Ceccaldi, et P. Goudot, « Chirurgie assistée par dispositifs sur-mesure: reconstruction par lambeau libre de fibula », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillo-Faciale Chir. Orale*, vol. 115, n° 1, p. 28-36, févr. 2014.
- [11] J. Cariou, « Transferts ou lambeaux libres de et avec péroné ou fibula. Anatomie chirurgicale, techniques de prélèvement, indications en chirurgie reconstructrice », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2003.
- [12] J. Nicolas, E. Soubeyrand, D. Labbé, J.-F. Compère, H. Benateau, « Traumatismes de la face par arme à feu en pratique civile », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2007.
- [13] B. Ruhin, F. Guilbert, J.-C. Bertrand, « Traitement des kystes, tumeurs et pseudotumeurs bénignes des maxillaires », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2005.
- [14] K. Ligier, A. Belot, G. Launoy, M. Velten, P. Delafosse, et A. V. Guizard, « Épidémiologie des cancers de la cavité buccale en France », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, vol. 112, n° 3, p. 164-171, juin 2011.
- [15] P. Marandas, M. Germain, J.-P. Margainaud, D. Hartl, et F. Kolb, « Chirurgie des tumeurs malignes du plancher buccal: exérèse et réparation », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2006.
- [16] F Guilbert et É Maladière, « Tumeurs des glandes salivaires », in *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2000.
- [17] R. Myers et R. Marx, « Use of hyperbaric oxygen in postradiation head and neck surgery », *NCI Monogr.*, p. 151-157, 1900.
- [18] C. d'Hauthuille, S. Testelin, F. Taha, G. Bitar, et B. Devauchelle, « Part III: free periosteal flaps as a treatment for mandibular osteoradionecrosis », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, vol. 110, n° 1, p. 3-7, févr. 2009.
- [19] J.-M. Maes, M.-H. Vieillard, G. Penel, G. Raoul, J. Ferri, « Ostéonécroses des maxillaires sous bisphosphonates », *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, Elsevier Masson, 2005.
- [20] K. Tanimoto, « Partial Resection of the Mandible for the Treatment of Diffuse Sclerosing Osteomyelitis: Report of Four Cases », *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 55, n° 4, p. 410-4; 414-5, avril 1997.
- [21] L. Moura, P. H. de A.Carvalho¹, C. B. Xavier¹, L. K. Post¹, M. A. Torriani¹, M. Santagata², et O. L. Chagas Junior¹, « Autogenous non-vascularized bone graft in segmental mandibular reconstruction: a systematic review », *Int J Oral Maxillofac Surg.* vol. 45, n° 11, p. 1388-1394, nov. 2006.

- [22] C. Mertens, C. Decker, R. Seeberger, J. Hoffmann, A. Sander, et K. Freier, « Early bone resorption after vertical bone augmentation - a comparison of calvarial and iliac grafts », *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 24, n° 7, p. 820-825, juill. 2013.
- [23] P. Adrien, « Greffes osseuses en chirurgie orale: nouvelles perspectives. » Médecine humaine et pathologie, 2014.
- [24] Taylor GI, Miller GD, Ham FJ., « The free vascularized bone graft. A clinical extension of microvascular techniques. », *Plast Reconstr Surg*, n° 55(5), p. 533-44, mai 1975.
- [25] D. Hidalgo, « Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction. », n° 84(1), p. 71-79, juill. 1989.
- [26] L. R. Torres *et al.*, « Vascularized fibular graft transposition to upper femur avoiding microsurgery », *Acta Ortopédica Bras.*, vol. 18, n° 4, p. 212-217, 2010.
- [27] J.-R. Paoli, R. Lopez, F. Jalbert, F. Boutault, « Reconstruction chirurgicale des pertes de substances mandibulaires acquises », in *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, 2006.
- [28] J. Ferri, B. Piot, B. Ruhin, et J. Mercier, « Avantages and limitations of the fibula free flap in mandibular reconstruction », *J. Oral Maxillofac. Surg. Off. J. Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 55, n° 5, p. 440-448; discussion 448-449, mai 1997.
- [29] E. H. Lee, J. C. Goh, R. Helm, et R. W. Pho, « Donor site morbidity following resection of the fibula », *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 72, n° 1, p. 129-131, janv. 1990.
- [30] D. A. Hidalgo et A. L. Pusic, « Free-flap mandibular reconstruction: a 10-year follow-up study », *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 110, n° 2, p. 438-449; discussion 450-451, août 2002.
- [31] M. L. Urken *et al.*, « Oromandibular reconstruction using microvascular composite flaps: report of 210 cases », *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, vol. 124, n° 1, p. 46-55, janv. 1998.
- [32] T. Lyberg et O. A. Olstad, « The vascularized fibular flap for mandibular reconstruction », *J. Cranio-Maxillo-fac. Surg. Off. Publ. Eur. Assoc. Cranio-Maxillo-fac. Surg.*, vol. 19, n° 3, p. 113-118, avr. 1991.
- [33] R. Carbiner, W. Jerjes, K. Shakib, P. V. Giannoudis, et C. Hopper, « Analysis of the compatibility of dental implant systems in fibula free flap reconstruction », *Head Neck Oncol.*, vol. 21; p. 4-37, Jun 2012.
- [34] N. F. Jones, W. M. Swartz, D. C. Mears, J. B. Jupiter, et A. Grossman, « The “double barrel” free vascularized fibular bone graft », *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 81, n° 3, p. 378-385, mars 1988.
- [35] K. Horiuchi *et al.*, « Mandibular reconstruction using the double barrel fibular graft », *Microsurgery*, vol. 16, n° 7, p. 450-454, 1995.
- [36] W. Bähr, P. Stoll, et R. Wächter, « Use of the “Double Barrel” Free Vascularized Fibula in Mandibular Reconstruction », *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 1998.
- [37] A. Taupin, E. Soubeyrand, A. Dugué, D. Labbé, J.-F. Compère, et H. Bénateau, « Lambeau libre de péroné en «double barre» et risque vasculaire. Enquête nationale », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, vol. 112, n° 6, p. 333-336, déc. 2011.
- [38] Y. He, Z. Y. Zhang, H. G. Zhu, Y. Q. Wu, et H. H. Fu, « Double-barrel fibula vascularized free flap with dental rehabilitation for mandibular reconstruction », *J. Oral Maxillofac. Surg. Off. J. Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 69, n° 10, p. 2663-2669, oct. 2011.
- [39] B. Ruhin, P. Menard, J. Ceccaldi, J. Dichamp, et J.-C. Bertrand, « Lambeau libre de péroné en double barre: intérêt du montage dans les reconstructions mandibulaires pour une réhabilitation prothétique sur implants (5 cas) », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, vol. 107, n° 5, p. 338-344, nov. 2006.
- [40] J. G. McCarthy, J. Schreiber, N. Karp, C. H. Thorne, et B. H. Grayson, « Lengthening the human mandible by gradual distraction », *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 89, n° 1, p. 1-8; discussion 9-10, janv. 1992.
- [41] T. Wojcik, S. Touzet, J. Ferri, T. Schouman, et G. Raoul, « Potentialisation de la distraction ostéogénique maxillofaciale, voies d’avenir », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, vol. 112, n° 4, p. 229-232, sept. 2011.
- [42] P. Guerreschi, A. Wolber, Y. Bennis, M. Vinchon, et V. Martinot-Duquennoy, « Utilisation rationnelle de la distraction osseuse en chirurgie craniofaciale », *Ann. Chir. Plast. Esthét.*, vol. 61, n° 5, p. 764-769, oct. 2016.

- [43] T. Wojcik, J. Ferri, S. Touzet, T. Schouman, et G. Raoul, « Distraction Osteogenesis Versus Fibula Free Flap for Mandibular Reconstruction After Gunshot Injury: Socioeconomic and Technical Comparisons », *J. Craniofac. Surg.*, vol. 22, n° 3, p. 876-882, mai 2011.
- [44] A. Gülses, M. Sencimen, M. Ayna, M. Gierloff, et Y. Açil, « Distraction histogenesis of the maxillofacial region », *Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 19, n° 3, p. 221-228, sept. 2015.
- [45] E. M. Baas, B. P. H. M. van Gemert, F. Bierenbroodspot, D. M. J. Milstein, et J. de Lange, « Patient discomfort and other side effects after bilateral sagittal split osteotomy or distraction osteogenesis of the mandible: a randomized clinical trial », *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 44, n° 9, p. 1119-1124, sept. 2015.
- [46] S. Lonie, P. Herle, A. Paddle, N. Pradhan, T. Birch, et R. Shayan, « Mandibular reconstruction: meta-analysis of iliac- versus fibula-free flaps », *ANZ J. Surg.*, vol. 86, n° 5, p. 337-342, mai 2016.
- [47] J. S. Brown, D. Lowe, A. Kanatas, et A. Schache, « Mandibular reconstruction with vascularised bone flaps: a systematic review over 25 years », *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 55, n° 2, p. 113-126, févr. 2017.
- [48] J. Pauchot, J. Lachat, F. Floret, J.-M. Badet, L. Tavernier, et S. Aubry, « Reconstruction de la mandibule par lambeau libre de péroné assistée par une maquette tridimensionnelle: note technique. Revue de la littérature des techniques de CAO et FAO appliquées à la reconstruction mandibulaire », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillo-Faciale Chir. Orale*, vol. 114, n° 4, p. 269-275, sept. 2013.
- [49] X. Liu, L. Gui, C. Mao, X. Peng, et G. Yu, « Applying Computer Techniques in Maxillofacial Reconstruction Using a Fibula Flap: A Messenger and an Evaluation Method », *J. Craniofac. Surg.*, vol. 20, n° 2, p. 372-377, mars 2009.
- [50] A. Tarsitano, G. Del Corso, L. Ciocca, R. Scotti, et C. Marchetti, « Mandibular reconstructions using computer-aided design/computer-aided manufacturing: A systematic review of a defect-based reconstructive algorithm », *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, vol. 43, n° 9, p. 1785-1791, nov. 2015.
- [51] L. Ciocca, S. Mazzoni, M. Fantini, F. Persiani, C. Marchetti, et R. Scotti, « CAD/CAM guided secondary mandibular reconstruction of a discontinuity defect after ablative cancer surgery », *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, vol. 40, n° 8, p. 511-515, déc. 2012.
- [52] M. C. Metzger *et al.*, « Verification of clinical precision after computer-aided reconstruction in craniomaxillofacial surgery », *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, vol. 104, n° 4, p. 1-10, oct. 2007.
- [53] K. Thankappan *et al.*, « Three-Dimensional Computed Tomography-Based Contouring of a Free Fibula Bone Graft for Mandibular Reconstruction », *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 66, n° 10, p. 2185-2192, oct. 2008.
- [54] S. M. Roser *et al.*, « The accuracy of virtual surgical planning in free fibula mandibular reconstruction: comparison of planned and final results », *J. Oral Maxillofac. Surg. Off. J. Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 68, n° 11, p. 2824-2832, nov. 2010.
- [55] M. Haridas et M. A. Malangoni, « Predictive factors for surgical site infection in general surgery », *Surgery*, vol. 144, n° 4, p. 496-501; discussion 501-503, oct. 2008.
- [56] R. S. Gil, A. M. Roig, C. A. Obispo, A. Morla, C. M. Pagès, et J. L. Perez, « Surgical planning and microvascular reconstruction of the mandible with a fibular flap using computer-aided design, rapid prototype modelling, and precontoured titanium reconstruction plates: a prospective study », *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 53, n° 1, p. 49-53, janv. 2015.
- [57] A. Modabber, C. Legros, M. Rana, M. Gerressen, D. Riediger, et A. Ghassemi, « Evaluation of computer-assisted jaw reconstruction with free vascularized fibular flap compared to conventional surgery: a clinical pilot study », *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg. MRCAS*, vol. 8, n° 2, p. 215-220, juin 2012.
- [58] M. M. Hanasono et R. J. Skoracki, « Computer-assisted design and rapid prototype modeling in microvascular mandible reconstruction », *The Laryngoscope*, vol. 123, n° 3, p. 597-604, mars 2013.
- [59] J. Weitz, F. J. M. Bauer, A. Hapfelmeier, N. H. Rohleder, K.-D. Wolff, et M. R. Kesting, « Accuracy of mandibular reconstruction by three-dimensional guided vascularised fibular free

- flap after segmental mandibulectomy », *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 54, n° 5, p. 506-510, juin 2016.
- [60] E. Stirling Craig *et al.*, « Simulated surgery and cutting guides enhance spatial positioning in free fibular mandibular reconstruction », *Microsurgery*, vol. 35, n° 1, p. 29-33, janv. 2015.
- [61] S. Mazzoni, C. Marchetti, R. Sgarzani, R. Cipriani, R. Scotti, et L. Ciocca, « Prosthetically Guided Maxillofacial Surgery: Evaluation of the Accuracy of a Surgical Guide and Custom-Made Bone Plate in Oncology Patients after Mandibular Reconstruction », *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 131, n° 6, p. 1376-1385, juin 2013.
- [62] A. Tarsitano, L. Ciocca, R. Scotti, et C. Marchetti, « Morphological results of customized microvascular mandibular reconstruction: A comparative study », *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, vol. 44, n° 6, p. 697-702, juin 2016.
- [63] T. De Maesschalck, D. S. Courvoisier, et P. Scolozzi, « Computer-assisted versus traditional freehand technique in fibular free flap mandibular reconstruction: a morphological comparative study », *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.*, vol. 274, n° 1, p. 517-526, janv. 2017.
- [64] C. Monaco *et al.*, « Evolution of surgical techniques for mandibular reconstruction using free fibula flaps: The next generation: Virtual surgical planning and reconstructive complexity », *Head Neck*, vol. 38, n° S1, p. 2066-2073, avr. 2016.
- [65] W. H. Wang, J. Zhu, J. Y. Deng, B. Xia, et B. Xu, « Three-dimensional virtual technology in reconstruction of mandibular defect including condyle using double-barrel vascularized fibula flap », *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, vol. 41, n° 5, p. 417-422, juill. 2013.
- [66] D. Rohner, C. Jaquiry, C. Kunz, P. Bucher, H. Maas, et B. Hammer, « Maxillofacial Reconstruction with Prefabricated Osseous Free Flaps: A 3-Year Experience with 24 Patients », *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 112, n° 3, p. 748-757, sept. 2003.
- [67] R. Chuka *et al.*, « Implant Utilization and Time to Prosthetic Rehabilitation in Conventional and Advanced Fibular Free Flap Reconstruction of the Maxilla and Mandible », *Int. J. Prosthodont.*, vol. 30, n° 3, p. 289-294, juin 2017.
- [68] R. H. Schepers *et al.*, « Fully 3-dimensional digitally planned reconstruction of a mandible with a free vascularized fibula and immediate placement of an implant-supported prosthetic construction », *Head Neck*, vol. 35, n° 4, p. 109-114, avr. 2013.
- [69] A. Tarsitano, S. Battaglia, S. Crimi, L. Ciocca, R. Scotti, et C. Marchetti, « Is a computer-assisted design and computer-assisted manufacturing method for mandibular reconstruction economically viable? », *J. Cranio-Maxillo-fac. Surg. Off. Publ. Eur. Assoc. Cranio-Maxillo-fac. Surg.*, vol. 44, n° 7, p. 795-799, juill. 2016.
- [70] H. Yu, B. Wang, M. Wang, X. Wang, et S. G. Shen, « Computer-Assisted Distraction Osteogenesis in the Treatment of Hemifacial Microsomia », *J. Craniofac. Surg.*, vol. 27, n° 6, p. 1539-1542, sept. 2016.
- [71] S. Shah, R. O'Connor, J. Watson, D. Srinivasan, et A. Sidebottom, « Use of three-dimensional printing to assess transport vectors in mandibular distraction osteogenesis », *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 55, n° 1, p. 74-76, janv. 2017.
- [72] M.-J. Kim, J. Seo, D.-K. Kim, et S.-H. Baek, « Three-dimensional virtual-surgery simulation-assisted asymmetric bilateral mandibular distraction osteogenesis for a patient with bilateral condylar fractures », *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, vol. 151, n° 1, p. 186-200, janv. 2017.
- [73] H. F. Hildebrand, « Implants et prothèses: une vieille histoire », *Tout prévoir - Espace FMC*, juin-2010.
- [74] P. Santoni-Rugiu et P. Sykes, « A history of plastic surgery », *New York: Springer Verlag*, 2007.
- [75] F. D. Burstein, « Bone Substitutes », *Cleft Palate. Craniofac. J.*, vol. 37, n° 1, p. 1-4, janv. 2000.
- [76] F. Jalbert et F. Lauwers, « Les implants sur mesure en reconstruction craniofaciale », *Rev. Stomatol. Chir. Maxillo-Faciale Chir. Orale*, vol. 114, n° 4, p. 211-218, sept. 2013.
- [77] M. Bonnel, *Le livre blanc de la Stomatologie et Chirurgie maxillo-faciale française*, 2006.
- [78] F. Jordana, C. Le Visage, et P. Weiss, « Substituts osseux », *médecine/sciences*, 2017.

- [79] J. Usseglio-Grosso, « Reconstruction des pertes de substances osseuses crânio-faciales au moyen d'un implant sur mesure en hydroxyapatite: une série de 19 cas », *Thèse d'exercice* 2015.
- [80] J. M. Woo, S.-H. Baek, J.-C. Kim, et J.-Y. Choi, « Contour Restoration of Over-Resected Mandibular Angle and Lower Border by Reduction Mandibuloplasty Using Three-Dimensional Planning and Computer-Aided Design and Manufacturing Custom-Made Titanium Implants », *J. Craniofac. Surg.*, vol. 29, n° 4, p. 340-343, juin 2018.
- [81] G. M. Calori, E. Mazza, M. Colombo, et C. Ripamonti, « The use of bone-graft substitutes in large bone defects: Any specific needs? », *Injury*, vol. 42, p. 56-63, sept. 2011.
- [82] S. M. Kurtz et J. N. Devine, « PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants », *Biomaterials*, vol. 28, n° 32, p. 4845-4869, nov. 2007.
- [83] A. Ridwan-Pramana, J. Wolff, A. Raziei, C. E. Ashton-James, et T. Forouzanfar, « Porous polyethylene implants in facial reconstruction: Outcome and complications », *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, vol. 43, n° 8, p. 1330-1334, oct. 2015.
- [84] D. Stringer et B. Brown, « Correction of Mandibular Asymmetry Using Angled Titanium Mesh », *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 67, n° 8, p. 1619-1627, août 2009.
- [85] J. Bobyn et Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC., « The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone », *Clin Orthop Relat Res*, 1980.
- [86] J. Bobyn et C. Engh, « Biologic fixation of hip prostheses: review of the clinical status and current concepts », vol. *Adv Orthop Surg*, 1983.
- [87] Y. S. Chang, H. O. Gu, M. Kobayashi, et M. Oka, « Influence of various structure treatments on histological fixation of titanium implants », *J. Arthroplasty*, vol. 13, n° 7, p. 816-825, oct. 1998.
- [88] B. T. Goh, S. Lee, H. Tideman, et P. J. W. Stoelinga, « Mandibular reconstruction in adults: a review », *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 37, n° 7, p. 597-605, juill. 2008.
- [89] J.-S. Hou *et al.*, « Immediate Reconstruction of Bilateral Mandible Defects: Management Based on Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Rapid Prototyping Technology in Combination With Vascularized Fibular Osteomyocutaneous Flap », *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 69, n° 6, p. 1792-1797, juin 2011.
- [90] A. Ow, W. Tan, et L. Pienkowski, « Mandibular Reconstruction Using a Custom-Made Titanium Prosthesis: A Case Report on the Use of Virtual Surgical Planning and Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing », *Craniofacial Trauma Reconstr.*, vol. 09, n° 03, p. 246-250, mars 2016.
- [91] Q. Qassemyar, N. Assouly, S. Temam, et F. Kolb, « Use of a three-dimensional custom-made porous titanium prosthesis for mandibular body reconstruction », *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 46, n° 10, p. 1248-1251, oct. 2017.
- [92] G. Touré et E. Gouet, « Use of a 3-Dimensional Custom-Made Porous Titanium Prosthesis for Mandibular Body Reconstruction With Prosthetic Dental Rehabilitation and Lipofilling », *J. Oral Maxillofac. Surg.*, déc. 2018.
- [93] Y.-Y. Jo, S.-G. Kim, M.-K. Kim, S.-H. Shin, J. Ahn, et H. Seok, « Mandibular Reconstruction Using a Customized Three-Dimensional Titanium Implant Applied on the Lingual Surface of the Mandible », *J. Craniofac. Surg.*, p. 1, déc. 2017.
- [94] N. Samman, W. K. Luck, L. K. Cheung, L. K. Cheung, H. Tideman, et R. K. F. Clark, « Custom-made titanium mandibular reconstruction tray », *Aust. Dent. J.*, vol. 44, n° 3, p. 195-199, sept. 1999.
- [95] T. Ikawa *et al.*, « Computer assisted mandibular reconstruction using a custom-made titan mesh tray and removable denture based on the top-down treatment technique », *J. Prosthodont. Res.*, vol. 60, n° 4, p. 321-331, oct. 2016.
- [96] H. Yamada *et al.*, « Mandibular reconstruction using custom-made titanium mesh tray and particulate cancellous bone and marrow harvested from bilateral posterior ilia », *J. Plast. Surg. Hand Surg.*, vol. 48, n° 3, p. 183-190, juin 2014.
- [97] L. Zhou *et al.*, « Reconstruction of Mandibular Defects Using a Custom-Made Titanium Tray in Combination With Autologous Cancellous Bone », *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 69, n° 5, p. 1508-1518, mai 2011.

- [98] M. Farid Shehab, N. M. A. Hamid, N. A. Askar, et A. M. Elmardenly, « Immediate mandibular reconstruction via patient-specific titanium mesh tray using electron beam melting/CAD/rapid prototyping techniques: One-year follow-up », *Int. J. Med. Robot.*, vol. 14, n° 3, p. e1895, juin 2018.
- [99] D. Goldsmith, A. Horowitz, et G. Orentlicher, « Facial Skeletal Augmentation Using Custom Facial Implants », *Atlas Oral Maxillofac. Surg. Clin.*, vol. 20, n° 1, p. 119-134, mars 2012.
- [100] B. Al-Jandan et H. Marei, « Mandibular angle augmentation using solid silicone implants », *Dent. Med. Probl.*, vol. 55, n° 4, p. 367-370, déc. 2018.
- [101] X. Liu, Y. Zhang, S. Wang, Z. Lei, X. Li, et D. Fan, « The use of expanded polytetrafluoroethylene in depressed deformities of the face », *Exp. Ther. Med.*, vol. 12, n° 5, p. 3151-3154, nov. 2016.
- [102] Y. Wang, Y. Zhang, Z. Zhang, X. Li, J. Pan, et J. Li, « Reconstruction of Mandibular Contour Using Individualized High-Density Porous Polyethylene (Medpor®) Implants Under the Guidance of Virtual Surgical Planning and 3D-Printed Surgical Templates », *Aesthetic Plast. Surg.*, vol. 42, n° 1, p. 118-125, févr. 2018.
- [103] J. M. Yates, D. G. Wildgoose, et R. van Noort, « Correction of a mandibular asymmetry using a custom-made titanium onlay », *J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg.*, vol. 62, n° 8, p. 247-250, août 2009.
- [104] J. Watson, M. Hatamleh, A. Alwahadni, et D. Srinivasan, « Correction of Facial and Mandibular Asymmetry Using a Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing Prefabricated Titanium Implant », *J. Craniofac. Surg.*, vol. 25, n° 3, p. 3, 2014.
- [105] Q. Qasemyar, N. Assouly, Y. Madar, S. Temam, et F. Kolb, « Total nasal reconstruction with 3D custom made porous titanium prosthesis and free thoracodorsal artery perforator flap: A case report », *Microsurgery*, vol. 38, n° 5, p. 567-571, juill. 2018.
- [106] A. Faizan *et al.*, « Development and Verification of Novel Porous Titanium Metaphyseal Cones for Revision Total Knee Arthroplasty », *J. Arthroplasty*, vol. 32, n° 6, p. 1946-1953, 2017.
- [107] D. Kim *et al.*, « Sacral Reconstruction with a 3D-Printed Implant after Hemisacrectomy in a Patient with Sacral Osteosarcoma: 1-Year Follow-Up Result », *Yonsei Med. J.*, vol. 58, n° 2, p. 453-457, mars 2017.
- [108] L. L. Q. Pu, K. Yoshimura, et S. R. Coleman, « Future Perspectives of Fat Grafting », *Clin. Plast. Surg.*, vol. 42, n° 3, p. 389-394, juill. 2015.
- [109] G. Rigotti *et al.*, « Clinical treatment of radiotherapy tissue damage by lipoaspirate transplant: a healing process mediated by adipose-derived adult stem cells », *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 119, n° 5, p. 1409-1422; discussion 1423-1424, avr. 2007.
- [110] S. M. Sultan *et al.*, « Fat grafting accelerates revascularisation and decreases fibrosis following thermal injury », *J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg.*, vol. 65, n° 2, p. 219-227, févr. 2012.
- [111] R. M. Garza *et al.*, « Studies in Fat Grafting: Part III. Fat Grafting Irradiated Tissue—Improved Skin Quality and Decreased Fat Graft Retention », *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 134, n° 2, p. 249-257, août 2014.
- [112] T. K. Krastev, Y. Jonasse, et M. Kon, « Oncological safety of autologous lipoaspirate grafting in breast cancer patients: a systematic review », *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 20, n° 1, p. 111-119, janv. 2013.
- [113] A. Pennati, E. Riggio, G. Marano, et E. Biganzoli, « Autologous fat grafting after sarcoma surgery: Evaluation of oncological safety », *J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg.*, vol. 71, n° 12, p. 1723-1729, déc. 2018.
- [114] F. Klinger *et al.*, « Autologous fat graft in irradiated orbit postenucleation for retinoblastoma », *Orbit*, vol. 37, n° 5, p. 344-347, sept. 2018.
- [115] J. Mayingi, G. Hélyary, F. Noirclere, B. Bacroix, et V. Migonney, « Grafting of bioactive polymers onto titanium surfaces and human osteoblasts response », *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2007, p. 5119-5122, 2007.

ANNEXES

Annexe 1 : Classifications des pertes de substance mandibulaire [27]

David 1988 [15]	Type A	Type B	Type C	Type D	Type E	Type F
Jewer 1989 [12]	H		C	L		
Urken 1991 [10]						
Boyd 1993 [13]	H	C	L			
	<p>"o" en l'absence de défaut cutané-muqueux. "m" en présence d'un défaut muqueux. "s" en présence d'un défaut cutané.</p>					
Cariou 1994 [14]	Aa	Ab	La	Lb	T	

La classification la plus utilisée dans la littérature est la classification de Jewer dite HCL :

- H : héli-mandibulectomie, condyle inclus
- C : perte de substance centrale de canine à canine
- L : perte de substance latérale excluant le condyle

Modifiée par Boyd en 1993, elle permet de prendre en compte les défauts cutané-muqueux. Ainsi aux caractéristiques majeures H, L et C se rajoutent les caractéristiques mineures :

- o : absence de défaut cutané ou muqueux
- m : défaut muqueux
- s : défaut cutané

Annexe 2 : Demande de chirurgie virtuelle ou d'implant sur mesure à la compagnie Materialise®



materialise

PRESCRIPTION

Demande de Dispositif Médical Sur Mesure

IDENTITE DU PATIENT (ou étiquette)

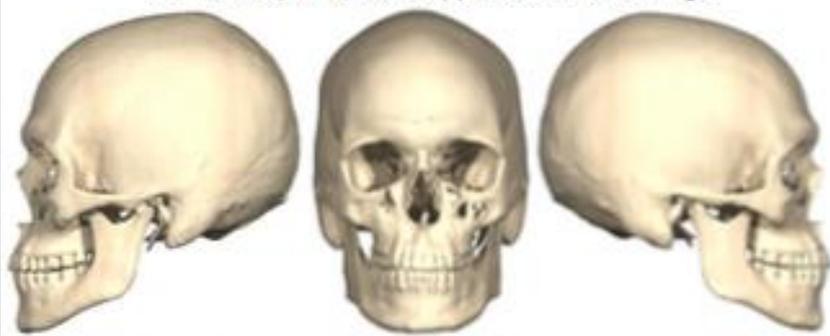
Nom*:

Prénom*:

Sexe: M F

DESIGNATION / CACHET DE L'ETABLISSEMENT DE SOIN*

DATE DE CHIRURGIE

Chirurgie*	<input type="checkbox"/> Orthognathique	<input type="checkbox"/> Esthétique	<input type="checkbox"/> Traumatologique	<input type="checkbox"/> Reconstructrice	<input type="checkbox"/> Autre (à préciser):
Zone à Traiter*	<input type="checkbox"/> Le Fort I <input type="checkbox"/> OSBM <input type="checkbox"/> OOBM <input type="checkbox"/> Génioplastie <input type="checkbox"/> Autre:	Veuillez indiquer la/les zone(s) à traiter sur ces images			
					
Prélèvement (si applicable)	<input type="checkbox"/> Fibula	<input type="checkbox"/> Scapula	<input type="checkbox"/> Crête iliaque	<input type="checkbox"/> Côte	<input type="checkbox"/> Autre :
	<input type="checkbox"/> Gauche	<input type="checkbox"/> Droite			
Dispositifs*	<input type="checkbox"/> Modèle anatomique <input type="checkbox"/> Polyamide <input type="checkbox"/> Résine	<input type="checkbox"/> Guide de coupe et/ou de pré-forage <input type="checkbox"/> Gouttière occlusale	<input type="checkbox"/> Dispositif implantable <input type="checkbox"/> Plaque <input type="checkbox"/> Implant Poreux	<input type="checkbox"/> Distracteur <input type="checkbox"/> DEOS <input type="checkbox"/> Maxillaire intraoral	
Précisions					

PRESCRIPTEUR

Je soussigné (Titre, Nom*, Prénom):

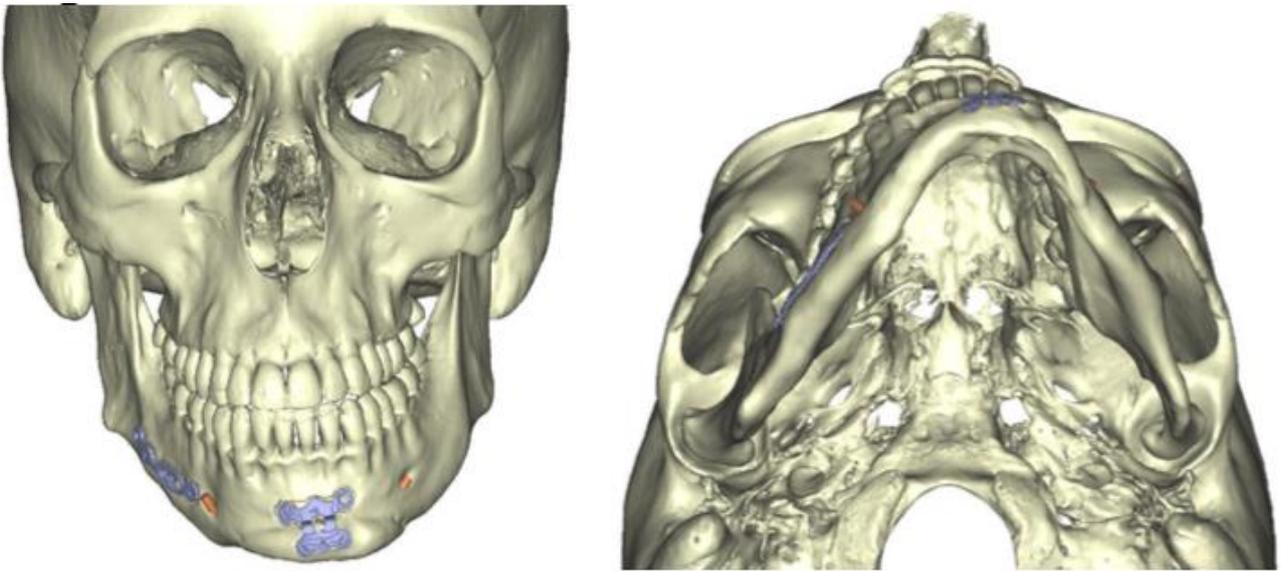
assure et déclare que le dispositif médical sur mesure demandé suivant les données ci-jointes, est destiné à l'usage unique du patient identifié ci-avant.

Date de la prescription*:

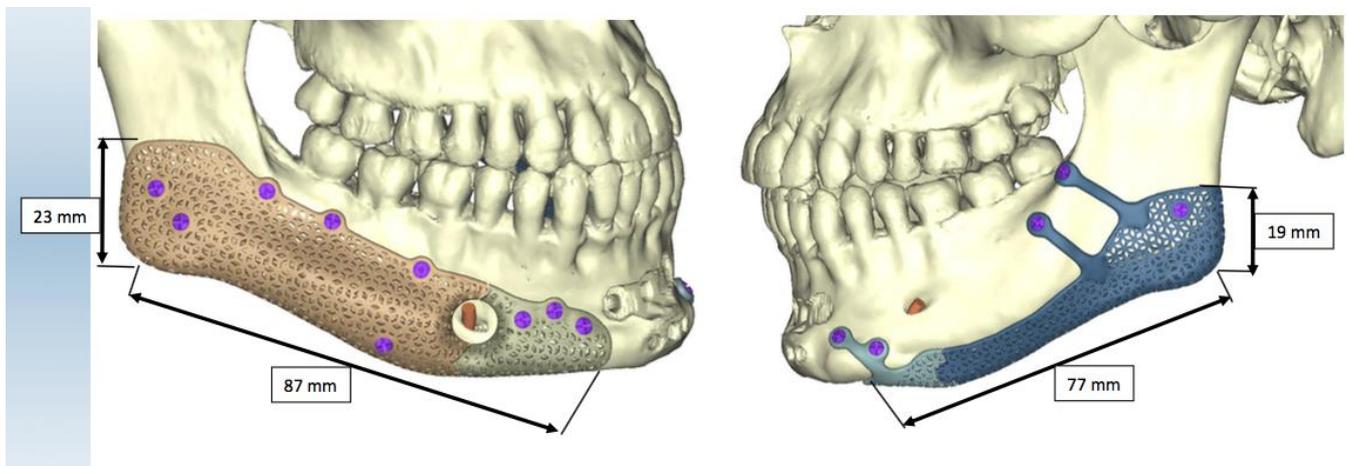
Signature*:

Annexe 3 : Exemple de planification d'un implant en titane poreux réalisé sur mesure par Materialise®

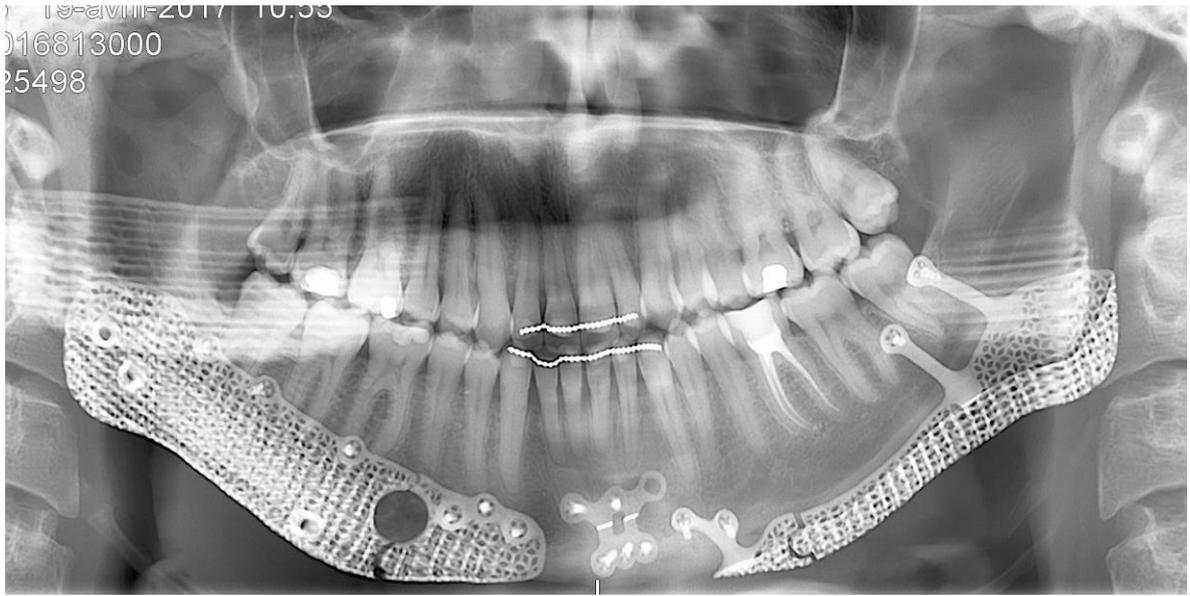
Patiente de 30 ans ayant bénéficié d'une chirurgie orthognathique en 2010 (recul mandibulaire asymétrique et génioplastie d'avancée et d'impaction). Elle présentait des séquelles esthétiques sans trouble occlusal. La chirurgie a consisté en une pose d'implants mandibulaires bilatéraux.



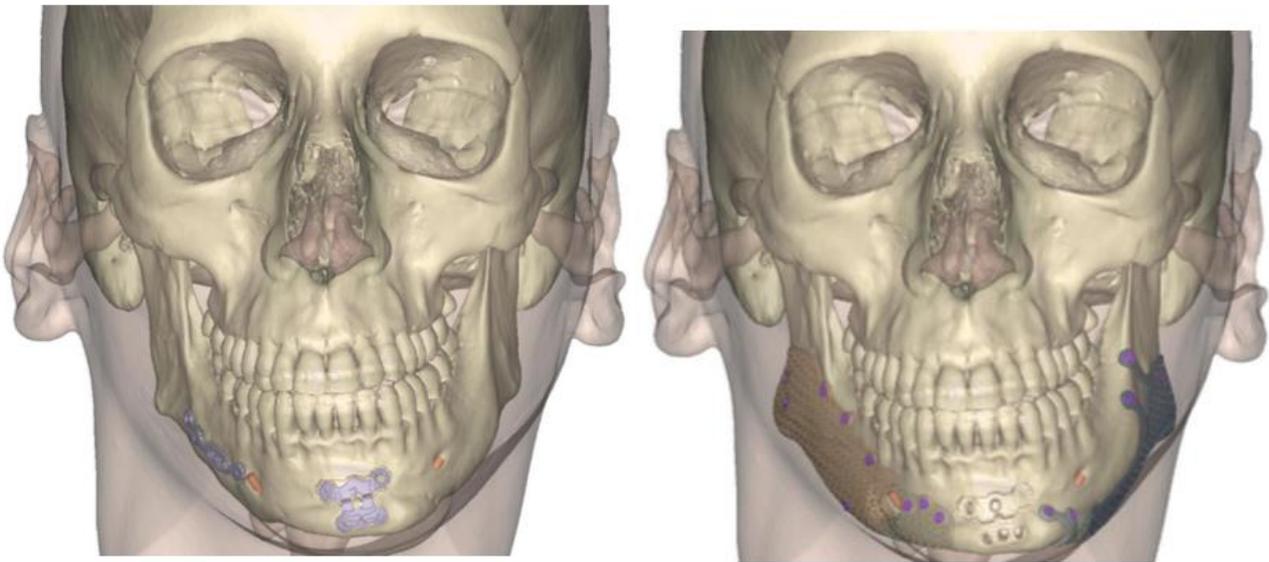
Reconstruction 3D avant planification - Materialise®



Planification des implants après avoir simulé l'ablation du matériel d'ostéosynthèse - Materialise®



Panoramique postopératoire



Avant/après selon la planification en prenant en compte les parties molles - Materialise®



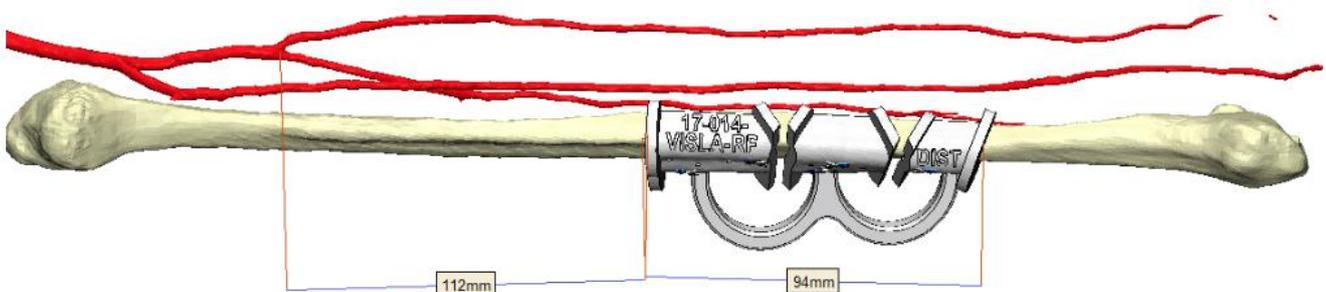
Patiente de face en préopéraoire (à gauche) et postopératoire (à droite)

Annexe 4 : Exemple de chirurgie virtuelle associée à un implant en titane poreux réalisé sur mesure par Materialise®

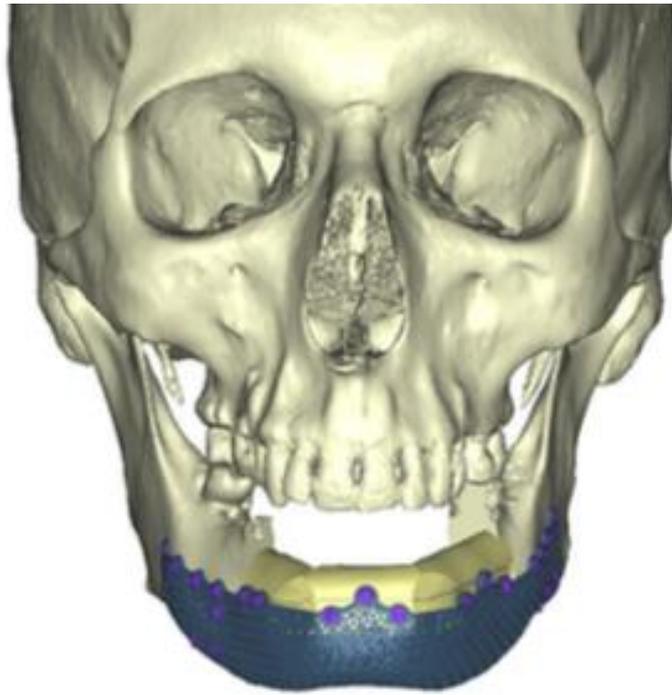
Patient de 56 ans présentant un carcinome épidermoïde gingivo-mandibulaire. La chirurgie a consisté en une pelvi-mandibulectomie interruptrice donnant une perte de substance mandibulaire classée C-m (classification de Jewer). La reconstruction a été réalisée dans le même temps par lambeau libre fibulaire associé à un implant en titane poreux réalisant dans le même temps l'ostéosynthèse fibulaire.



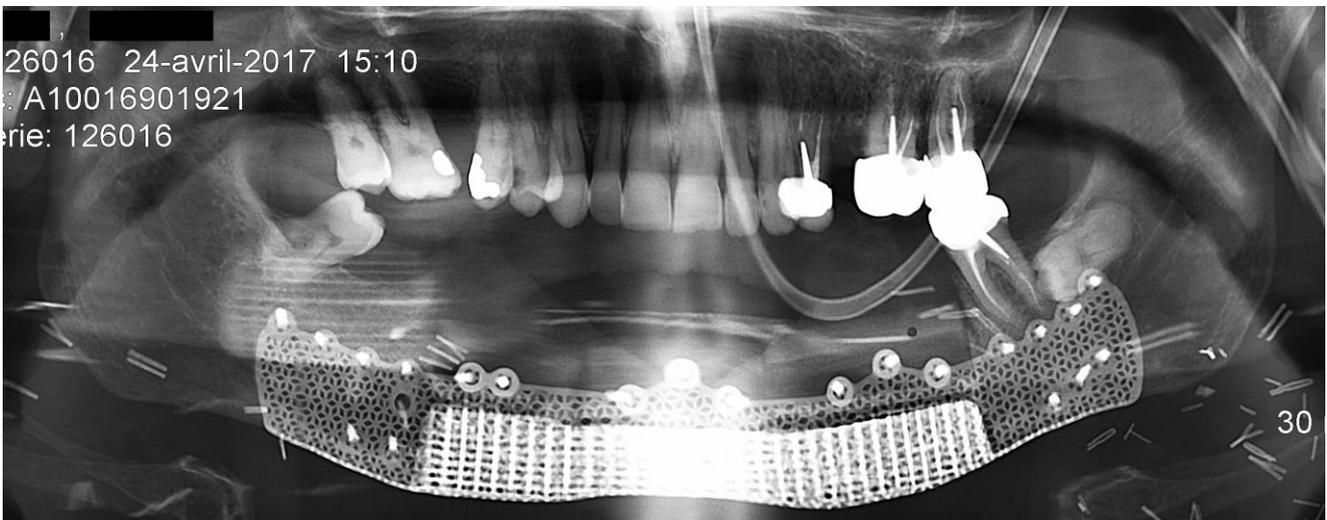
Planification de la pelvi-mandibulectomie interruptrice et des guides de résection mandibulaire - Materialise®



Planification du prélèvement et des guides de coupe fibulaire - Materialise®

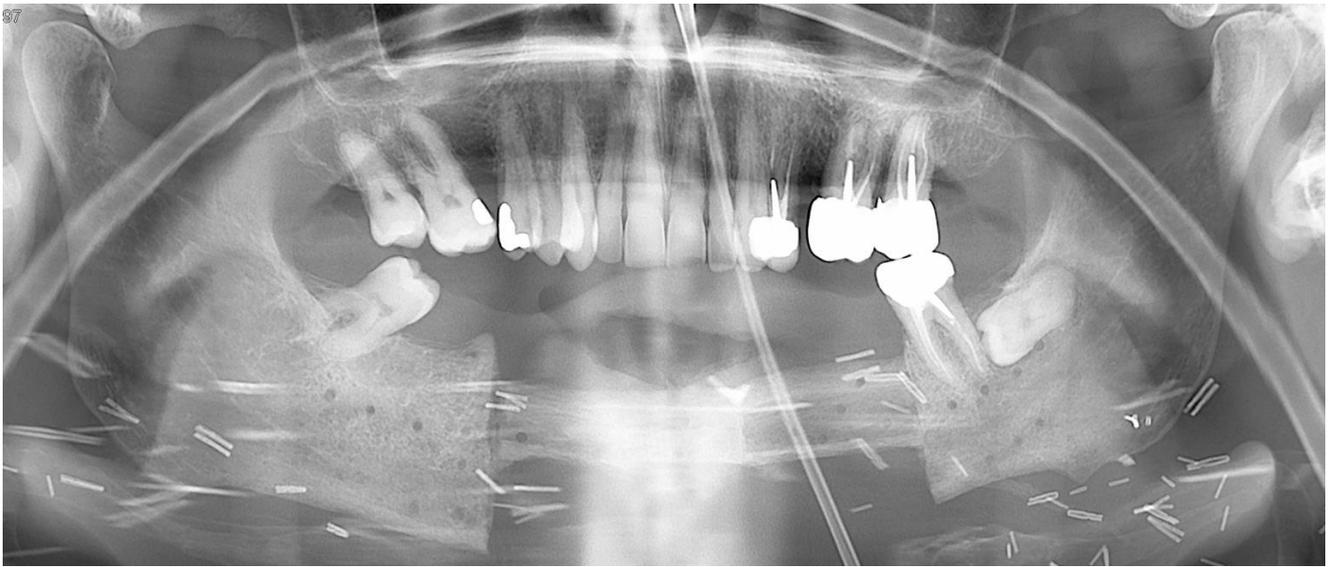


Planification de l'implant mandibulaire permettant l'ostéosynthèse fibulaire - Materialise®



Panoramique postopératoire

L'implant mandibulaire s'est exposé et a dû être déposé après que le patient ait bénéficié de sa radiothérapie adjuvante.



Panoramique après dépose de l'implant

« Par délibération de son Conseil en date du 10 Novembre 1972, l'Université n'entend donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses ou mémoires. Ces opinions doivent être considérées comme propres à leurs auteurs ».

VU, le Président de Thèse

VU, le Doyen de la Faculté

VU et permis d'imprimer
en référence à la délibération
du Conseil d'Université
en date du 14 Décembre 1973

Pour le Président
de l'Université de CAEN et P.O

Le Doyen

ANNEE DE SOUTENANCE : 2019

NOM ET PRENOM DE L'AUTEUR : VETTER Marjolaine

TITRE DE LA THESE : Critères associés à l'échec des implants mandibulaires extra-oraux en titane poreux conçus sur mesure. Expérience de 5 ans au CHU de Caen.

RESUME DE LA THESE EN FRANÇAIS :

Les substituts osseux sont de plus en plus répandus en chirurgie maxillo-faciale. L'utilisation d'implants mandibulaires en titane poreux permet de compléter une reconstruction par lambeau libre pour améliorer les résultats fonctionnels et esthétiques. Ils peuvent aussi être utilisés seuls pour traiter une asymétrie faciale. Néanmoins leur utilisation peut s'accompagner de complications et de déposes. L'objectif de notre étude était d'identifier les causes d'échecs de ces implants afin de sécuriser leur utilisation.

Notre étude a inclus 17 patients ayant bénéficiés de la pose de 19 implants en titane poreux sur une durée de 5 ans au CHU de Caen. Ces implants étaient imprimés sur mesure après planification virtuelle. Les causes de dépose et les facteurs qui leur étaient associés ont été analysés.

Au total, il y a eu 10 déposes dont 8 sont imputables à l'implant. Les causes de ces déposes étaient l'exposition (4), l'infection (2) ou l'erreur de planification (2). La localisation symphysaire de l'implant et l'association à une chirurgie majeure osseuse étaient les deux facteurs qui ont montré une association significative avec l'échec de l'implant.

Les expositions sont souvent dues à des tissus peu propices à l'implantation pouvant être améliorés notamment par le lipofilling. La planification de l'implant en fonction des tissus mous et l'éviction des portes d'entrées infectieuses sont primordiales. Les échecs de ces implants sont donc partiellement évitables.

MOTS CLES : reconstruction mandibulaire, implant sur mesure, titane poreux

TITRE DE LA THESE EN ANGLAIS: Criteria associated with failure of custom-designed extra-oral porous titanium mandibular implants. A 5 years experience at Caen University Hospital.

RESUME DE LA THESE EN ANGLAIS:

Bone substitutes become usual in maxillofacial surgery. Mandibular porous titanium implants can be used with free-flap reconstruction to improve functional and aesthetic results. They can also be used alone to treat facial asymmetry. However, complications and deposits may accompany their uses. Our study aimed at identifying the causes of failure of these implants in order to secure their uses.

Our study included 17 patients who received 19 porous titanium implants over a 5-year period at Caen University Hospital. These implants were custom-made and printed after virtual planning. The causes and factors associated with them were analyzed.

There were 10 depositions, of which 8 were attributable to the implant. The causes of these depositions were exposures (4), infections (2) or planning errors (2). Implant's symphyseal localization and the association with major bone surgery were the two factors that demonstrated a significant association with the failure of the implant.

Exposures are often due to fibrotic tissues that are unsuitable for implantation and can be improved by lipofilling. Considering soft tissue during virtual planning and eviction of infectious entry doors is crucial. The failures of these implants are therefore partially avoidable.

KEY WORDS: mandibular reconstruction, 3D customized implant, porous titanium