Conception et fabrication tridimensionnelle dans les greffes osseuses pré-implantaires : vers une régénération osseuse personnalisée

Déborah Gabbay

▶ **To cite this version:**

Déborah Gabbay. Conception et fabrication tridimensionnelle dans les greffes osseuses pré-implantaires : vers une régénération osseuse personnalisée. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-02067380

HAL Id: dumas-02067380

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02067380

Submitted on 14 Mar 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.

Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5 rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017 Thèse N°: 5118

N° attribué par la bibliothèque : 2017PA07G045

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 27/06/2017

par **GABBAY Déborah**

CONCEPTION ET FABRICATION TRIDIMENSIONNELLE DANS LES GREFFES OSSEUSES PRE-IMPLANTAIRES : VERS UNE REGENERATION OSSEUSE PERSONNALISEE

Directeur de thèse : Dr Hervé Tarragano
Co-directeur de thèse : Dr Lena Messica

JURY

Mme le Professeur M.-Violaine BERTERECHE	Président
M. le Docteur Philippe MONSENEGO	Assesseur
M. le Docteur Jean-François NGUYEN	Assesseur
Mme le Docteur Elisabeth SARFATI	Assesseur
M. le Docteur Hervé TARRAGANO	Assesseur
Mme le Docteur Lena MESSICA	Membre Invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5 rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017 Thèse N°:

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le

par **GABBAY Déborah**

née le 12 août 1991

CONCEPTION ET FABRICATION TRIDIMENSIONNELLE DANS LES GREFFES OSSEUSES PRE-IMPLANTAIRES : VERS UNE REGENERATION OSSEUSE PERSONNALISEE

Directeur de these : Dr Hervé Tarragano
Co-directeur de thèse : Dr Lena Messica

JURY

Mme le Professeur M.-Violaine BERTERECHE	Président
M. le Docteur Philippe MONSENEGO	Assesseur
M. le Docteur Jean-François NGUYEN	Assesseur
Mme le Docteur Elisabeth SARFATI	Assesseur
M. le Docteur Hervé TARRAGANO	Assesseur
Mme le Docteur Lena MESSICA	Membre Invité

U N I V E R S I T E P A R I S D I D E R O T – P A R I S 7

Présidente de l'Université :	Mme la Professeure Christine CLERICI
Doyen de l'U.F.R. d'Odontologie :	Mme la Professeure Ariane BERDAL
Directrice Générale des Services :	Madame Pascale SAINT-CYR

_____

J U R Y

Mme le Professeur M.-Violaine BERTERECHE	Président
M. le Docteur Philippe MONSENEGO	Assesseur
M. le Docteur Jean-François NGUYEN	Assesseur
Mme le Docteur Elisabeth SARFATI	Assesseur
M. le Docteur Hervé TARRAGANO	Assesseur
Mme le Docteur Lena MESSICA	Membre Invité

Mme le Professeur M.-Violaine BERTERETCHE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence de mon jury de thèse. Merci de m'avoir guidée lors de la réalisation parfois ardue de certaines prothèses. Veuillez trouver dans ce travail, toute l'estime et l'admiration que je vous porte.

M. le Docteur Philippe MONSENEGO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Je vous remercie d'avoir eu la gentillesse d'accepter de siéger dans mon jury de thèse. Que cette thèse vous exprime toute mon estime et mon profond respect.

M. le Docteur Jean-François NGUYEN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Je vous remercie de faire partie de mon jury de thèse. Soyez assuré de ma plus profonde considération quant à votre participation à ce travail.

Mme le Docteur Elisabeth SARFATI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Je vous remercie de participer également à ce jury de thèse. Je vous assure ma plus profonde reconnaissance quant à l'intérêt que vous portez à ce travail.

M. le Docteur Hervé TARRAGANO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Je vous suis très reconnaissante d'avoir accepté de diriger cette thèse. Je tiens à vous exprimer mes plus sincères remerciements pour votre disponibilité, votre patience et l'investissement dont vous avez fait preuve tout au long de notre travail.

Mme le Docteur Lena MESSICA

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalo-Universitaire

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger cette thèse également. Je vous exprime mon plus profond respect quant à l'enseignement et aux connaissances que vous m'avez transmises tout au long de ces années ainsi que votre support et votre patience. Pour finir, je vous remercie de m'avoir toujours poussée vers le haut, à donner le meilleur de moi-même.

1. LES DIFFÉRENTES TECHNIQUES DE GREFFES OSSEUSES CONCERNÉES PAR L'USINAGE 3D 4
1.1. Greffe d'apposition 4
1.1.1. Définition 4
1.1.2. Rappel : Physiologie osseuse 4
1.1.3. Rappel : greffes autogènes 9
1.1.4. Greffes allogéniques 10
1.2. Avantages et inconvénients des différents types de greffe d'apposition pouvant intervenir dans la conception et la fabrication 3D des greffons osseux 15
1.2.1. Greffes autogènes 15
1.2.2. Greffes allogéniques 16
1.3. Greffe d'augmentation verticale par blocs osseux 16
1.3.1. Description 16
1.3.2. Technique chirurgicale 17
1.3.3. Avantages et inconvénients 18
2. GREFFES OSSEUSES ET USINAGE TRIDIMENSIONNEL 19
2.1. Les différents greffons utilisés 19
2.1.1. Le greffon allogénique spongieux 19
2.1.2. Le greffon allogénique cortico-spongieux 24
2.1.3. Les blocs d'hydroxyapatite 31
2.1.4. Tableau récapitulatif des biomatériaux utilisés dans l'usinage tridimensionnelle 34
2.2. Des données numériques à l'usinage tridimensionnel 35
2.2.1. L'examen tomodensitométrique : le « Cone Beam Computed Tomography » (CBCT) 35
2.2.2. Limites de l'examen tomodensitométrique 38
2.2.3. Le fichier Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) 39
2.2.4. Modélisation tridimensionnelle du maxillaire et conception du greffon 39
2.3. Usinage du greffon 46
2.3.1. Usinage manuel sur modèle stéréolithographique 46
2.3.2. Usinage tridimensionnel par la Conception Assistée par Ordinateur (CAO) 54
2.4. Mise en place chirurgicale du greffon 57
2.4.1. Le lambeau d'accès classique 57
2.4.2. La tunnelisation ou « technique du lambeau restreint » 69
2.5. Comparaison des différentes techniques de greffes osseuses 74
2.5.1. Greffon osseux allogénique tridimensionnelle vs greffe autologue 74
2.5.2. Greffon osseux allogénique tridimensionnelle vs greffe allogénique classique 74
3. EVALUATION CRITIQUE DE L'ASSOCIATION ALLOGREFFE 3D–GREFFES OSSEUSES 76
3.1. Dimension des greffons 76
3.2. Adaptation du greffon au défaut osseux 77
3.3. Complications de l'intervention 77
3.3.1. Exposition du greffon 78
3.3.2. Infection du greffon 79
3.3.3. Fracture du greffon 79
3.4. Résorption des greffons 80
3.5. Législation des allogreffes osseuses 81
3.5.1. Réglementation 81
3.5.2. Sélection des donneurs 81
3.5.3. Traçabilité des allogreffes 83
3.5.4. Informations délivrées au patient en vue d'une allogreffe osseuse 83
3.6. Aspect financier 84
BIBLIOGRAPHIE 87

INTRODUCTION

Avec des résultats fiables, durables et des décennies de recul clinique, l'implantologie est devenue une thérapeutique très employée dans les cas où le volume osseux est suffisant. Cependant, les déficits osseux verticaux, transversaux vestibulo-linguaux ou combinés constituent un véritable obstacle aux réhabilitations implanto-prothétiques compromettant la faisabilité du plan de traitement implantaire et prothétique. Or, les patients actuels sont de plus en plus demandeurs de prothèses à la fois fixes, esthétiques et fonctionnelles : afin de répondre à cette exigence et garantir le succès thérapeutique, des aménagements tissulaires pré-implantaires sont donc nécessaires.

De nombreuses études ont rapporté un taux de succès important avec les greffes autologues considérées comme le « Gold Standard » des protocoles de traitement pré-implantaire : elles offrent un recul clinique important et une intégration rapide du greffon (Garg 2004; McAllister et Haghighat 2007; Khoury et al. 2010). Cependant, elles peuvent entrainer des complications au niveau des sites de prélèvement et leurs volumes sont souvent limités.

Pour pallier aux inconvénients de ces greffons, d'autres alternatives se sont développées notamment les allogreffes osseuses. Elles sont disponibles dans des banques en quantité illimitée et ne nécessitent pas le recours à un deuxième site opératoire.

Depuis quelques années, les avancées radiologiques et l'utilisation de technologies numériques associées à l'utilisation de ces biomatériaux permettent de réduire la morbidité des interventions : l'imagerie, les imprimantes et les appareils d'usinage tridimensionnels permettent de préparer hors-site les greffons et de faciliter leur mise en place lors des chirurgies d'augmentation osseuse (Venet et al. 2015).

Ce travail a pour objectif de présenter quelles sont les techniques de mise en place d'un greffon d'origine allogénique usiné directement par procédé de soustraction ou modelé sur le modèle stéréolithographique du patient (maxillaire ou mandibulaire) après transmission des données de l'imagerie 3D.

Pour répondre à cette problématique, une description des différentes techniques de greffes osseuses pré-implantaires concernées par ce sujet sera établie.

Puis, à l'aide d'une revue de la littérature, un exposé des différents greffons disponibles pour cette technique et des différentes solutions thérapeutiques sera dressé. La chronologie de chacune des étapes nécessaires à la réalisation du greffon sera décrite ainsi que les techniques chirurgicales utilisées dans sa mise en place.

In fine, il sera établie une évaluation critique de ce procédé afin d'apporter en finalité une information supplémentaire sur l'évolution des traitements disponibles pour les praticiens dans le cadre des réhabilitations pré-implantaires.

1. LES DIFFÉRENTES TECHNIQUES DE GREFFES OSSEUSES CONCERNÉES PAR L'USINAGE 3D

1.1. Greffe d'apposition

1.1.1. Définition

Les greffes d'apposition ou greffes en "onlay" se définissent comme la mise en place de greffons osseux cortico-spongieux au niveau d'un site receveur présentant un défaut osseux important horizontal et/ou vertical (Fig. 1).
Le greffon peut être d'origine autologue ou allogénique : seul ce type de greffon peut se présenter sous forme de bloc utilisable pour cette thérapeutique. Il est ensuite stabilisé et fixé à la crête osseuse alvéolaire à l'aide de vis d'ostéosynthèse (Khoury et al. 2010).

Figure 1 : Greffe d'apposition

1.1.2. Rappel : Physiologie osseuse

1.1.2.1. Aspects embryologiques

D'un point de vue embryologique, les os du squelette humain présentent deux origines distinctes :

- L'ossification membranaire survient lors du développement des os plats (crâne, mandibule) ; le tissu osseux se développe à partir d'une membrane fibreuse et provient directement des cellules mésenchymateuses et ostéoprogénitrices.

Processus d'ossification membranaire :

1- Les cellules mésenchymateuses se différencient en ostéoblastes pour former un point d'ossification à l'intérieur de la membrane du tissu conjonctif fibreux (Fig2).
2- Les ostéoblastes commencent à sécréter un matériau ostéoïde (matrice osseuse) qui sera minéralisé au bout de quelques jours. Les ostéoblastes enfermés deviennent des ostéocytes (Fig3).
3- L'os fibreux se forme à partir de la matrice osseuse organisée en travées et les cellules mésenchymateuses s'associent en surface de l'os fibreux pour constituer le périoste (Fig4).
4- Les travées situées sous le périoste forment une gaine compacte d'os fibreux remplacée plus tard par l'os compact lamellaire définitif. L'os spongieux reste à l'intérieur de la gaine osseuse, son réseau vasculaire se différencie en moelle osseuse.

Figure 2 à 5 : Processus d'ossification membranaire (Copyright © 2001 Benjamin Cummings, an Imprint of Addison Wesley Longman, Inc)

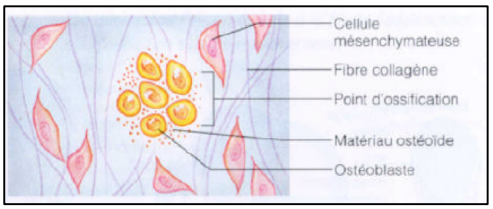


Figure 2

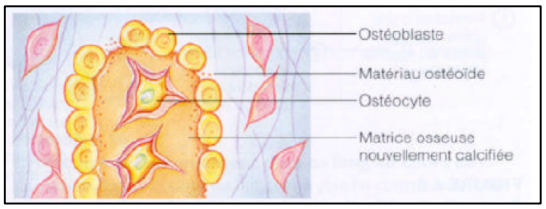


Figure 3

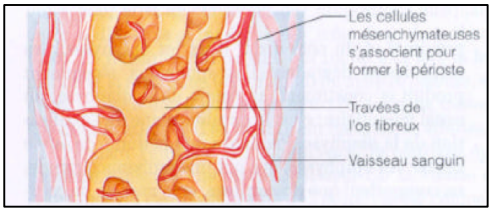


Figure 4

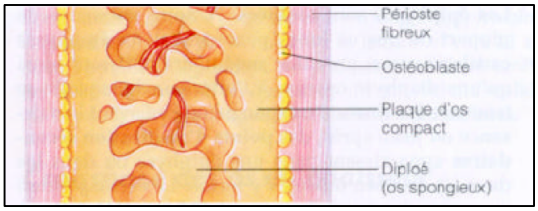


Figure 5

- L'ossification endochondrale concerne les os longs (tibia, fémur, humérus), les vertèbres et la majorité de la base du crâne et s'effectue à partir du cartilage hyalin ; l'os dérive des pièces squelettiques cartilagineuses.

Processus d'ossification endochondrale (Fig.6) :

1- Formation d'une gaine osseuse autour du cartilage hyalin et d'un point d'ossification primaire au centre (matrice cartilagineuse).
2- Invasion de cette matrice par les vaisseaux du bourgeon conjonctivo-vasculaire et formation de l'os spongieux.
3- Formation du canal médullaire et apparition des points d'ossification secondaires dans les épiphyses.
4- Ossification des épiphyses ; à la fin du processus d'ossification endochondrale, le cartilage hyalin se trouve uniquement dans les cartilages épiphysaires et articulaires.

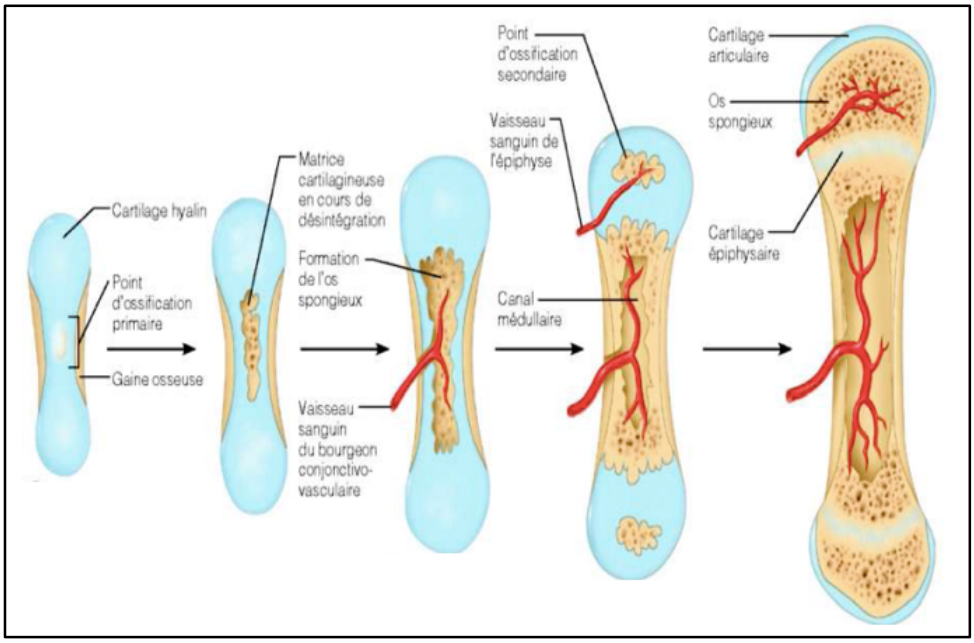


Figure 6 : Ossification endochondrale (Copyright © 2006 Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings)

L'os maxillaire résulte d'une ossification membranaire tandis que la mandibule procède à une ossification mixte asynchrone (membranaire et endochondrale) notamment au niveau condylien de la mandibule qui provient d'une ossification endochondrale.

1.1.2.2. Aspects histologiques

Le tissu osseux est composé d'os lamellaire à la fois compact (cortical) et trabéculaire (spongieux). La proportion relative entre ces deux entités permet de différencier les différents type d'os et leurs propriétés mécaniques respectives.

L'os compact forme les tables internes et externes et est composé d'une succession de lamelles osseuses concentriques constituées d'unités morphologiques appelées ostéons (Fig. 7). Chaque ostéon est centré autour d'un canal, dit canal de Havers qui renferme un tissu conjonctif vascularisé. Les canaux de Volkmann permettent de relier les canaux de Havers entre eux et avec les espaces médullaires et le périoste.
Le périoste est la membrane qui recouvre la surface externe de la corticale osseuse.
L'os cortical est minéralisé à 95%.

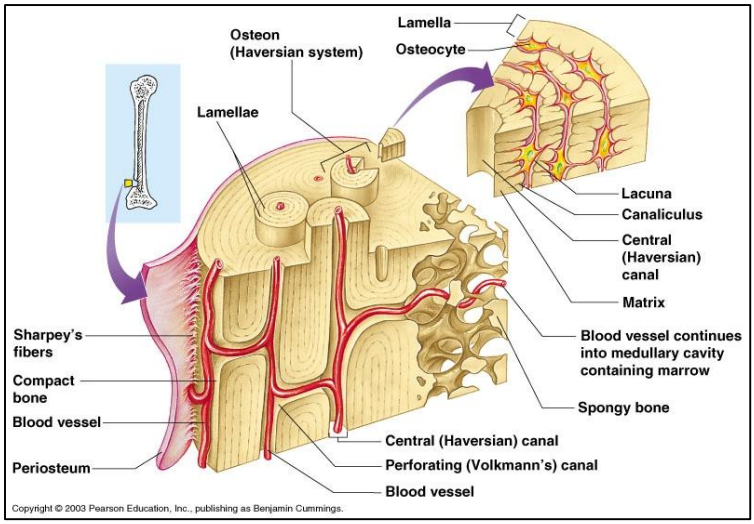


Figure 7 : Structure de l'os compact (Marieb et Lachaîne 2008)

L'os spongieux est constitué d'un réseau tridimensionnel de trabécules osseuses anastomosées et ramifiées délimitant un espace de cavités remplies de moelle osseuse. Tapissée par une fine couche de tissu conjonctif appelée endoste, elle est responsable de l'hématopoïèse, processus physiologique qui assure le renouvellement des cellules sanguines.

Cette architecture spécifique de l'os spongieux lui confère sa structure dite en « éponge » (Fig. 8).

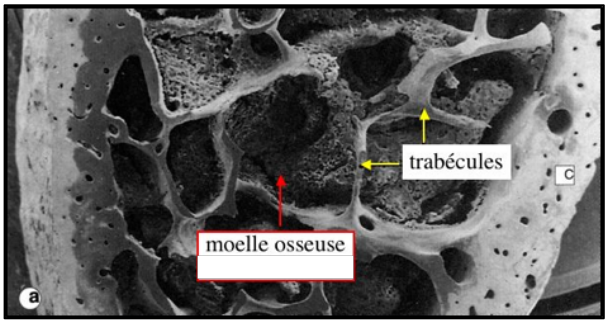


Figure 8 : Structure de l'os spongieux (Thomas et al. 2008)

1.1.2.3. Aspects cellulaires et moléculaires

Les cellules du tissu osseux (Thomas et al. 2008) :

- Les cellules ostéoprogénitrices : dérivent des cellules mésenchymateuses et peuvent se différencier en cellules spécialisées.
- Les ostéoblastes : elles synthétisent le collagène de type I et contrôlent le processus de minéralisation de la matrice extracellulaire.
- Les ostéocytes : cellules inclues dans des lacunes ostéocytaires appelées ostéoplastes.
- Les ostéoclastes : elles jouent un rôle majeur dans le remaniement osseux sous le contrôle des ostéoblastes et de leurs précurseurs grâce à la production de molécules régulatrices.

La matrice extra-cellulaire (Khoury et al. 2010) :
Composée d'une fraction organique et d'une fraction minérale, elle confère à l'os sa dureté et sa résistance mécanique.

Matrice organique :

- Représente 25% de la masse osseuse
- Composée essentiellement de fibres de collagène de type 1 (90% de la matrice organique) associées à des protéines non collagéniques (PNC) sécrétées par les ostéoblastes, des protéines plasmatiques (albumine), des protéoglycanes, et des facteurs de croissance (TGF-ß et Insulin Like Growth Factors IGFs).
- Ces constituants forment le tissu ostéoïde, qui sera minéralisé dans un second temps.

Matrice minérale :

- Représente 65% de la masse osseuse
- Une concentration adéquate en minéraux et l'apparition de sites de nucléation localisés au niveau de zones spécifiques des fibres de collagène de type I permet la formation des cristaux d'hydroxyapatite nécessaires à la minéralisation de la matrice osseuse.
- Les sels minéraux : calcium (27%) et phosphore (12%).

1.1.3. Rappel : greffes autogènes

L'os autologue qui connait une littérature éprouvée et un recul clinique important, constitue unanimement le "Gold standard" des matériaux utilisés dans les greffes osseuses (Chai et al. 2011).

Les greffes autogènes correspondent à un apport de tissu osseux provenant du patient lui-même, transplanté d'un site donneur à un site receveur. Cet os autogène est constitué d'un squelette comprenant une matrice minérale et organique et d'une moelle osseuse (Antoun 2011; Chiarello et al. 2013). Il existe différents sites de prélèvements intra ou extra-oraux.

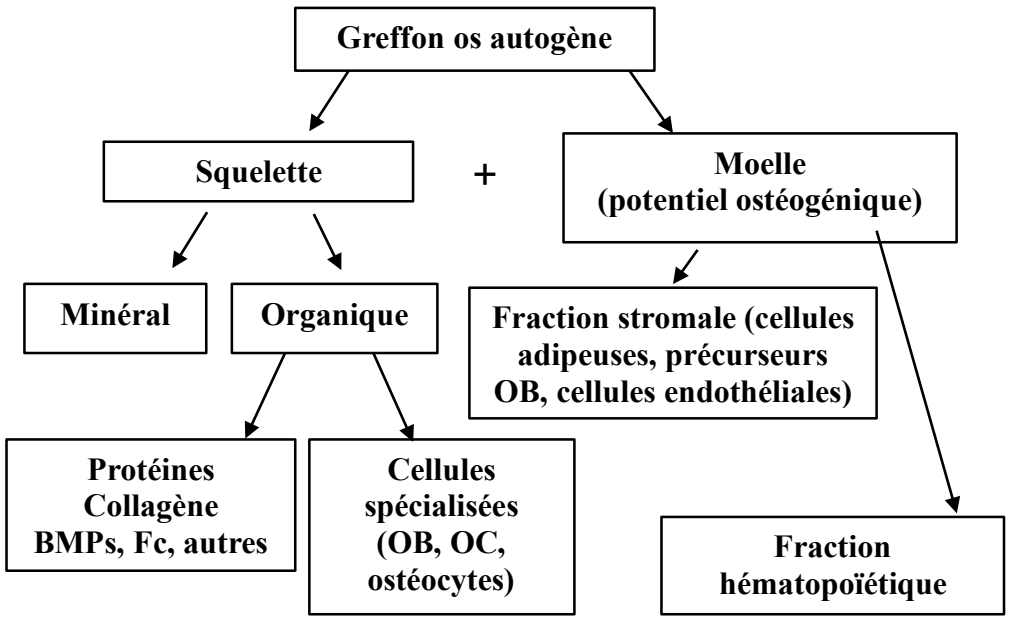


Figure 9 : Composition de l'os autogène (Colombier et al. 2005b)

D'autres alternatives thérapeutiques, notamment les greffons d'origine allogénique, se sont développées afin d'éviter les inconvénients majeurs liés aux prélèvements autologues. De plus, les greffons autogènes ne peuvent être usinés en trois dimensions.

1.1.4. Greffes allogéniques

Les greffons allogéniques sont transmis d'un donneur à un receveur appartenant à la même espèce biologique. Ces derniers ne possèdent pas de potentiel ostéogénique du fait de l'absence de cellules spécialisées au sein du tissu mais ont des propriétés ostéoconductrices : ils servent d'échafaudage permettant aux cellules osseuses et vasculaires du lit receveur de coloniser le site de greffe et d'engendrer une néoformation osseuse.

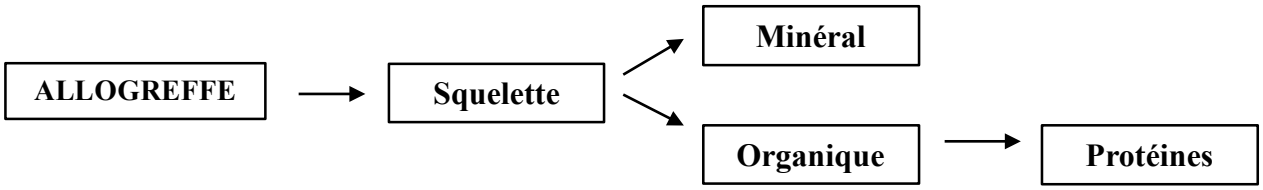


Figure 14 : Composition d'une allogreffe
(Tulasne et Andréani 2004)

Ces biomatériaux sont disponibles sous forme de blocs, de copeaux ou de particules de différentes granulométries et proviennent généralement de crêtes iliaques ou de têtes fémorales de donneurs vivants ou de cadavres.
Ils subissent des traitements chimiques, de congélation et de radiation permettant d'inactiver tout agent pathogène.
Il existe trois grandes familles de greffons allogéniques :

- **l'os lyophilisé non déminéralisé** (FDBA : Freeze-Dried Bone Allograft)
- **l'os lyophilisé déminéralisé** (DFDBA : Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft)

  Cet os est dit lyophilisé car il est déshydraté afin de conserver à long terme la structure du tissu osseux et de réduire son antigénicité.
- **l'os délipidé-déprotéinisé.**

En France, seule la dernière famille est autorisée par l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des Produits de Santé (ANSM).
Le prélèvement, la conservation, la transformation et la distribution des greffons sont gérés par des banques de tissu agréés qui s'assurent de leur biocompatibilité et de l'absence d'agent pathogène.

1.1.4.1. L'os lyophilisé non déminéralisé (FDBA)

Cet os d'origine humaine est traité chimiquement, congelé à l'azote liquide (-80°) puis il est lyophilisé. Il est ensuite stérilisé par irradiation gamma après conditionnement dans un conteneur stérile (Holtzclaw et al. 2008).

Il conserve son squelette osseux, représenté par sa fraction minérale et sa fraction organique despécifiée (pas de cellules spécialisées), tandis que la moelle osseuse est supprimée (contrairement à l'os autogène). L'os lyophilisé est donc ostéoconducteur grâce à sa trame minérale ; son potentiel ostéoinducteur dépend de la disponibilité des protéines matricielles lors de la phase de cicatrisation : en effet, sans déminéralisation elles restent enfermées dans la trame minérale et ne peuvent s'exprimer que lors de la résorption ostéoclastique lors du remodelage du matériau.

Cet os peut être conditionné sous forme de copeaux, de particules spongieuses ou de blocs (spongieux ou cortico-spongieux). L'inconvénient principal réside dans le procédé de lyophilisation qui, associé à la stérilisation par irradiation diminue nettement sa résistance mécanique (Cornu et al. 2000).

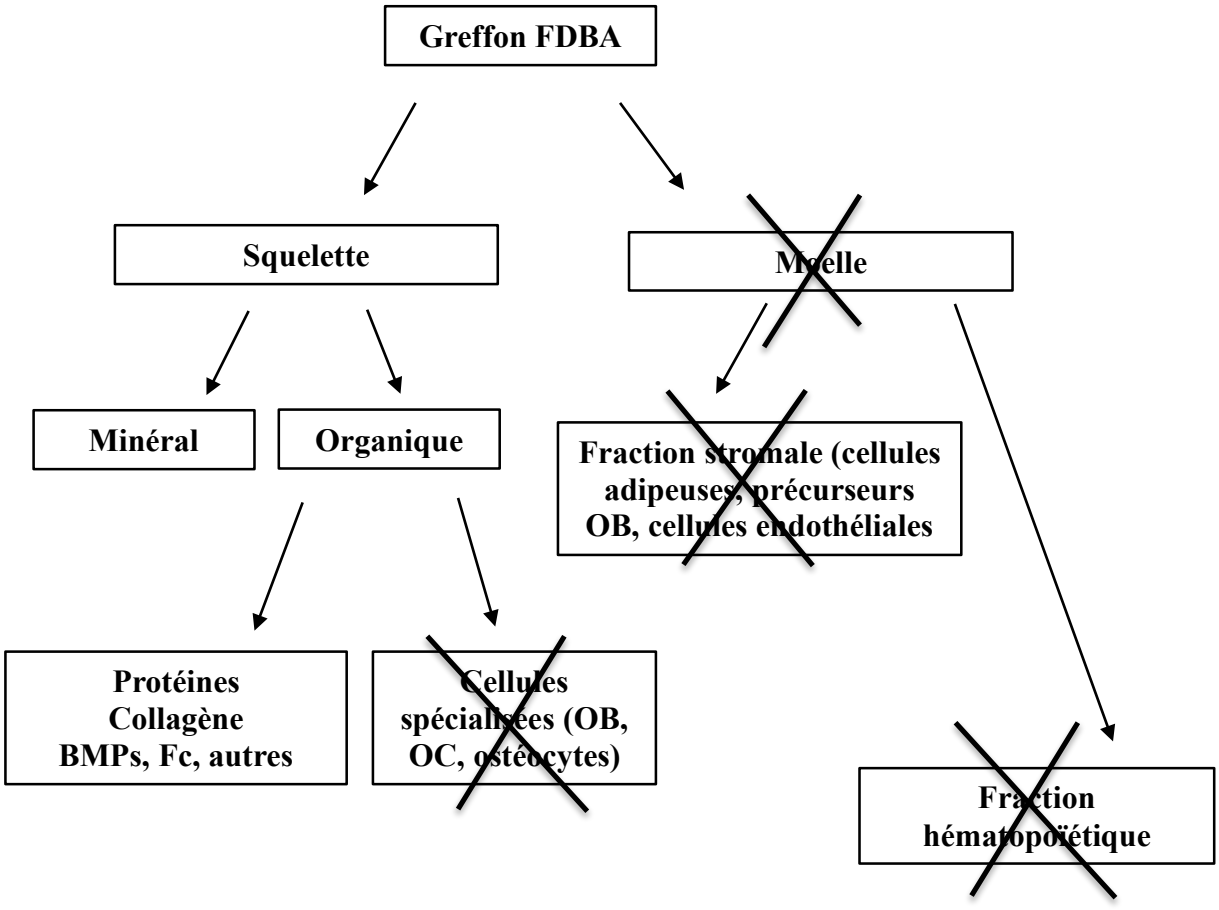


Figure 15 : Composition du greffon FDBA (Colombier et al. 2005b)

1.1.4.2. L'os lyophilisé déminéralisé (DFDBA)

Issu de banques humaines, cet os subit le même processus de traitement que le précédent ; la seule différence réside dans la suppression de la fraction minérale par déminéralisation, permettant la conservation des protéines matricielles et de la matrice collagénique.

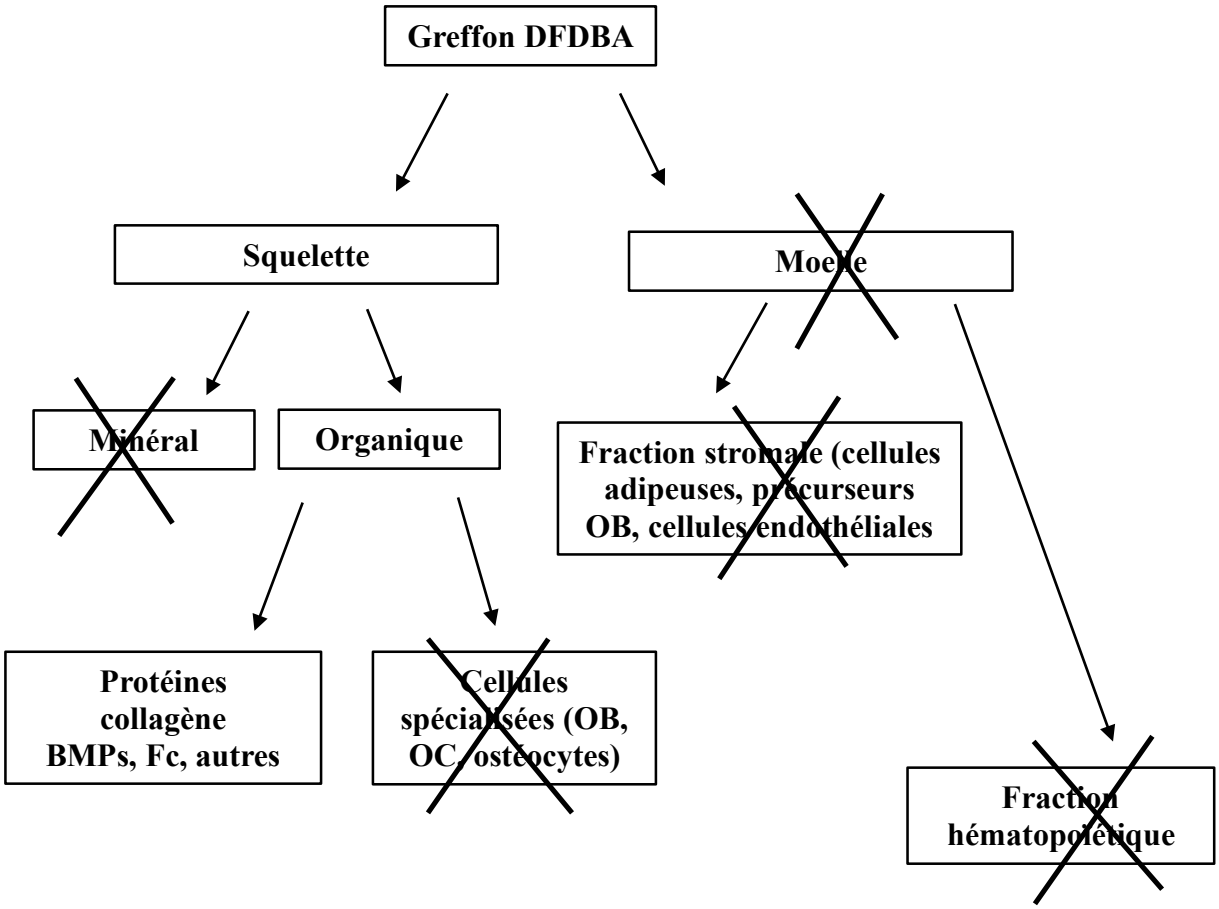


Figure 16 : Composition du greffon DFDBA (Colombier et al. 2005b)

Son potentiel ostéoinducteur est donc avéré en plus de son ostéoconduction (Dumitrescu 2011). L'absence de la trame minérale en fait un matériau plus souple et plus malléable que l'os non déminéralisé : il peut donc être conditionné sous forme de putty, pâtes, gels en plus des copeaux et particules.

1.1.4.3. L'os délipidé-déprotéiné

Cet os est le matériau le plus utilisé lors de l'usinage tridimensionnel des greffons en vue des réhabilitations osseuses pré-implantaires.
Il a pour particularité de n'être qu'ostéoconducteur : seuls sont conservés le squelette minéral et la matrice collagénique sans cellule osseuse ni protéine matricielle.
De plus, toutes les graisses présentes dans le tissu osseux sont supprimées par procédé de délipidation, éliminant tout risque de transmission pathogénique.
La lyophilisation de l'os est absente contrairement aux deux précédents : sa résistance mécanique n'est donc pas altérée.
En France, la société Biobank® a l'autorisation de l'Agence Française de Sécurité Sanitaire et des Produits de Santé (AFSSAPS) pour la conservation, la transformation et la distribution de ces greffons osseux.
Le procédé Supercrit® utilisé par Biobank® permet la viro-inactivation et la stérilisation de ces greffons, basé sur l'utilisation du CO2 supercritique et disposant des autorisations délivrées par l'ANSM (Mitton et al. 2005).

Procédé SUPERCRIT® :

1. **Délipidation au CO2 supercritique**
   La teneur initiale en lipides des têtes fémorales est de l'ordre de 60% ; le dioxyde de carbone porté à l'état supercritique possède à ce stade la viscosité d'un gaz lui conférant ses propriétés de diffusion dans le tissu osseux et d'extraction des graisses présentes dans les travées osseuses (Fages et al. 1994). La teneur finale en lipides est inférieure à 0,1% sans effet toxique ni atteinte de la trame minérale et collagénique de l'os.

2. **Traitement chimique complémentaire**

- Peroxyde d'hydrogène : oxydation des protéines résiduelles de la moelle osseuse
- Soude molaire (hydroxyde de sodium) : inactivation des prions
- Ethanol : déshydratation et conservation du tissu osseux

Les greffons sont ensuite séchés par flux d'air chaud et conditionnés en emballage étanche.

3. **Stérilisation par irradiation gamma**

   Radiostérilisation des greffons à 25 kGy dans leur double emballage, conservés à température ambiante et garantis cinq ans.

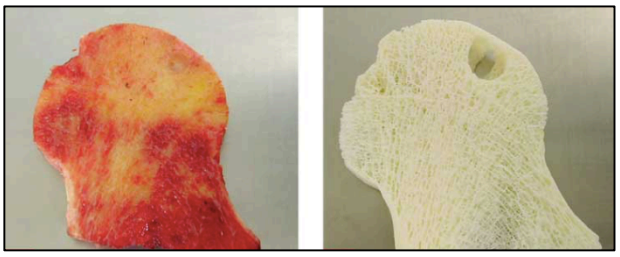


Figure 17 : Tête fémorale congelée et tête fémorale traitée SUPERCRIT® (Bardonnet 2016)

Cet os possède une mouillabilité importante (propriété de s'étaler sur une surface la plus grande possible) grâce au dégraissage complet, qui améliore considérablement la rapidité et la qualité de la revascularisation lors de l'intégration du greffon ; cela permet de potentialiser le pouvoir ostéoconducteur du matériau et donc la néoformation osseuse (Khoury 2008).

Il est disponible sous forme de particules, copeaux, blocs spongieux, corticaux ou cortico-spongieux (Fig. 18 à 21) (Biobank® en ligne, 2016).

Figure 18 : Poudre d'os spongieuse

Figure 19 : Plaquette d'os cortico-spongieuse

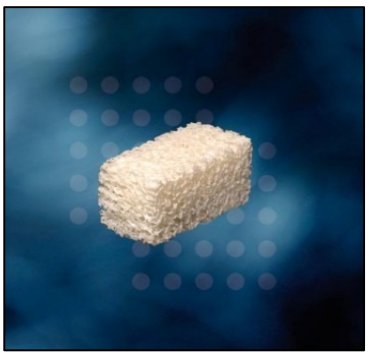


Figure 20 : Bloc d'os spongieux

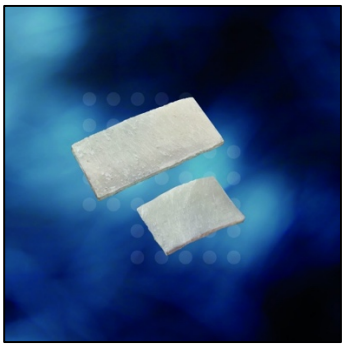


Figure 21 : Lamelle d'os cortical

1.2. Avantages et inconvénients des différents types de greffe d'apposition pouvant intervenir dans la conception et la fabrication 3D des greffons osseux

1.2.1. Greffes autogènes

1.2.1.1. Avantages

L'os autogène remplit à lui seul les trois propriétés d'un biomatériau de comblement osseux, il est (Khoury et al. 2010) :

- **Ostéoinducteur** : les protéines de la matrice osseuse influencent la différenciation des cellules mésenchymateuses en cellules ostéocompétentes ;
- **Ostéoconducteur** : la trame collagénique de l'os autogène se comporte comme un support passif aux ostéoblastes du site receveur de la greffe ;
- **Ostéogénique** : il possède des cellules ostéocompétentes capables de former un tissu osseux.

Il ne présente aucun risque de transmission pathogène de par son origine.
La traçabilité n'est pas nécessaire pour ce type de greffon.

1.2.1.2. Inconvénients

Il nécessite le recours à un deuxième site chirurgical augmentant la longueur de la chirurgie, le risque chirurgical et donc les conséquences post-opératoires pour le patient.
Il est disponible en quantité limitée et peut présenter une résorption physiologique importante notamment avec les greffons osseux d'origine endochondrale (Davaparnah et al. 2008).
Lors de prélèvements, les irrégularités dans la qualité et/ou la quantité de l'os disponible et les limitations dans les tailles et formes des greffons représentent des inconvénients majeurs.

1.2.2. Greffes allogéniques

1.2.2.1. Avantages

Les greffons allogéniques sont présents dans les banques humaines en quantité illimitée, et ne nécessitent pas le recours à un deuxième site opératoire limitant les suites chirurgicales pour le patient. Ils se présentent sous différents conditionnements (blocs, poudres, chips) selon les besoins du praticien, les indications chirurgicales et sous différentes compositions (corticale, spongieuse, cortico-spongieuse).

1.2.2.2. Inconvénients

Les greffes allogéniques ne possèdent pas de potentiel ostéogénique contrairement aux greffons autologues entrainant une formation osseuse et un temps de cicatrisation plus long : les cellules ostéogéniques ne proviennent que du site receveur, la phase de cicatrisation dure au minimum quatre mois (Seban 2008). Leurs propriétés mécaniques sont variables selon le traitement et l'origine du greffon et leur traçabilité reste lourde.

1.3. Greffe d'augmentation verticale par blocs osseux

1.3.1. Description

L'insuffisance osseuse verticale concerne les situations cliniques où la hauteur insuffisante de la crête alvéolaire empêche la pose d'implants et la réalisation prothétique ultérieure. Elle est généralement associée à une insuffisance transversale : on parle alors de déficits osseux combinés nécessitant une « reconstruction 3D ».
Les étiologies de ce phénomène sont multiples (Harris 1997) :

- **Pathologiques** : maladie parodontale, kystes apico-dentaires, fracture radiculaire, traumatisme avec expulsions dentaires ;
- **Chirurgicales** : exérèse tumorale, échec implantaire, extractions traumatiques ;
- **Congénitales** : micrognatie, fentes, anomalie de développement ;
- **Physiologiques** : résorption consécutive à la perte d'une ou plusieurs dents, agénésies dentaires.

La correction d'un tel défaut osseux requiert la mise en place de blocs osseux cortico-spongieux d'origine autogène ou allogénique associée à de la poudre d'os spongieuse qui permet d'obtenir une meilleure revascularisation et une meilleure qualité de régénération du greffon (Khoury et al. 2010).

1.3.2. Technique chirurgicale

En 2010, Khoury.F (Khoury et al. 2010) décrit les techniques de reconstructions verticales et tridimensionnelles par blocs osseux autologues.

L'intervention se déroule sous anesthésie locale, un greffon autogène est prélevé au niveau de la région rétro-molaire ou para-symphysaire. La réalisation d'un lambeau classique permet d'accéder au site receveur : l'incision, de pleine épaisseur, s'effectue au niveau crestal, puis est intra-sulculaire (deux dents de part et d'autre de la zone à greffer) ; les incisions de décharges sont biseautées et vont au-delà de la ligne de jonction muco-gingivale.

La corticale résiduelle est ensuite scarifiée jusqu'à manifestation de l'apport vasculaire permettant l'activation angiogénique indispensable à la cicatrisation du nouveau greffon.

Selon le nombre de parois restantes, un ou deux blocs osseux seront vissés par des vis d'ostéosynthèse à la hauteur de la crête alvéolaire nécessaire à la réalisation prothétique ; dans le cas où les parois vestibulaires et palatines/linguales sont manquantes, on parle de reconstruction 3D (Fig. 22). Tous les espaces libres ainsi que la surface corticale des greffons sont comblés par de l'os particulaire afin d'assurer une continuité du volume osseux apporté.

A la mandibule, le contexte musculaire environnemental et les pulsions linguales peuvent entraîner des troubles de la cicatrisation du greffon : dans le cadre de reconstructions verticales, la tunnelisation est une technique très utile à la mandibule : à partir d'une seule incision verticale de pleine épaisseur, un décolleur est glissé au niveau du site receveur afin de libérer un lambeau muco-périosté et ménager un espace en forme de tunnel. Cette technique permet d'éviter les déhiscences muqueuses suite à l'incision crestale d'un lambeau classique et donc l'exposition du greffon.

Figure 22 : Reconstruction « 3D » de la crête alvéolaire antérieure (Khoury et al. 2010)

1.3.3. Avantages et inconvénients

Cette technique d'augmentation trouve ces indications dans de nombreux cas de réhabilitation osseuse pré-implantaire de par les multiples étiologies responsables de l'affaissement des crêtes alvéolaires.
Cependant elle reste limitée notamment à la mandibule, d'une part face à la difficulté de gestion des tissus mous et de sutures hermétiques et d'autre part dans les cas de crêtes saillantes ou trop étroites car le bloc osseux ne peut pas être placé de manière à réaliser une augmentation verticale.
On note par ailleurs des phénomènes de résorption notamment à la mandibule du fait de sa vascularisation réduite et de la difficulté à immobiliser le greffon en raison de la proximité des insertions musculaires. En 2014, l'étude de Laviv rapporte un taux de résorption à la mandibule pouvant aller jusqu'à 40% dans le cadre de greffon autologue (Laviv et al. 2014).

La gestion des tissus mous dans ces thérapeutiques reste délicate : la fermeture primaire de la plaie permet d'éviter les risques d'exposition ou d'infection du greffon et joue un rôle décisif pour le succès de l'augmentation osseuse.
Une attention particulière doit être portée à la réalisation du lambeau et des incisions pour ne pas limiter l'apport vasculaire et éviter les déhiscences osseuses entraînant une récession parodontale persistante.

Enfin, cette technique possède une composante praticien-dépendante non négligeable et reste seulement accessible à des praticiens expérimentés.

2. GREFFES OSSEUSES ET USINAGE TRIDIMENSIONNEL

2.1. Les différents greffons utilisés

Trois grandes catégories de biomatériaux peuvent être usinés en trois dimensions dans le cadre des augmentations osseuses pré-implantaires :

- Le greffon allogénique spongieux (Biobank®, Botiss®, Straumann®)
- Le greffon allogénique cortico-spongieux (Biobank®, Maxgraft®, Readigraft®)
- Les blocs d'hydroxyapatite (Osteoflux®, Biocoral®)

2.1.1. Le greffon allogénique spongieux

2.1.1.1. Propriétés

Le greffon allogénique spongieux est issu de donneurs appartenant à la même espèce biologique que le receveur. La principale source d'os allogénique (spongieux ou cortico-spongieux) provient de têtes fémorales léguées par les patients subissant une arthroplastie de la hanche (Lomas et al. 2013). Plus rarement, les greffons allogéniques peuvent provenir de donneurs décédés notamment dans le cas où une grande quantité d'os à greffer est nécessaire (après résection tumorale par exemple). Il est dit spongieux car il possède une structure alvéolaire poreuse semblable à celle d'une éponge.

Biocompatible et ostéoconducteur, il représente un support favorisant l'attachement des précurseurs ostéogéniques grâce à la préservation de la matrice collagénique, de la composition minérale naturelle de l'os, de sa structure trabéculaire et de sa porosité d'origine.

Caractérisé par sa structure en « éponge » (Fig.23-24), il est constitué d'un réseau tridimensionnel de travées osseuses délimitant une multitude d'espaces libres.

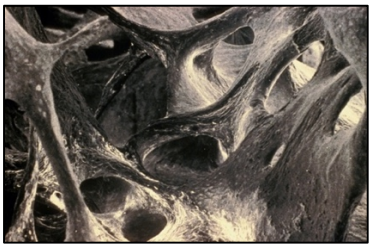


Figure 23 : Structure trabéculaire de l'os spongieux (Inserm® en ligne, 2016)

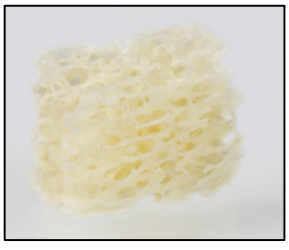


Figure 24 : Bloc d'os spongieux (Straumann® en ligne, 2016)

Lors de la greffe osseuse, les bourgeons vasculaires pénètrent directement par les interstices du greffon spongieux et les ostéoblastes du lit receveur déposent la matrice ostéoïde. Ultérieurement l'action des ostéoclastes aboutira au remplacement de la zone greffée par de l'os lamellaire natif.

L'étude prospective de Chaushu (Chaushu et al. 2010b) permet de réaliser l'analyse histologique et histomorphométrique du greffon neuf mois après la chirurgie d'augmentation osseuse et d'évaluer différents paramètres (Fig.25) :

- La néoformation osseuse
- Le taux résiduel d'os greffé
- Le pourcentage de tissu conjonctif présent qui est richement vascularisé et qui constitue une source potentielle de cellules ostéoprogénitrices pour la néoformation osseuse.

Le taux résiduel d'os spongieux greffé est identifié par la présence de lacunes vides (fig.24) et de lignes de séparation. De plus, on observe un contact intime entre l'os nouvellement formé contenant des ostéocytes et le greffon. On note la présence d'ostéoblastes autour du greffon à la périphérie de l'os natif. Aucun signe d'inflammation chronique n'est rapporté.

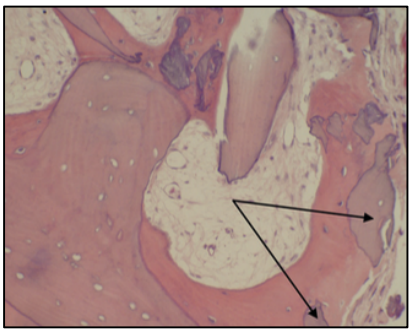


Figure 25 : Analyse histologique – Coloration à
l'hématoxyline et à l'éosine, x200
Particules de FDBA (flèches)
(Chaushu et al. 2010b)

Les résultats de l'analyse rapportent un taux d'os néoformé d'environ 27%, d'os greffé résiduel de 25% et tissu conjonctif présent d'environ 50%. On retrouve des similarités de résultats avec les autres études concernant l'utilisation d'os allogénique spongieux dans les augmentations osseuses (Froum et al. 2006; Nissan et al. 2012).

Le cas clinique suivant permet d'illustrer une greffe d'apposition par bloc allogénique spongieux dans le secteur mandibulaire postérieur.

2.1.1.2. Cas clinique : Utilisation d'un bloc allogénique spongieux dans le cadre d'une réhabilitation pré-implantaire de la zone mandibulaire postérieure (Nissan et al. 2011).

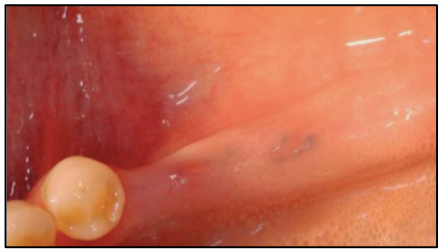


Figure 26 : Absence de de 45 46 47

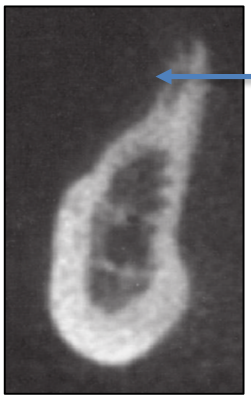


Figure 27 : Scanner pré-opératoire, défaut osseux horizontal > 3 mm

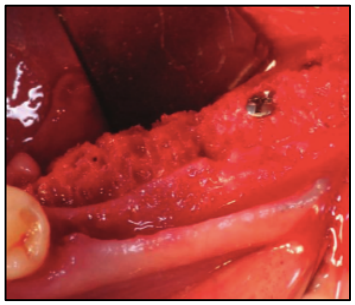


Figure 28 : Bloc spongieux 3x1,5x1,5 cm (ReadiGraft®) et vis d'ostéosynthèse 1,6 mm x 10 mm (OsteoMed® Corporation)

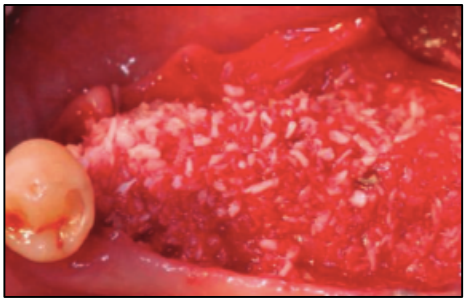


Figure 29 : Greffon spongieux recouvert de particules d'os bovin (Bio-oss®)

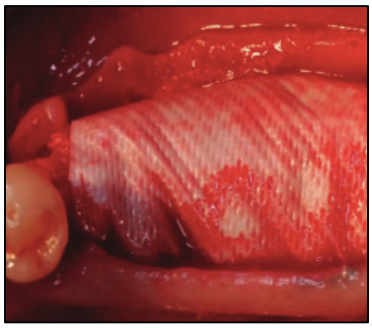


Figure 30 : Membrane collagénique résorbable (Bio-guide®)

Figure 31 : Situation clinique à 6 mois post-opératoire

Figure 32 : Scanner 6 mois post-opératoire

Figure 33 : Mise en place de trois implants standards (Biomet 3I®) 3,75 / 11,5 mm après retrait de la vis d'ostéosynthèse

Figure 34 : Prothèses définitives solidarisées, scellées avec un ciment provisoire (TempBond®)

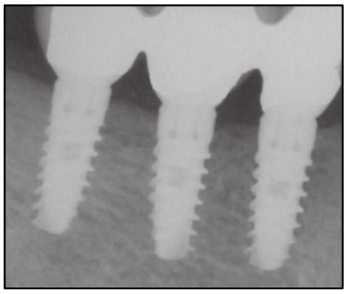


Figure 35 : Cliché rétro-alvéolaire de suivi à 24 mois post-opératoire

Cette étude prospective illustrée par une série de cas permet d'évaluer la mise en place de 29 blocs allogéniques d'os spongieux sur 21 patients agés de 40 à 65 ans.

Six de ces interventions ont entrainé un échec clinique permettant d'évaluer le taux de survie du greffon spongieux à 79,3 % sur une période étudiée de 37 $\pm$ 17 mois.

D'autres résultats sont rapportés :

- Le gain osseux horizontal varie de 3 à 6 mm ;
- Le taux de survie des implants dans l'os greffé est de 95,2 % ;
- La résorption du greffon spongieux varie entre 0 et 1 mm durant les 6 mois entre la greffe osseuse et la mise en place des implants.
- Pas de perte osseuse significative entre la chirurgie implantaire et la mise en fonction.

Par ailleurs, l'association d'un bloc allogénique spongieux avec des particules d'os bovin lors de la greffe osseuse permet de réduire le taux de résorption du greffon spongieux. Des résultats similaires ont été rapportés avec les greffes d'os autologues associées à des particules d'os xénogénique recouvertes d'une membrane collagénique (Maiorana et al. 2005; von Arx et Buser 2006).

La gestion des tissus mous reste primordiale pour le succès de la greffe : en effet, ils doivent être capable d'apporter une fonction nutritive suffisante et être indemne de tout processus inflammatoire pouvant perturber la cicatrisation du greffon.
Lors de l'intervention, les tissus parodontaux doivent être manipulés avec précaution et sans traumatisme pour que la vascularisation du greffon reste intacte. Les sutures doivent être étanches et sans tension afin d'éviter l'exposition du greffon et de réduire le taux de succès de la greffe.

2.1.1.3. Avantages du greffon spongieux

L'os allogénique spongieux permet une revascularisation plus rapide et plus complète par rapport à l'os cortical : sa structure trabéculaire, sa faible densité et sa résorption plus importante permet au greffon d'être rapidement colonisé, vascularisé, remodelé lors de la cicatrisation et d'aboutir à une néoformation osseuse.

2.1.1.4. Inconvénients du greffon spongieux

Le greffon spongieux possède une résistance mécanique affaiblie par rapport à l'os cortical.
Selon les traitements de viro-inactivation utilisés, les propriétés biomécaniques de l'os spongieux peuvent être altérées au niveau de l'architecture trabéculaire et de la densité osseuse notamment avec l'utilisation de produits chimiques dénaturés.

2.1.2. Le greffon allogénique cortico-spongieux

2.1.2.1. Propriétés

Le greffon allogénique cortico-spongieux provient lui aussi d'un donneur appartenant à la même espèce biologique que son receveur. Il est dit cortico-spongieux car il possède une fraction corticale et une fraction spongieuse présente en proportion variable.

La composition de ce greffon en fait le matériau le plus utilisé lors de l'usinage tridimensionnel en réhabilitation pré-implantaire : en effet, les blocs osseux contenant à la fois de l'os spongieux et de l'os cortical permettent d'allier la rapidité de cicatrisation de l'os spongieux à la résistance mécanique de l'os cortical.

Principe d'intégration du greffon cortico-spongieux (Fig.36)

Les étapes d'intégration du greffon allogénique sont similaires à celles de l'intégration d'un greffon autogène de par la présence de la trame collagénique. Néanmoins, elles dépendent essentiellement de la vascularisation et de l'établissement d'un flux sanguin au sein du greffon par les néo-vaisseaux provenant du lit receveur.

Suite à l'acte chirurgical, une inflammation aigüe se met en place au sein des tissus mous entraînant plusieurs phénomènes : vasodilatation, exsudat plasmatique, libération des polynucléaires neutrophiles et des macrophages.

Concomitamment à cette réaction inflammatoire, un caillot sanguin est formé permettant la libération des plaquettes et des facteurs de croissance (PDGF, FGFs, VEGF, …). Ce phénomène induit les événements vasculaires et cellulaires nécessaires à l'élaboration d'un tissu de granulation et de la néovascularisation du greffon (néo-angiogénèse).

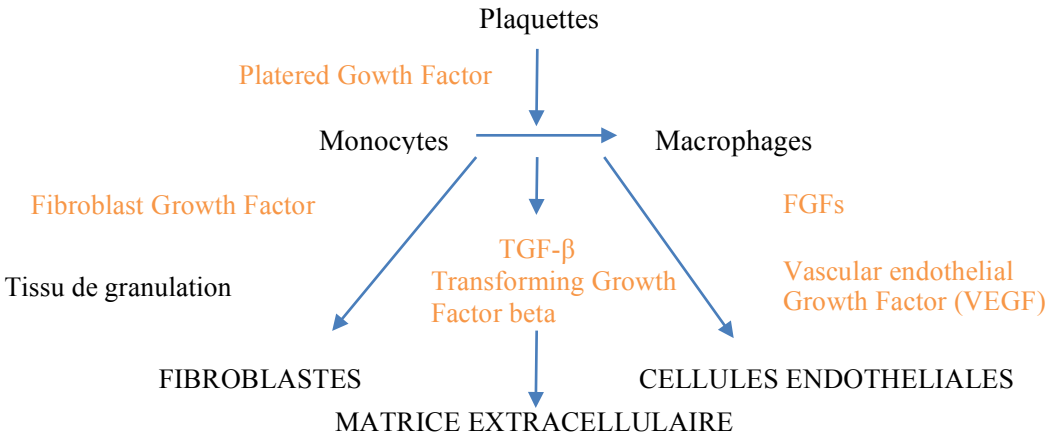


Figure 36 : Schématisation du processus de cicatrisation initiale
(Colombier et al. 2005b)

Par ailleurs, le lit receveur et la couverture périostée fournissent les éléments vasculaires et ostéoprogéniteurs indispensables à la première étape d'intégration du greffon.

Les bourgeons conjonctivo-vasculaires du lit receveur entourent la partie corticale sans y pénétrer. Puis grâce à l'activité des ostéoclastes, ils pénètrent par les interstices de la partie spongieuse.

Le matériau greffé doit ensuite subir une résorption pour que la cascade cellulaire précédente se mette en place permettant le remplacement du greffon par de l'os néoformé.

Suit ensuite un phénomène de résorption/apposition autour des cônes vasculaires (Fig.37) :

- Phase d'activation des ostéoclastes (1) : les ostéoclastes se différencient et la résorption peut débuter (2) ;
- Phase d'inversion : c'est une phase de transition où les précurseurs ostéoblastiques attirés se multiplient (3) ;
- Phase d'apposition : c'est une phase de formation permettant la synthèse de la matrice osseuse par apposition de lamelles (4) permettant sa minéralisation ultérieure ;
- Phase de repos : c'est une phase de quiescence entre la résorption et la formation osseuse (5).

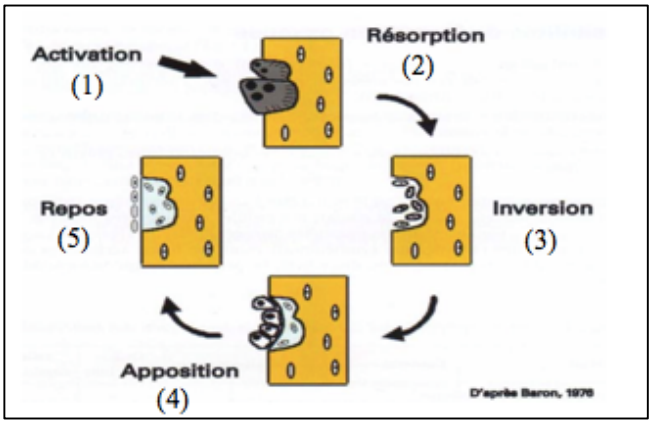


Figure 37 : Schéma du remaniement osseux
(Colombier et al. 2005b)

L'ensemble des travaux concernant l'utilisation des allogreffes et notamment des blocs cortico-spongieux sont rassemblés dans le tableau suivant d'après une revue de la littérature parue en Juin 2014 sur la mise en place des blocs cortico-spongieux dans les augmentations osseuses pré-implantaires (Boris et al. 2014) :

Tableau 1 : Greffes osseuses par bloc allogénique

Autres années	Nombre de patients	Type de greffes	Site de greffe	Protocole implantaire	Nombre d'implants	Durée de suivie	Taux de survie implants	Type d'étude	Indications
Keith et al 2006	73	Bloc	Max + mand	4 à 6 mois post greffe	Non exposé	26 à 36 mois après Proth	99%	Multricentrique rétrospective	Non exposé
Lyford 2003	3	Bloc + chips	4 max 1 mand	6 mois post greffe	Non exposé		Non exposé	Case report	Non exposé
Nissan et al 2011	24	Bloc	Mand post	6 mois post greffe	85	12 à 66 mois	95,8 %	Prospective	Augmentation horizontale 5 mm et verticale 3mm
Barone et al 2009	13	Bloc	Max	5 mois post greffe	38		94,7 %	Prospective	Atrophie max
Macedo et al 2011	9	Bloc	Max + mand	7 mois post greffe		7 mois		Prospective	Augmentation verticale
Carinci et al 2010	69	Bloc	Max	4 à 6 mois post greffe	287	4 ans	98,3 %	Rétrospective	Alternative à l'autogène
Petrungaro et al 2005	3	Bloc	Ant max + mand	4 mois post greffe	8	6 mois après proth	100 %	Case report	Augmentation horizontale 4 à 7 mm et verticale 2 à 3 mm
Nissan et al 2009	21	Bloc	Mand post	6 mois post greffe	85	37 mois	95,3 %	Prospective	Alternative à l'autogène

Résultats :

- Taux de survie implantaire > 95% dans l'os greffé (similaire à l'os non greffé) ;
- Moyenne des augmentations osseuses : 2-3 mm en vertical et 5-7 mm en horizontal ;
- Taux de survie des blocs est de 93% à 2 mois.

2.1.2.2. Cas clinique : Mise en place de blocs cortico-spongieux au niveau du maxillaire atrophié (Pereira et al. 2015).

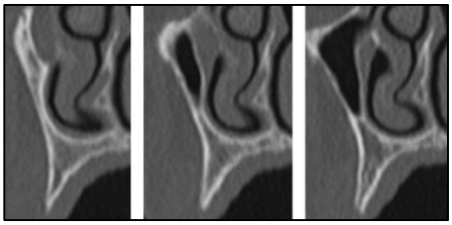


Figure 38 : Scanner pré-opératoire

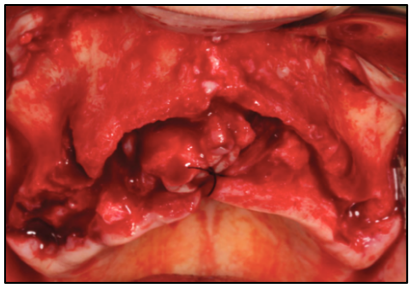


Figure 39 : Vue occlusale du maxillaire atrophié

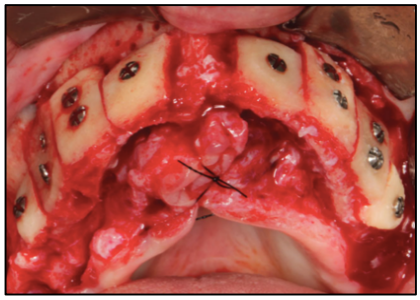


Figure 40 : Cliché per-opératoire des huit blocs cortico-spongieux (Bone and Tissue Bank of the Coimbra Hospoital, Portugal) et vis d'ostéosynthèse 2 mm x 5 mm (Conexao®, Sao Paulo, Brésil)

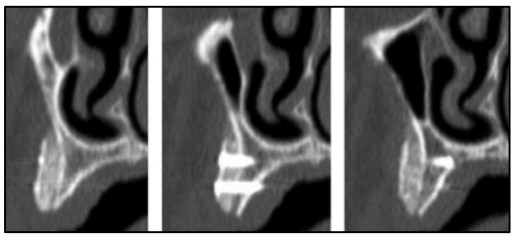


Figure 41 : Scanner post-interventionnel

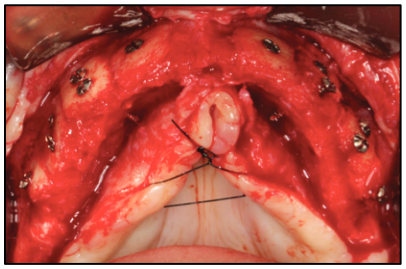


Figure 42 : Vue occlusale du maxillaire reconstruit à 5 mois

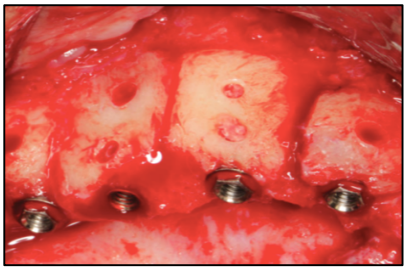


Figure 43 : Vue détaillée de quatre implants (Master Active, Conexao®) insérés dans l'os greffé

Figure 44 : Vue frontale de la prothèse définitive placée 4 mois après la pose des implants

Cette étude s'effectue sur 22 patients âgés de 49 à 55 ans et a permis la mise en place de 98 blocs allogéniques cortico-spongieux (Allograft Fresh-Frozen Bone : FFB).

Résultats :

- Exposition des greffons sur quatre patients : trois durant la première semaine post-opératoire, deux dû à une mauvaise gestion des tissus mous nécessitant une greffe muco-gingivale ;
- 130 implants sont placés à 5 mois après la greffe osseuse : quatre d'entre eux n'ont pas été ostéointégrés entraînant un taux de survie implantaire s'élevant à 96,7% ;
- Le gain osseux horizontal correspond en moyenne à 3,5-4 mm ;
- Le taux de résorption osseuse durant la période d'intégration du greffon s'élève à 7,1%.

Une biopsie osseuse est réalisée sur 16 patients (Fig.45).

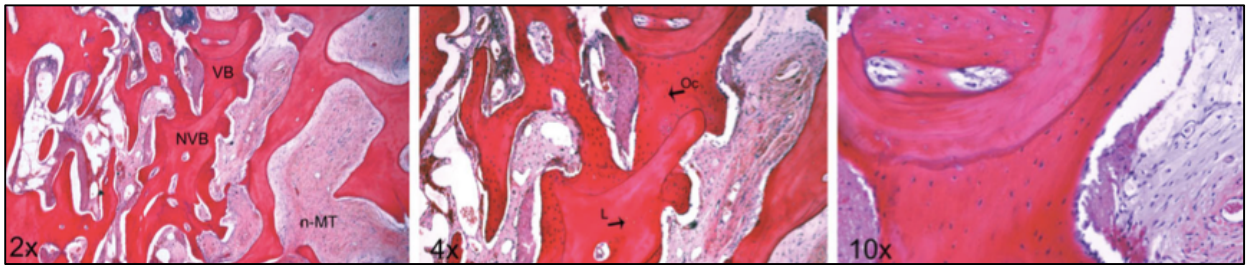


Figure 45 : Histomorphométrie : Coloration à l'hématoxyline et l'éosine (Pereira et al. 2015)

L'os vital (VB : Vital Bone) entoure l'os greffé (NVB : Non Vital Bone). On note la présence d'ostéocytes (Oc) au sein de l'os néoformé tandis que l'os greffé résiduel est caractérisé par des lacunes vides (L).
L'analyse histologique permet de retrouver environ 21% d'os vital en contact intime avec l'os greffé résiduel, résultats corrélés avec plusieurs études utilisant l'os allogénique cortico-spongieux en chirurgie pré-implantaire (Dias et al. 2016).

2.1.2.3. Avantages du greffon cortico-spongieux

La fraction corticale représentant l'enveloppe externe du greffon se comporte comme une « membrane osseuse » réduisant la vitesse de résorption : en effet, elle joue le rôle d'un mainteneur d'espace permettant la colonisation des ostéoblastes dans la partie spongieuse (propriétés ostéoconductrices).
Cette enveloppe lui confère sa résistance mécanique (plus importante que pour les greffons uniquement spongieux) indispensable pour les différentes manipulations lors des chirurgies osseuses.

La fraction spongieuse, quant à elle, est rapidement envahie par le caillot sanguin puis par les bourgeons conjonctivo-vasculaires du lit receveur permettant la création d'un os néoformé.

De par ses différentes propriétés d'intégration, le greffon cortico-spongieux, associé aux diamètres et surfaces implantaires aujourd'hui disponibles sur le marché, trouve ses indications dans la majorité des situations cliniques : il constitue une alternative fiable aux greffes autogènes (Carinci et al. 2008; Pereira et al. 2015).

2.1.2.4. Inconvénients du greffon cortico-spongieux

La corticale du greffon allogénique n'étant peu ou pas vascularisée, les ostéoclastes éliminent les cellules mortes : il est nécessaire d'utiliser un bloc surcorrigé par rapport au défaut osseux pour anticiper un phénomène de résorption qui nécessite un suivi à long terme des greffes cortico-spongieuses afin d'en estimer le pourcentage réel.
L'incorporation du greffon cortico-spongieux est plus longue que pour l'os autogène et varie en moyenne de 4 à 6 mois.
Chirurgicalement, la mise en place de blocs allogéniques nécessite une courbe d'apprentissage assez importante notamment pour la manipulation des greffons ainsi que la gestion des tissus mous indispensables à la réussite de l'intervention. De plus, les principales causes d'échecs sont liées au mauvais contour du bloc qui traumatise les tissus mous (Petrungaro et Amar 2005) et entraîne son exposition lors de la phase de cicatrisation : afin de limiter ces inconvénients, de nouvelles perspectives sont mises en place permettant de travailler la précision de l'adaptation du greffon à l'extérieur de la cavité buccale.

Par ailleurs, la structure du greffon c'est-à-dire la proportion corticale/spongieux est un paramètre à prendre en compte pour la cicatrisation de la greffe osseuse : en effet, plus le greffon est corticalisé et dense, moins il sera perméable à la revascularisation par rapport à un greffon dont la fraction spongieuse est plus importante. D'autre part, il sera moins sujet aux phénomènes de résorption durant la phase de cicatrisation. On ne connaît pas aujourd'hui la proportion « idéale » du ratio cortico/spongieux permettant d'allier résorption minime et rapidité de revascularisation du greffon.

Même si les résultats obtenus avec les allogreffes sont encourageants, les études de cas sont néanmoins peu nombreuses et présentent un recul souvent inférieur aux études sur les autogreffes.

2.1.3. Les blocs d'hydroxyapatite

2.1.3.1. Propriétés

Ce sont des matériaux synthétiques alloplastiques résorbables ou non résorbables constitués de phosphate de calcium. Parmi les phosphates de calcium, l'hydroxyapatite (HA) et le beta-tricalcium phosphate (ß-TCP) sont utilisés comme matériaux de comblement osseux. Les produits biphasés (BCP) associent dans un rapport variable de l'HA et du ß-TCP.
Biocompatibles et ostéoconducteurs, ils présentent la capacité de se lier à l'os et d'agir comme un substrat pour la formation osseuse.

La nature cristalline de l'hydroxyapatite (HA), notamment ses dimensions, permettent de définir sa capacité de résorption : ainsi l'HA, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ est disponible sous forme micro/macro-poreuse ou non poreuse, résorbable ou non, sous forme de blocs ou de particules (Fig. 46) (Garagiola et al. 2016).

Figure 46 : Blocs et poudres Bicera® : composition HA (60%) et ß-TCP (40%)

Deux mécanismes sont à l'origine de la résorption des phosphates de calcium résorbables (Colombier et al. 2005b) :

- Par dissolution dans le milieu grâce à un phénomène centripète de déminéralisation ;
- Par procédé de phagocytose, similaire à celui du remodelage osseux physiologique : les cellules phagocytaires résorbent les particules de phosphate de calcium, modifiant leurs états de surfaces et permettant le recrutement d'ostéoblastes et la formation osseuse.

Les particules macroporeuses permettent d'améliorer l'ostéointégration et la biodégradation en augmentant la surface spécifique : en effet, la macroporosité favorise la néoformation osseuse en permettant l'invasion par les précurseurs vasculaires et les cellules osseuses (Knabe et al. 2008).

La dimension des pores doit être comprise entre 250 et 350 µm. La résistance du matériau diminue proportionnellement à la croissance des pores (Misch et Dietsh 1993; Gross 1997).

En résumé, l'ostéoconduction du matériau se fait grâce à la nature chimique et physico-chimique de ses composants mais également grâce à son architecture et à sa porosité.

Sa porosité doit répondre à des critères particuliers (Durual 2016) :

- Macroporosité pour permettre l'invasion cellulaire ;
- Interconnexion des pores pour faciliter les ramifications vasculaires et la croissance osseuse ;
- Microporosité du matériau (< 20 µm) pour permettre l'adsorption des fluides physiologiques et l'apport des nutriments.

Un substitut osseux élaboré par la marque OstéoFlux® (Fig. 47-48) vient d'être développé sous la forme d'un bloc parallépipédique macroporeux composé d'un arrangement de filaments espacés régulièrement et disposés en couches superposées. La mise en forme par fraisage permet d'adapter le bloc au défaut osseux grâce à l'utilisation de la technologie CAD-CAM (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) et son procédé de soustraction.

Les dimensions du bloc usiné représentent la principale limite de la technique : en effet, il est seulement possible d'usiner des blocs pouvant atteindre 12 mm de hauteur et 10 mm d'épaisseur afin de ne pas entraver la diffusion d'oxygène et de nutriments nécessaire à la différenciation cellulaire à travers l'ensemble du greffon (Garagiola et al. 2016).

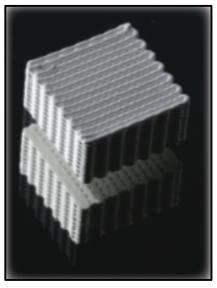


Figure 47 : Bloc OstéoFlux® (OF) 10 x 5 x 5 mm (OsteoFlux® en ligne, 2016)

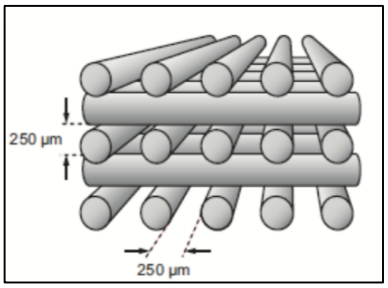


Figure 48 : Architecture d'un bloc OF® constitué de phosphate tricalcique et d'HA (Durual 2016)

L'avènement de l'impression tridimensionnelle permettrait à l'avenir de contrôler les composants architecturaux du matériau (macroporosités régulières et interconnexions des pores) et d'imprimer directement un greffon adapté au défaut osseux.
L'utilisation d'un greffon composé à la fois de HA et de ß-TCP permet de prévenir d'une résorption trop rapide : l'HA est considéré dans le cas présent comme non résorbable alors que le ß-TCP se résorbe très rapidement (Jensen et al. 2006, 2007) afin de créer un espace pour la néoformation osseuse.
De plus, les ions calcium et phosphate libérés du ß-TCP sont utilisés pour former un nouveau tissu osseux.
Trois études précliniques ont été réalisées à ce sujet sur des modèles TCP/HA imprimés en trois dimensions : il apparaît que le contrôle précis des paramètres architecturaux soit bénéfique et il en résulte une capacité d'ostéoconduction largement optimisée (Moussa et al. 2015; Carrel et al. 2016).

2.1.3.2. Avantages des blocs d'hydroxyapatite

Totalement biocompatibles, leur composition synthétique unique élimine complètement le risque de transmission d'agents pathogènes.
Ces biomatériaux peuvent s'adapter à diverses situations cliniques grâce au contrôle de leurs composants : caractéristiques physico-chimiques, dimensions et interconnexions des macropores, morphologie spécifique (blocs, granules).
L'hydroxyapatite macroporeuse résorbable est facilement colonisable par de l'os : plusieurs études ont expérimenté la vitesse d'ostéoconduction en fonction de la taille et de la forme des pores et il apparaît que plus la taille des pores est importante plus le phénomène d'ostéoconduction est rapide (Chang et al. 2000).

2.1.3.3. Inconvénients des blocs d'hydroxyapatite

Les propriétés mécaniques de ces biomatériaux sont faibles ce qui limite leur utilisation isolée en cas de contraintes importantes : ils possèdent une bonne résistance à la compression mais leur déformation lors de la rupture est très faible et donc ils se fracturent facilement lors d'un choc ou suite à des déformations (micromouvements, force masticatoire) (Le Huec et al. 1995).
Ce sont donc des matériaux fragiles qui peuvent migrer pendant la période de cicatrisation.

Par ailleurs, il est rapporté une difficulté lors de la pose d'implants sur de l'hydroxyapatite greffée : en effet, l'hydroxyapatite résorbable doit être combinée avec du sulfate de calcium ($CaSO_4$) afin de prévenir d'une résorption trop rapide évitant l'invagination précoce des tissus mous durant le premier mois de cicatrisation (Del Fabbro et al. 2004).

Nous ne traiterons pas de l'usinage tridimensionnelle de l'HA dans les prochaines parties car ces particules ont une tendance difficile à rester en place au niveau du lit receveur ce qui occasionne un remplacement relativement lent et incomplet par l'os néoformé (Oonishi et al. 1997). De plus, seuls des blocs de petites dimensions (12 mm de hauteur et 10 mm d'épaisseur maximum) peuvent-être usinés, ce qui réduit considérablement le champ des applications cliniques.

2.1.4. Tableau récapitulatif des biomatériaux utilisés dans l'usinage tridimensionnelle

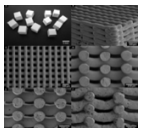
Biomatériaux	Greffon allogénique spongieux	Greffon allogénique cortico-spongieux	Bloc d'hydroxyapatite
Avantages	✓ Biocompatible ✓ Ostéoconducteur ✓ Revascularisation rapide ✓ Néoformation osseuse importante	✓ Biocompatible ✓ Ostéoconducteur ✓ Résorption moins importante grâce à la fraction corticale ✓ Résistance mécanique élevée ✓ Néoformation osseuse plus complète grâce à la partie spongieuse	✓ Biocompatible ✓ Ostéoconducteur ✓ Transmission pathogène nulle (matériau synthétique) ✓ Possibilité de contrôler les paramètres physico-chimiques et architecturaux (composition chimique, dimension des macropores, morphologie externe)
Inconvénients	✓ Résistance mécanique faible ✓ Résorption importante ✓ Architecture trabéculaire et densité altérées par les traitements chimiques	✓ Période de cicatrisation longue (six mois minimum) ✓ Courbe d'apprentissage importante	✓ Propriétés biomécaniques faibles ✓ Stabilisation difficile sur site pendant la période de cicatrisation ✓ Résorption très importante de l'HA
Illustrations			

Tableau 2 : Biomatériaux utilisés dans l'usinage tridimensionnel

2.2. Des données numériques à l'usinage tridimensionnel

L'ensemble des étapes du flux digital numérique permettant d'aboutir à la réalisation d'un greffon osseux sur mesure débute obligatoirement par la réalisation d'un examen tridimensionnelle de la zone d'intérêt à greffer. Les données numériques sont ensuite exploitées selon plusieurs modalités afin de permettre in fine la conception et la modélisation 3D du greffon puis son usinage mécanique ou manuel.

2.2.1. L'examen tomodensitométrique : le « Cone Beam Computed Tomography » (CBCT)

Toute planification de traitement implantaire nécessitant ou non une greffe osseuse requiert une analyse tridimensionnelle permettant :

- Une évaluation quantitative (hauteur et épaisseur d'os) et qualitative (densité et proportion d'os cortical et spongieux) des volumes osseux disponibles ;
- La visualisation des rapports anatomiques dans les secteurs postérieurs mandibulaires (nerf alvéolaire inférieur et son émergence labio-mentonnière) et sous sinusiens ;
- La visualisation des futurs axes implantaires à l'aide de guides radiologiques.

Parallèlement à la digitalisation et à l'automatisation du flux de travail dentaire avec l'avènement de la planification 3D, du design et de la fabrication assistée par ordinateur (CAD-CAM), cette imagerie joue un rôle crucial. Elle constitue la première étape de la chaine de traitement et permet de regrouper toutes les informations nécessaires à l'élaboration et à la mise en place du protocole de traitement.

Ce dispositif d'imagerie fait majoritairement appel à la technologie « Cone Beam Computed Tomography » numérisée à l'aide d'un faisceau conique de rayons X et à un détecteur bidimensionnel, effectuant selon un axe fixe, une seule rotation simultanée et couplée autour de la tête du patient (Fig.49).

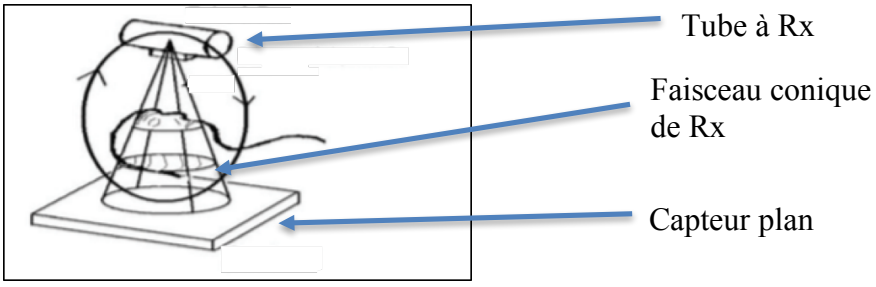


Figure 49 : Principe d'acquisition du CBCT (Bellaiche et Méningaud 2016)

Le traitement informatique de ces données numériques permet des reconstructions d'images dans tous les plans de l'espace créant des coupes axiales (Fig. 50a), sagittales (Fig.50b), coronales (Fig.50c) ou 3D (Fig.50d) à travers le volume désiré.
Avec l'utilisation du CBCT, il est possible de limiter le champs d'examen à une zone restreinte de quelques dents si nécessaires sans irradier tout le complexe cranio-facial.

Figure 50 : Les différentes coupes acquises après CBCT du secteur 4 (46)
(Bellaiche et Méningaud 2016)

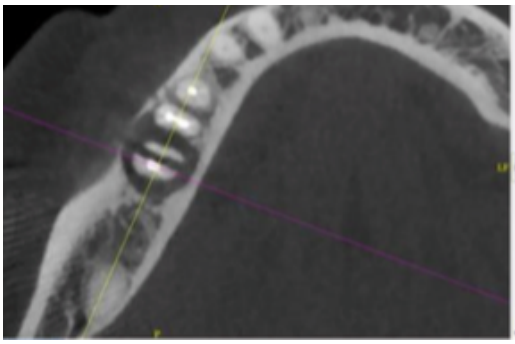


Figure 50.a : Coupe axiale

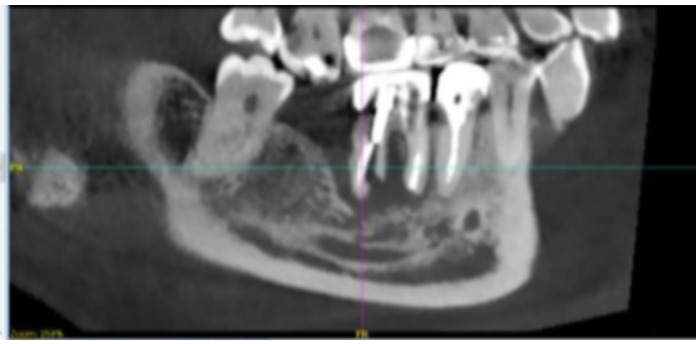


Figure 50.b : Coupe sagittale

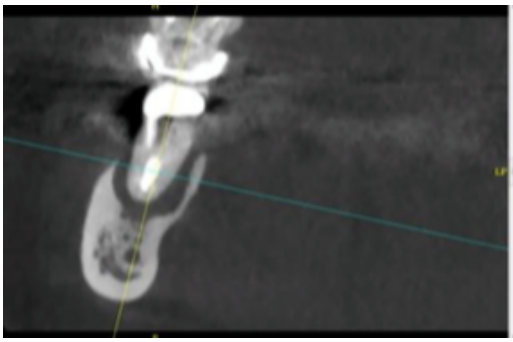


Figure 50.c : Coupe coronale

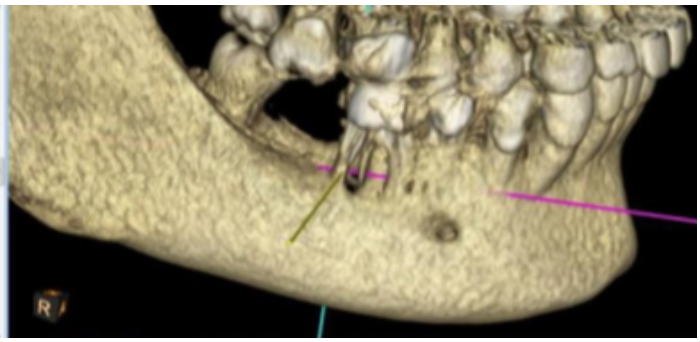


Figure 50.d : Coupe tridimensionnelle

Le scanner conventionnel est un autre examen tridimensionnel qui peut être utilisé pour initier le traitement lors des greffes osseuses pré-implantaires : cependant, comparativement au scanner, le CBCT fournit une résolution spatiale et un contraste plus satisfaisant au niveau des tissus durs.

De plus, à même examen pratiqué, le CBCT produit une dosimétrie de deux à quatre fois inférieure à celle d'un scanner conventionnel. (Horner et al. 2009).

A B C

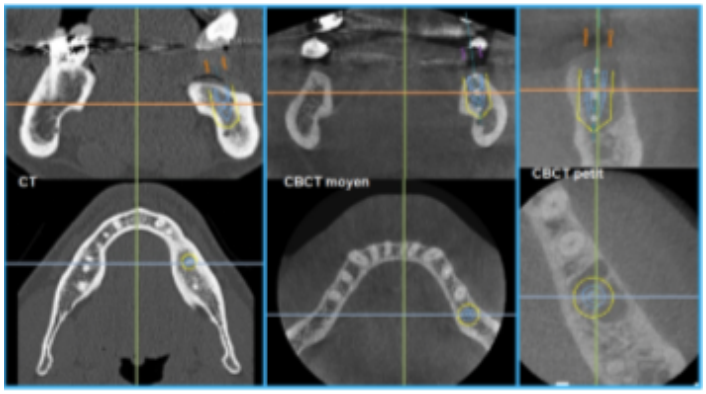


Figure 51 : Coupes axiales et coronales (A) CT conventionnel (scanner) et CBCT (B-C)

En application aux greffes osseuses personnalisées, cet examen tridimensionnel doit répondre à certains critères afin de pouvoir être traité numériquement puis envoyer pour la modélisation informatique du maxillaire (recommandations BIObank®) :

- Eviter tout contact dento-dentaires ;
- Scanner conventionnel ou CBCT avec voltage > 90 kV (les constantes d'acquisitions sont définies pour une résolution optimale de la zone d'intérêt) ;
- Champs de 100*100 millimètres maximum, centrés sur la zone d'intérêt ;
- Epaisseur des coupes = 0,2 mm ;
- Coupes parallèles au plan d'occlusion du maxillaire concerné.

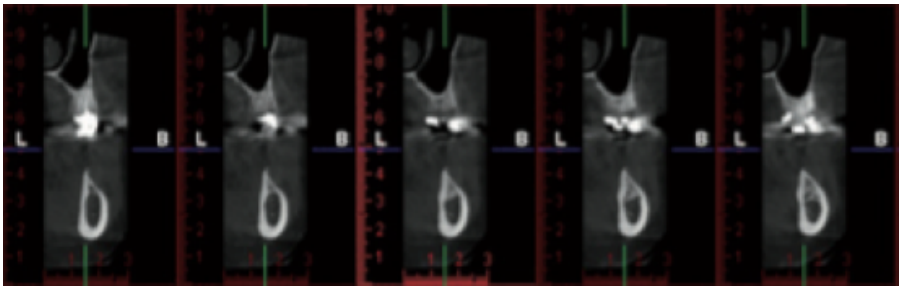


Figure 52 : Cone Beam pré-opératoire en vue de réhabilitation mandibulaire postérieure secteur 3. La crête mandibulaire est dite en « lame de couteau » dû au défaut osseux transversal > à 3 mm (Moret et al. 2016)

2.2.2. Limites de l'examen tomodensitométrique

Les mouvements effectués par les patients lors de l'examen nuisent à la qualité de l'image : en effet, un mouvement de plus de 0,5 mm est à l'origine d'artéfacts cinétiques (Abdelkarim et al. 2007). Les reconstitutions coronaires quant à elles sont à l'origine d'artéfacts métalliques (Fig.53) responsables de fausses images qui peuvent nuire à l'interprétation du scanner ou du CBCT.

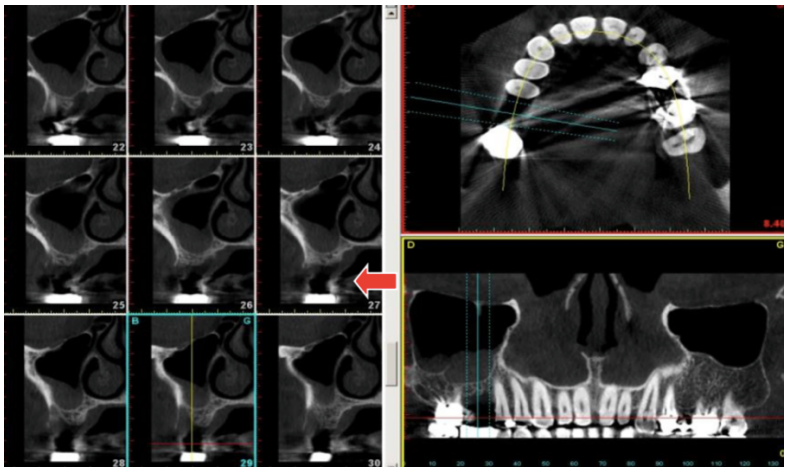


Figure 53 : CBCT : artéfacts métalliques dû à la couronne de la 16 (flèche rouge) (Bellaiche et Méningaud 2016)

Par ailleurs, en cas d'os peu minéralisé la limite en résolution peut rendre difficile la distinction du canal mandibulaire. Or, il est un élément primordial à distinguer notamment dans le cas de greffes pré-implantaires dans les zones postérieures mandibulaires.
Enfin, certaines images parfois présentées sur les examens 3D ne correspondent pas à la réalité clinique (Fig.54). Il faut donc rester prudent quant à la projection des données radiologiques au niveau de la cavité buccale dans les zones concernées.

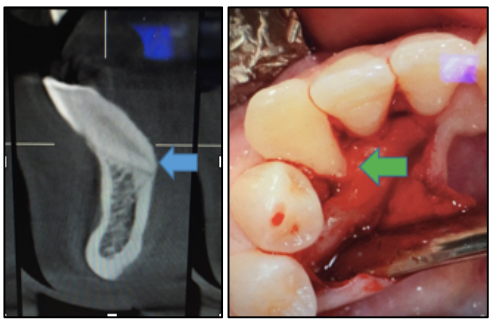


Figure 54 : Sur le CBCT, la corticale linguale de la 33 semble absente (flèche bleu). Cliniquement, la corticale linguale au niveau de 33 est très épaisse (flèche verte). (Courtoisie Dr Bouton)

2.2.3. Le fichier Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM)

L'acquisition des données brutes après examen tomodensitométrique est le premier temps dans la chaine de génération de l'image. Les données brutes sont stockées puis transformées en volume exploitable par reconstruction d'image. Il existe des reconstructions primaires (reconstructions bidimensionnelles, DICOM) et secondaires (« rétroreconstructions »).

DICOM désigne la norme pour les fichiers numériques et permet de standardiser l'accès aux résultats crées lors d'examens d'imagerie médicale. En plus des images numériques que les fichiers DICOM fournissent, ils véhiculent de nombreuses informations concernant le patient (sexe, âge, poids, etc…), l'examen réalisé (région explorée, …), la date d'acquisition, et le praticien.
Les particularités des fichiers DICOM justifient l'existence de logiciels dédiés pour les manipuler mais aussi pour les classer et les partager en réseau.

Dans le cas échéant des greffes pré-implantaires, seules les reconstructions DICOM permettent le transfert des données sur CD ou par Internet permettant leur exploitation par des logiciels spécialisés pour une modélisation tridimensionnelle du maxillaire du patient ou en simulation implantaire.

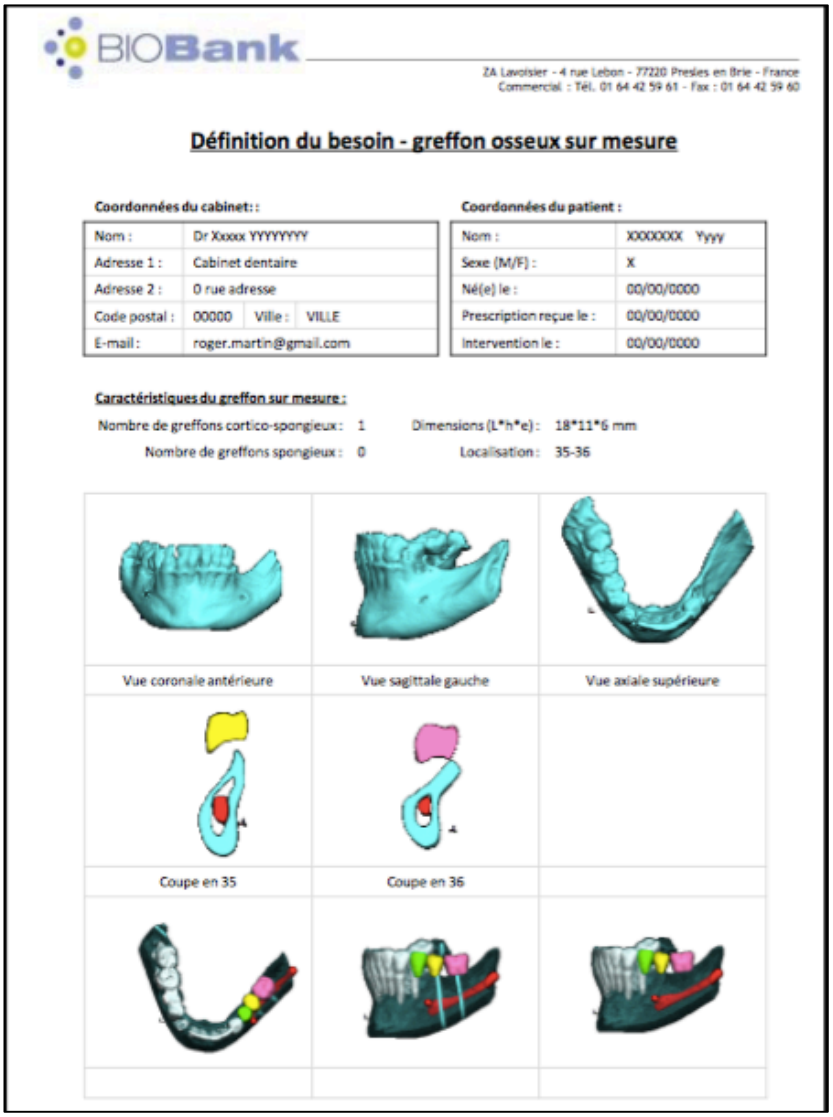
2.2.4. Modélisation tridimensionnelle du maxillaire et conception du greffon

A partir des images DICOM issues de l'examen tomodensitométrique, une segmentation des coupes est réalisée grâce à un logiciel spécialisé de traitement selon les niveaux de gris (Mimics®, Amira®, OneScan 3D®, Osirix®…) : il est possible d'isoler et de distinguer les différents éléments anatomiques. Ainsi, l'os, les dents, les tissus mous et/ou le canal dentaire sont isolés les uns des autres avant d'être modélisés en trois dimensions.

La chaine de CAO (Conception Assistée par Ordinateur) est initiée : la reconstruction 3D permet d'obtenir un modèle virtuel comprenant le défaut osseux du patient. Puis un greffon osseux virtuel est dessiné et correspond avec une grande précision aux désirs du chirurgien tant dans le volume et dans la forme du greffon que dans la situation du greffon par rapport à la zone de greffe.

Plusieurs formes de communications sont disponibles entre le chirurgien-dentiste et la banque de tissu afin de réaliser un greffon en accord avec les souhaits du praticien.

La banque de tissu réalise le modèle osseux tridimensionnel du maxillaire à partir des données DICOM et adresse une planche présentant différentes vues du maxillaire modélisées par mail au praticien (Fig.55). Au préalable, le praticien aura déjà choisi la nature du greffon (spongieux ou cortico-spongieux) (BIOBank 2015).


BIOBank

ZA Lavoisier - 4 rue Lebon - 77220 Presles en Brie - France
Commercial : Tél. 01 64 42 59 61 - Fax : 01 64 42 59 60

Définition du besoin - greffon osseux sur mesure

Coordonnées du cabinet : :

Nom :	Dr Xxxxx YYYYYYYY		
Adresse 1 :	Cabinet dentaire		
Adresse 2 :	0 rue adresse		
Code postal :	00000	Ville :	VILLE
E-mail :	roger.martin@gmail.com		

Coordonnées du patient :

Nom :	XXXXXXX Yyyy
Sexe (M/F) :	X
Né(e) le :	00/00/0000
Prescription reçue le :	00/00/0000
Intervention le :	00/00/0000

Caractéristiques du greffon sur mesure :

Nombre de greffons cortico-spongieux : 1 Dimensions (L*h*e) : 18*11*6 mm
Nombre de greffons spongieux : 0 Localisation : 35-36

Figure 55 : Exemple d'une planche adressée par BIObank® au praticien (BIOBank 2015)

Une fois la planche reçue, le praticien dessine les contours du greffon souhaité en apposant toutes les précisions nécessaires au travail de la CAO (épaisseur, dimensions etc…).

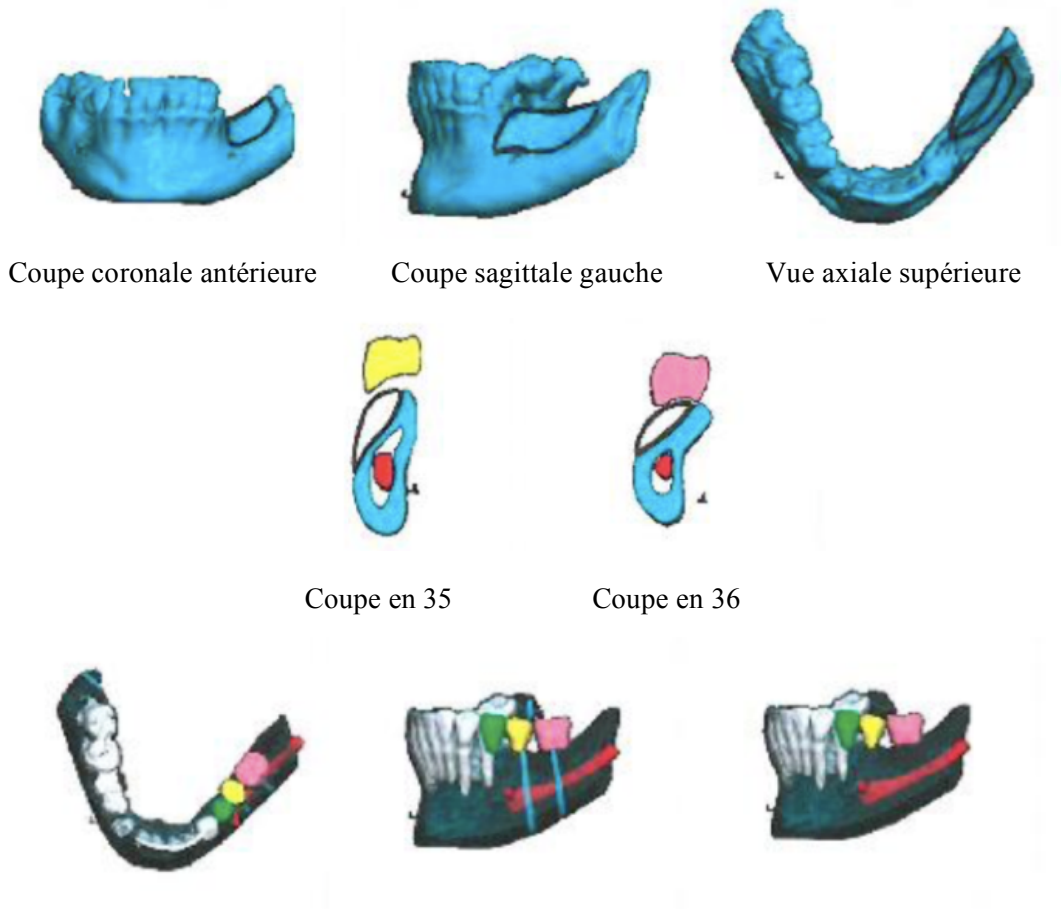


Figure 56 : Planche retournée par le chirurgien à BIOBank® (BIOBank 2015)

Puis la CAO du projet du greffon est ensuite réalisée selon la base des informations fournies par le praticien : grâce aux outils graphiques, le greffon osseux correspondant au souhait du praticien est importé virtuellement et apposé sur la zone de greffe (Fig. 57-58).

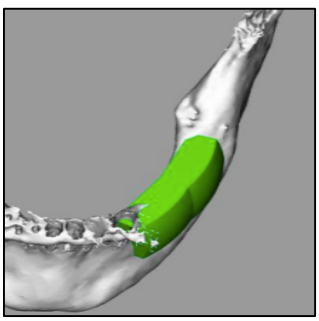


Figure 57 : Greffon spongieux à la mandibule (BIOBank 2015)

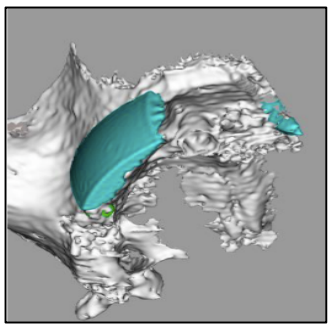


Figure 58 : Greffon cortico-spongieux au maxillaire (BIOBank 2015)

Enfin, le fichier au format « pdf 3D » est envoyé au praticien et lui permet de visualiser la conception du greffon : il peut faire pivoter le greffon et le modèle osseux dans les trois sens de l'espace, effectuer des mesures ou visualiser des coupes permettant de vérifier l'adéquation du greffon virtuel aux besoins de la greffe osseuse.
Ainsi, le praticien peut valider le projet de conception du greffon et enclencher les étapes d'usinage du greffon.
Cette technique laisse une grande part de responsabilité à la banque de tissu dans l'interprétation des désirs du praticien à la fois dans la forme et dans le volume du greffon à réaliser.

Une autre technique permet au chirurgien de matérialiser avec précision son projet de greffe et de faciliter la communication avec la banque de tissu grâce à la réalisation d'un greffon osseux en silicone.
A partir des fichiers DICOM issus de l'examen tomodensitométrique, la banque de tissu réalise une modélisation 3D du maxillaire concerné. Puis, les données numériques au fichier STL sont utilisées par une imprimante tridimensionnelle afin d'imprimer un modèle en résine de ce maxillaire (modèle stéréolithographique). Le modèle en résine est ensuite envoyé au chirurgien et doit correspondre à la situation clinique retrouvée en intra-orale. Ce dernier permet d'avoir connaissance de l'anatomie de la zone, de la quantité nécessaire d'os à greffer (volume et forme du greffon) et de réaliser la conception du greffon en silicone.
Il est nécessaire de rester prudent quant à l'exacte correspondance entre le modèle en résine et la situation clinique réelle car les données issues du scanner ou du CBCT peuvent parfois être erronées comme énoncé précédemment.
Le cas clinique suivant permet d'illustrer la réalisation d'un greffon en silicone par le praticien sur le modèle stéréolithographique qui sera ensuite numérisé puis envoyé pour usinage 3D.

Cas clinique : Greffon osseux sur mesure lors d'une augmentation sous-sinusienne pré-implantaire en secteur 1 (Senechaut 2016).

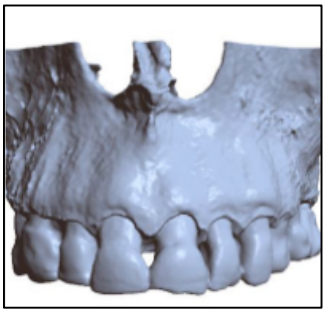


Figure 59 : Modèle osseux virtuel

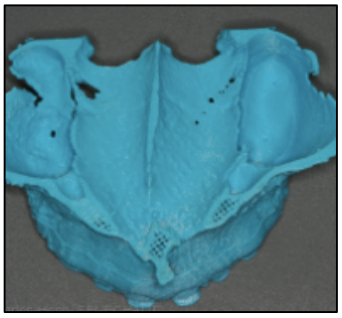


Figure 60 : Modèle osseux en résine

Un matériau en silicone utilisant une base et un durcisseur est malaxé en proportion 50/50. Puis le silicone est introduit dans la cavité sinusienne du modèle osseux en résine et adapté sur la face interne du plancher sinusien (Fig.61).

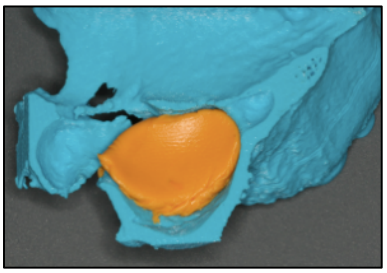


Figure 61 : Silicone placé dans la cavité sinusienne du modèle osseux en résine

Le silicone est ensuite retiré une fois la prise terminée (Fig.62) : l'intrados correspond désormais aux reliefs de la zone à greffer. Une lame de bistouri et une fraise en résine sont ensuite utilisées afin de dégrossir le greffon, d'arrondir les angles et de supprimer les éventuelles épines ou irrégularités osseuses susceptibles de gêner ultérieurement la mise en place du greffon lors de la chirurgie.

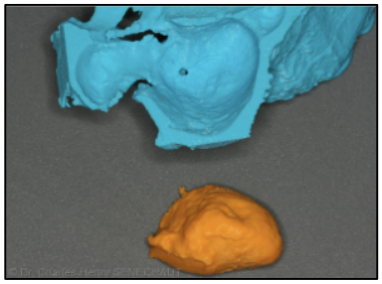


Figure 62 : Silicone retiré du modèle osseux

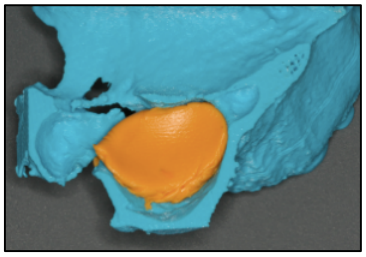


Figure 63 : Situation du greffon sur le modèle

Figure 64 : Extrados du greffon

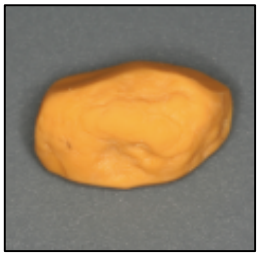


Figure 65 : Intrados du greffon

Une fois façonné selon les attentes du chirurgien, le greffon en silicone est renvoyé à la banque de tissu qui procède à sa numérisation grâce à un scanner 3D (Imetric®) afin d'obtenir un greffon osseux virtuel (Fig.67 à 69). Le fichier STL du greffon virtuel ainsi généré est transmis à l'usineuse : un greffon allogénique cortico-spongieux correspondant au modèle en silicone est alors usiné avec une précision de l'ordre du dixième de millimètre (Fig.70).

.

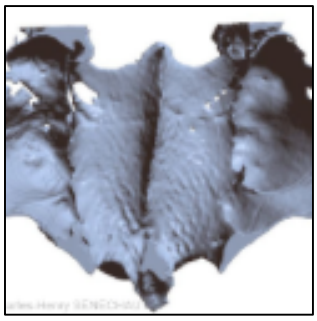


Figure 66 : Modèle osseux virtuel

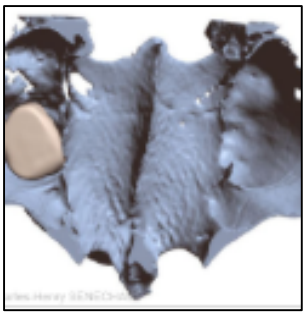


Figure 67 : Situation du greffon osseux virtuel sur le modèle

Figure 68 : Extrados du greffon virtuel

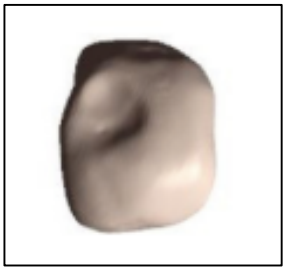
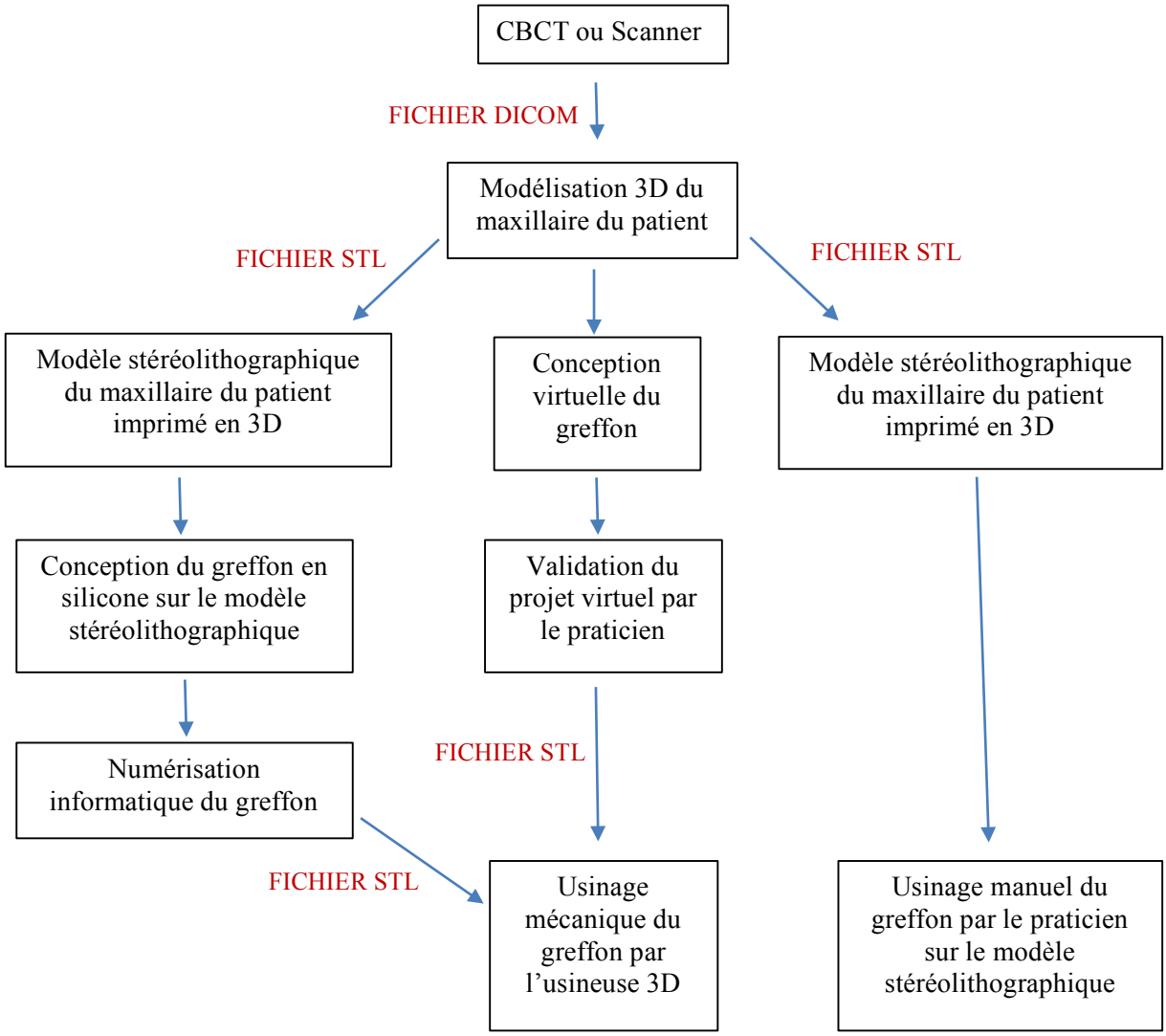


Figure 69 : Intrados du greffon virtuel

Figure 70 : Intrados du greffon cortico-spongieux non stérilisé usiné par l'usineuse CNC

Il existe donc plusieurs formes de communication entre le praticien et la banque de tissu permettant la réalisation d'un greffon « personnalisé » ; le schéma suivant permet d'avoir une vue d'ensemble de toutes les étapes nécessaires à la production du greffon, de l'examen tomodensitométrique à l'usinage du bloc osseux.

Schéma des différentes étapes permettant l'usinage d'un greffon osseux :



Le greffon peut ainsi être usiné mécaniquement par une usineuse tridimensionnelle ou manuellement par le praticien sur modèle stéréolithographique ; dans la partie suivante nous décrirons en détail ces deux procédés.

2.3. Usinage du greffon

Après validation du projet, le greffon allogénique spongieux ou cortico-spongieux peut être ensuite adapté manuellement par le praticien sur le modèle stéréolithographique imprimé 3D du maxillaire du patient ou directement usiné par procédé de soustraction dans un centre d'usinage intégrant les données numériques du greffon virtuel : on parle de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) du greffon osseux.

2.3.1. Usinage manuel sur modèle stéréolithographique

2.3.1.1. Définition de la stéréolithographie

La stéréolithographie ou SLA est un système de prototypage rapide permettant d'obtenir des modèles physiques à partir d'une définition numérique 3D.
C'est un procédé de fabrication additif utilisant un bac de liquide de photopolymères « résine » qui durcissent au contact d'un laser ultraviolet permettant de construire un modèle 3D imprimé couche par couche.

Procédé de fabrication
Le fichier numérique obtenu (issu des données DICOM du scanner) est transmis à l'imprimante sous forme de fichier STL (Solid to Layer) où un logiciel réalise une découpe du modèle en plusieurs couches de matière d'épaisseur fixe. Les fichiers DICOM sont convertis au format STL grâce à un logiciel spécialisé de modélisation informatique (Exemples : MIMICS®, 3D doctors®, AMIRA®).
Sous l'action d'un laser ultra-violet, le modèle est reconstitué par couches successives de résine photosensible ; une fois qu'une couche est solidifiée, la plate-forme descend dans le bac liquide, de la valeur de l'épaisseur de la couche suivante et une nouvelle section est polymérisée. Les couches mesurent entre 0,07 et 0,75 mm.
Il y a autant de cycles que de couches nécessaires pour obtenir le volume complet du modèle.

Le cycle de fabrication peut se résumer en quatre étapes (Fig.71) :

- Polymérisation d'une couche (la résine est solidifiée) : la profondeur de polymérisation dépasse l'épaisseur de la couche choisie afin d'assurer une bonne liaison chimique entre les différentes couches ;
- Déplacement de la plate-forme suivant l'épaisseur de la couche d'impression suivante (vers le bas) ;
- Dépose uniforme de résine sur toute la surface de travail (raclage) ;
- Nouvelle polymérisation etc…

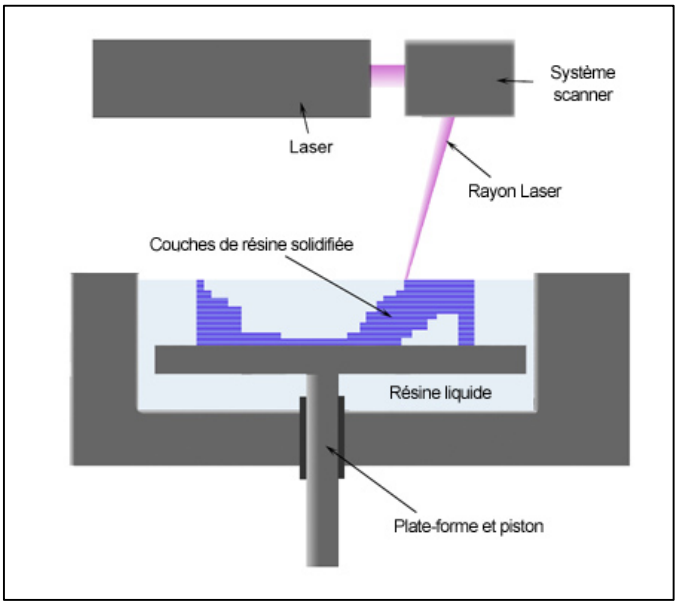


Figure 71 : Schéma du procédé de stéréolithographie (Viau 2016)

A la fin de l'impression, la pièce est extraite du bac liquide pour être nettoyée par des produits chimiques permettant de soustraire les excès de résine. Puis, l'objet est placé dans un four ultraviolet pour achever le durcissement du modèle sans modification dimensionnelle.

Le temps de fabrication des objets par procédé SLA varie en fonction de leur taille et de leur complexité (quelques heures). Ces pièces sont assez solides pour permettre l'usinage manuel des greffons sur les modèles stéréolithographiques correspondant aux maxillaires des patients. C'est un procédé assez coûteux de par l'utilisation du liquide de résine en photopolymère et des imprimantes en elles-mêmes dont le prix démarre aux alentours de cent mille euros.

Aujourd'hui seule la société 3D Systems® possède le brevet sur la stéréolithographie inventée par Charles W.Hull, son fondateur en 1986 et exploitée par l'industrie depuis sa création (domaine médical, mécanique, aéronautique,…).

Figure 72 : Imprimantes 3D Systems®

2.3.1.2. Adaptation du greffon sur le modèle stéréolithographique

Les blocs allogéniques restent plus fragiles que l'os autogène et peuvent facilement se fracturer s'ils ne sont pas adaptés au contour du défaut osseux : pendant la chirurgie, la nécessité de cette adaptation prolonge le temps opératoire et peut compromettre le succès de la greffe.

L'utilisation du modèle stéréolithographique du patient permet la préparation hors site du greffon allogénique et sa mise en forme pré-opératoire. Il est ensuite maintenu dans un environnement stérile jusqu'à sa mise en place chirurgicale.

A partir du Cône-Beam ou du scanner (données DICOM), les données numériques sont converties en fichier STL (Solid to Layer) et permettent au logiciel de traitement de construire la forme tridimensionnelle du modèle à réaliser.

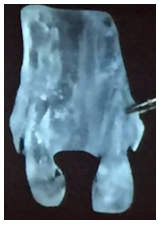
A l'aide d'une imprimante utilisant le procédé SLA, un modèle autoclavable correspondant exactement aux données de l'examen 3D est réalisé. Le praticien possède devant lui la réplique de la situation clinique sur laquelle il devra apposer le greffon.

Etapes de la procédure d'adaptation du greffon sur modèle stéréolithographique :

FICHIER DICOM (CBCT ou Scanner)

Imprimante 3D

Modèle stéréolithographique



Greffon usiné sur le modèle

FICHIER STL

(Modèle virtuel maxillaire ou mandibulaire du patient)

Le cas clinique suivant permet d'illustrer la mise en place d'un bloc allogénique usiné en préopératoire par le praticien sur modèle stéréolithographique du patient.

2.3.1.3. Cas clinique : Greffe d'apposition du maxillaire antérieur à l'aide d'un greffon allogénique usiné manuellement sur modèle stéréolithographique ((Jacotti 2006)

Le modèle stéréolithographique du maxillaire antérieur (Fig.73) est réalisé en nylon polyamide thermoplastique (DuraForm PA, 3D Systems®). L'atrophie transversale de la crête maxillaire compromet la pose implantaire en l'état.

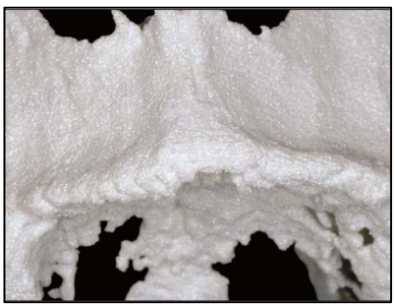


Figure 73 : Modèle stéréolithographique du maxillaire du patient (Jacotti 2006)

Un bloc iliaque allogénique cortico-spongieux est utilisé (Puros, Zimmer®) pour cette technique. Le greffon est soumis au procédé Tutoplast® selon le même principe que le procédé Supercrit® de BioBank® vu précédemment (délipidation, traitement osmotique, oxydation, déshydratation et irradiation gamma).

Lors d'une séance précédant l'acte chirurgical, le modèle stéréolithographique du patient est stérilisé par l'autoclave puis la table opératoire est préparée en suivant les mêmes normes d'asepsie qu'une chirurgie implantaire ou une chirurgie d'augmentation osseuse.

Le modèle du patient et le greffon sont placés sur les champs stériles. A l'aide d'une pièce à main à faible vitesse sur laquelle sont montés disques et fraises à os sous irrigation abondante de sérum physiologique, les contours du bloc osseux sont retouchés et sa forme est adaptée de façon à ce que l'intrados du greffon ait un maximum de contact avec le site receveur et une stabilité parfaite. Les épines osseuses et les angles irritants sont adoucis.
Généralement, le bloc est manipulé par l'intermédiaire de pinces spécifiques (pince de Barth ou Nentwig, Stoma®) en évitant autant que possible le contact prolongé avec les gants de l'opérateur (Fig.74-75).

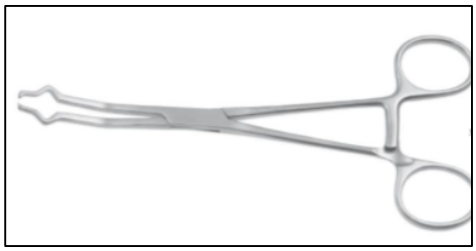


Figure 74 : Pince de Barth (Stoma®)

Figure 75 : Pince de Nentwig (Stoma®)

Lors de cette procédure, il est indispensable de préserver autant que possible la surface corticale du greffon afin d'optimiser la densité et la résistance mécanique du bloc nécessaire à sa bonne fixation au niveau du défaut osseux.
Les avants trous qui accueilleront les vis d'ostéosynthèse sont réalisés à travers l'allogreffe à l'aide d'un foret de 1,5 mm et deux minis vis sont ensuite insérées.

A la fin de cette étape, les contours du greffon peuvent encore être modifiés pour s'assurer de l'adaptation parfaite au niveau du site receveur (Fig.76).

Figure 76 : Préparation des blocs sur modèle stéréolithographique (Jacotti 2006)

Le modèle stéréolithographique ainsi que les blocs allogéniques vissés et déshydratés sont conditionnés en double enveloppe stérile jusqu'à la chirurgie.

Lors du temps chirurgical, après avoir accédé au site et perforé la corticale du lit receveur pour favoriser l'apport sanguin, les blocs allogéniques préparés sont retirés du modèle et réhydratés : ils sont placés dans un récipient stérile rempli de sérum physiologique.

Cette étape de réhydratation permet d'éliminer toutes les bulles d'air piégées dans les trabéculations du tissu spongieux. C'est une étape importante : en effet, quand il est mouillé, le greffon devient hydrophile ce qui facilite sa colonisation par les bourgeons vasculaires du site receveur, porteurs de médiateurs et de cellules indispensables au processus d'ostéoconduction (Jabbour et Tourbah 2011).

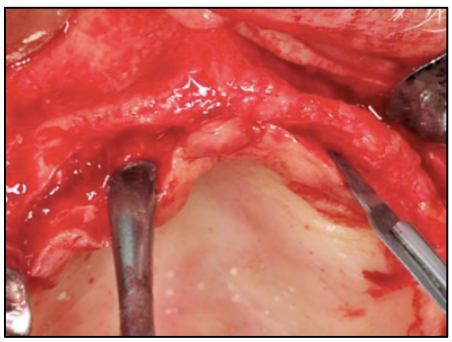


Figure 77 : Situation clinique initiale présentant une analogie anatomique avec le modèle stéréolithographique (Jacotti 2006)

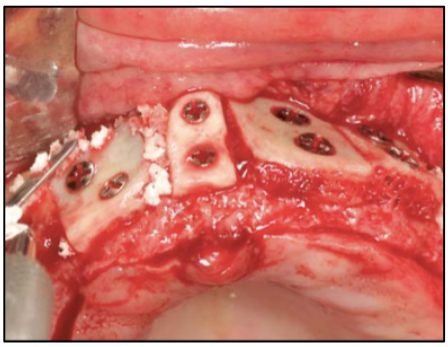


Figure 78 : Segments allogéniques stériles transférés du modèle au patient. Les vides résiduels sont comblés avec des particules allogéniques d'os spongieux (Puros®) (Jacotti 2006)

La coaptation étanche des berges du site opératoire ainsi qu'une bonne gestion des tissus mous environnants reste primordiale pour une cicatrisation optimale. Après une période de six mois, l'ostéointégration de la greffe est contrôlée par examen tomodensitométrique, radiographie péri-apicale ou encore par un examen visuel de la zone. Dans certains cas, une biopsie des tissus greffés peut être réalisée permettant d'objectiver le pourcentage d'os néoformé autour du greffon allogénique.

Lors de la ré-intervention, toutes les vis d'ostéosynthèse sont retirées, la stabilité et l'intégration complète des greffons sont vérifiées. Si la situation clinique actuelle le permet, la chirurgie implantaire est initiée (Fig.80).

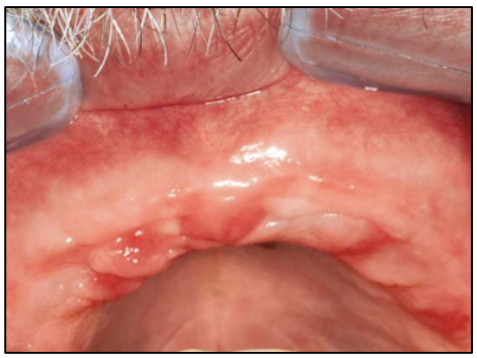


Figure 79 : Situation clinique 6 mois post-opératoire (Jacotti 2006)

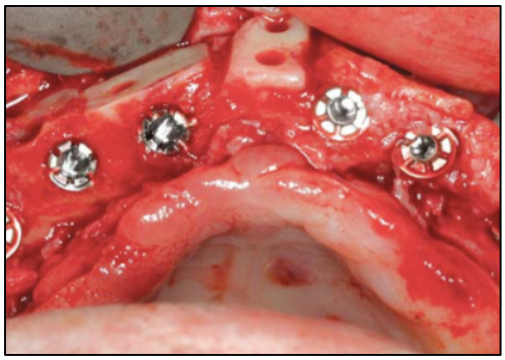


Figure 80 : L'augmentation osseuse horizontale est stable et permet la mise en place de six implants (Jacotti 2006)

Cette technique assure au patient un bénéfice direct en réduisant les risques de complications et d'échec de la greffe liés au mauvais contour et à la mauvaise adaptation du greffon au niveau du défaut osseux (Keith 2004).
Dans de nombreux cas, les auteurs rapportent une très forte correspondance entre le modèle stéréolithographique et l'anatomie du patient de sorte qu'aucune modification n'est à apporter pendant la mise en place chirurgicale du greffon.
De plus, la précision de cette technique autorise les praticiens à utiliser un seul bloc allogénique pour traiter plusieurs patients car le risque de contamination croisée est nul lorsque le travail est effectué sur modèle stérile : cela permettrait de partager le coût d'un bloc allogénique entre plusieurs patients et donc de réduire le prix final de l'intervention.

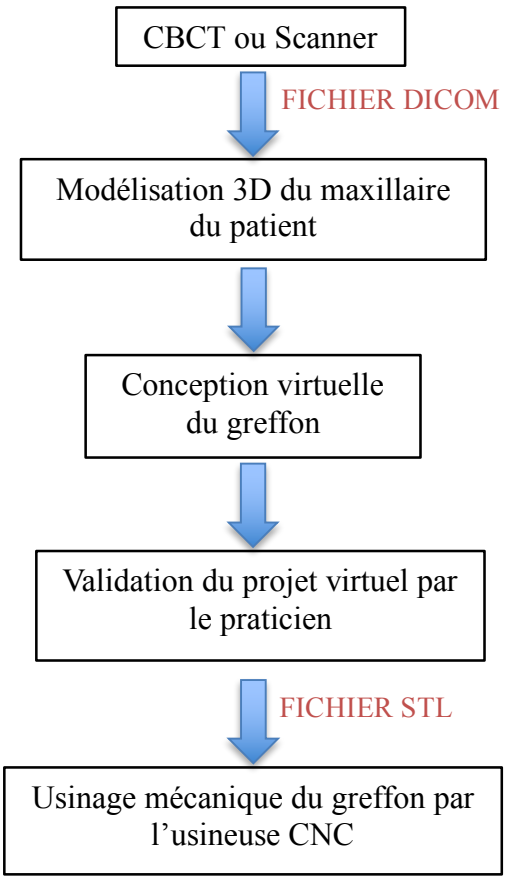
Cependant, des études supplémentaires sont nécessaires pour déterminer si l'usinage manuel du greffon allogénique avant la chirurgie offre une intégration et un taux de survie supérieur à ceux préparés en peropératoire.
Enfin, comme pour toutes chirurgies osseuses reconstructrices, la gestion des tissus mous pour la coaptation des berges du lambeau d'accès et les compétences du chirurgien jouent un rôle crucial pour un succès optimal de l'intervention.

2.3.2. Usinage tridimensionnel par la Conception Assistée par Ordinateur (CAO)

La technique décrite précédemment sur modèle stéréolithographique réduit considérablement le temps chirurgical mais ne diminue pas la charge de travail et de préparation préopératoire pour le chirurgien. De plus, elle autorise uniquement l'usinage manuel de greffons allogéniques de petites dimensions qui ne dépassent pas 1,5 cm de largeur : pour des reconstructions plus étendues, plusieurs blocs sont nécessaires et chaque préparation individuelle des greffons fait appel aux compétences du praticien et augmente le temps préopératoire et le risque d'échec de l'intervention (Jacotti 2006). L'avènement de la CAO en chirurgie orale peut être utile pour perfectionner encore plus l'adaptation du greffon au site receveur et réduire les temps pré et peropératoires.

Il est ainsi possible d'obtenir un greffon préformé à l'aide d'une usineuse tridimensionnelle (fraiseuse CNC) qui utilise les données issues de l'examen tomodensitométrique et de la modélisation du greffon. Plus particulièrement pour les augmentations osseuses de grandes étendues, cette technique permettrait d'éviter les inconvénients d'un prélèvement autogène conséquent à la fois pour le patient et le praticien.

Schéma récapitulatif :



2.3.2.1. La fraiseuse à commande numérique

C'est l'outil utilisé dans la conception des greffons allogéniques par CAO. Les dimensions de ces greffons ne peuvent excédées 35 mm de largeur pour les allogreffes corticales et 22 mm pour les allogreffes spongieuses. On ne connait pas encore aujourd'hui jusqu'à quelle proportion corticale/spongieuse ces greffons peuvent être usinés.

Elle utilise un procédé d'usinage par enlèvement de matière sous forme de copeaux (Fig.81). Cette soustraction de matière résulte de la combinaison de plusieurs mouvements :

- Une rotation de l'outil de coupe, la fraise d'une part ;
- Un mouvement sur un ou plusieurs axes de la pièce à usiner d'autre part.

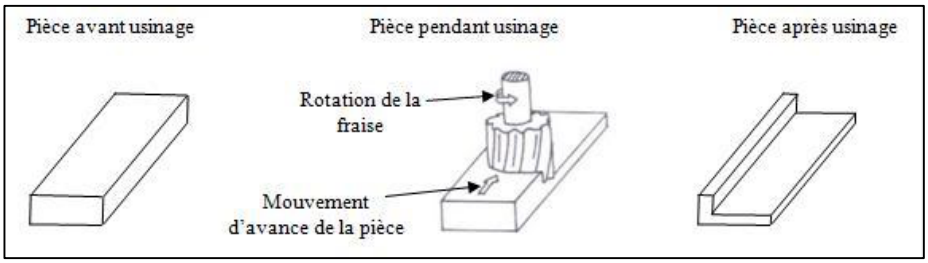


Figure 81 : Principe du fraisage (EXApro®, en ligne 2008)

La fraiseuse à commande numérique ou fraiseuse CNC (Computer Numerical Command) est une machine d'usinage à cycle automatique programmable (Fig.82).

Elle dispose d'un organe de contrôle informatique qui lui transmet les différents ordres nécessaires à la réalisation de la pièce finale grâce à des logiciels de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO).

Figure 82 : Fraiseuse CNC (CORiTec 340i, IMES-iCore®)

2.3.2.2. Propriétés de la salle d'usinage

Toutes les opérations d'usinage des greffons sont réalisées en « salle blanche » ou « salle propre » (Fig.83).

La définition selon la norme NF EN ISO 14 644-1 est la suivante : *« Salle dans laquelle la concentration de particules en suspension dans l'air est maîtrisée et qui est construite et utilisée de façon à minimiser l'introduction, la production et la rétention de particules à l'intérieur de la pièce et, dans laquelle d'autres paramètres pertinents tels que la température, l'humidité et la pression sont maîtrisés comme il convient. »*

Figure 83 : Salle blanche (ARBURG® en ligne)

Afin de s'ajuster à cette définition, plusieurs moyens sont mis en place :

- La salle est alimentée par une grande quantité d'air filtré afin d'éliminer et diluer les particules, les bactéries et les produits chimiques à l'intérieur de la salle ;
- La salle est construite avec des matériaux faciles à nettoyer et qui ne génèrent pas de contaminant, d'émanation chimique ou de particule ;
- Les personnes exerçant à l'intérieur doivent porter des vêtements particuliers pour limiter la propagation des micro-organismes et des particules générées par leurs cheveux, les pellicules cutanées, les fibres de vêtements, etc.

  Le personnel est la principale source de contamination d'une salle blanche.

2.4. Mise en place chirurgicale du greffon

2.4.1. Le lambeau d'accès classique

Le lambeau d'accès classique est la technique chirurgicale la plus utilisée dans la mise en place d'un greffon osseux dans le cadre des chirurgies pré-implantaires. Elle doit être réalisée selon cinq principes fondamentaux (Davaparnah et al. 2008) :

- Respect des éléments anatomiques (nerfs et vaisseaux) ;
- Assurer un bon accès et une bonne visibilité du site receveur ;
- Assurer le bon repositionnement du lambeau permettant une suture sans tension ;
- La suture, réalisée à distance du site greffé objectivant une bonne cicatrisation ;
- Préserver la vascularisation pour maintenir un apport sanguin au greffon osseux et aux tissus mous adjacents.

Préalablement à l'incision, une anesthésie locale para-apicale est réalisée en vestibulaire et en palatin/lingual selon la localisation du site de greffe.

2.4.1.1. L'incision

Elle est guidée par la capacité de fermeture du site et doit être réalisée à distance du site à greffer afin de ne pas superposer le trait d'incision et le greffon, permettant de réduire les risques d'exposition de ce dernier et de complications infectieuses.

L'incision se décline en plusieurs étapes pour in fine élever un lambeau de pleine épaisseur :

- L'incision horizontale : elle est crestale souvent décalée en palatin ou lingual pour maintenir un volume de tissu kératinisé suffisant.
- L'incision marginale (Fig.84) : en continuité du trait d'incision horizontal, elle est intrasulculaire et englobe les papilles des dents adjacentes.

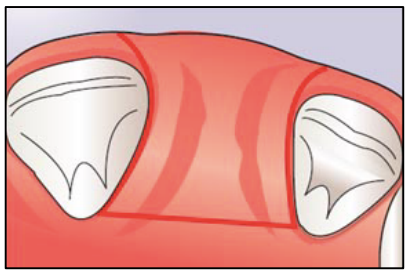


Figure 84 : Incision marginale (Davaparnah et al. 2008)

- L'incision de décharge (Fig.85) : elle est verticale et s'effectue au-delà de la ligne de jonction muco-gingivale. À la base de la papille, l'incision verticale (parallèle à l'axe des dents marginales) est déviée et devient perpendiculaire à la gencive marginale. Elle est généralement biseautée pour respecter l'architecture vasculaire du site.

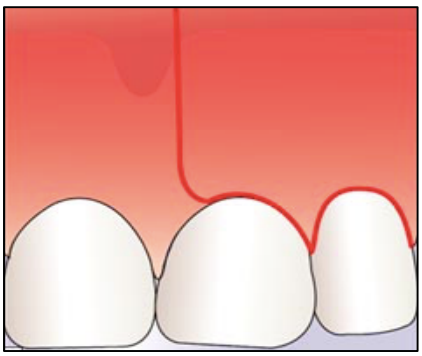


Figure 85 : Incision de décharge (Davaparnah et al. 2008)

2.4.1.2. Le décollement et l'élévation du lambeau

Le décollement muco-périosté permet d'élever un lambeau de pleine épaisseur et de préserver ainsi l'intégrité du périoste.

Le site receveur est exposé puis assainit par détersion chirurgicale à l'aide de curettes et/ou de fraises boules montées sur pièce à main (Princ et al. 2008). Elle permet d'éliminer les tissus de granulation résiduels, les zones d'adhérences fibreuses, d'exciser les tissus nécrotiques et de s'assurer qu'un contact osseux est retrouvé sur l'ensemble du site à greffer. Il faut faire attention à ne pas modifier la morphologie du site à greffer afin que les données issues de l'examen tomodensitométrique initial ne soient pas faussées.

2.4.1.3. La décortication

Avant la mise en place du greffon, la corticale osseuse est perforée grâce à une fraise boule montée sur pièce à main : il s'agit de la décortication ou stimulation périostée (Fig.86).
Elle permet :

- D'augmenter la stabilité du greffon lors de sa mise en place ;
- D'ouvrir l'accès aux espaces médullaires sous-jacent favorisant l'apport vasculaire, le recrutement des cellules mésenchymateuses et ostéogéniques et la libération des facteurs de croissance.

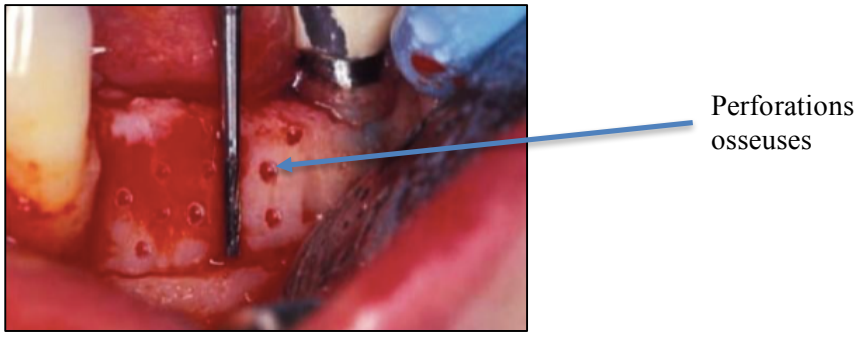


Figure 86 : Perforation de la corticale du lit receveur dans le cadre d'une reconstruction mandibulaire par bloc allogénique (Pierrefeu et al. 2012)

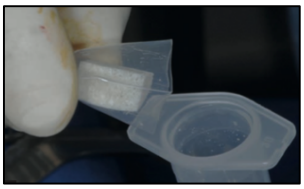
2.4.1.4. Positionnement du greffon osseux

2.4.1.4.1. Hydratation du greffon

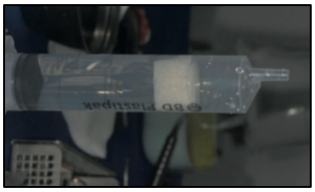
Lorsque le greffon est retiré de son emballage stérile, il est déshydraté. Il doit être réhydraté pour devenir hydrophile facilitant ainsi la colonisation du greffon par les cellules sanguines provenant des espaces médullaires du lit receveur.
Cette étape est indispensable afin de mettre en œuvre le procédé d'ostéoconduction permettant l'intégration du greffon osseux.
De plus, cela permet d'éliminer toutes les bulles d'air emprisonnées dans les trabéculations du tissu spongieux allogénique.

La méthode suivante permet d'illustrer une procédure d'hydratation souvent employée dans le cadre de greffon allogénique (Jabbour et Tourbah 2011) :

- Le greffon est placé dans une seringue puis le piston est remis en place (1) ;
- La seringue est ensuite remplie par aspiration de sérum physiologique et le praticien alterne plusieurs pressions puis dépressions avec le piston permettant d'expulser toutes les bulles d'air du greffon (2). Cette technique permet de diffuser le sérum physiologique dans toute l'épaisseur du greffon le rendant complètement hydrophile (3).



(1)



(2)

(3)

2.4.1.4.2. Fixation du greffon

Après avoir été réhydraté le greffon est positionné au niveau du site receveur. Il doit être manipulé délicatement avec des instruments spécifiques (pince de Barth ou Nentwig, Stoma®, par exemple) en évitant autant que possible le contact avec les gants de l'opérateur.

Le bloc osseux est ensuite fixé solidement à la corticale du lit receveur grâce à des vis d'ostéosynthèse qui peuvent être en acier ou en titane (Fig.87). La taille et le diamètre des vis sont choisis en fonction des dimensions du greffon mais il est recommandé de placer au minimum deux vis de 1,5 mm de diamètre minimum.

Lors du forage des puits d'ostéosynthèse, le greffon est maintenu en place grâce aux pinces de préhension.

Après fixation, il doit être totalement immobile même en cas de sollicitations mécaniques afin de garantir une bonne cicatrisation osseuse.

En général des particules osseuses d'os autologue, allogénique ou xénogénique sont utilisées pour parfaire la morphologie de la reconstruction et augmenter la surface de contact favorisant l'ostéoconduction et la cicatrisation ultérieure du greffon (Fig.87).

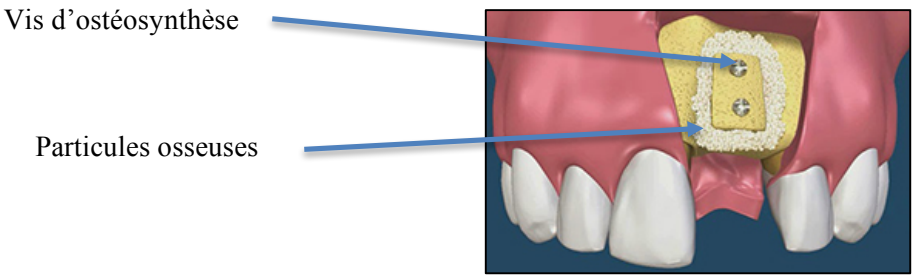


Figure 87 : Fixation du greffon et comblement particulaire (Smile-Design® en ligne)

Une membrane résorbable ou non résorbable peut être utilisée pour couvrir le site opératoire (Zitzmann et al. 1997). Cette dernière joue le rôle de barrière afin d'empêcher l'invagination des tissus mous adjacents et la colonisation des cellules conjonctives et épithéliales. Elle permet aussi au greffon d'être maintenu en place. Les membranes collagéniques sont aujourd'hui les plus employées.

2.4.1.5. Sutures

Le lambeau est repositionné délicatement afin de vérifier que les berges vestibulaires et palatines/linguales sont en contact intime l'une de l'autre. Puis il est suturé hermétiquement sans tension afin d'éviter toute contamination du site et d'exposition du greffon.

Le cas clinique suivant permet d'illustrer la procédure permettant d'obtenir un greffon osseux usiné mécaniquement en trois dimensions par une fraiseuse CNC et inséré chirurgicalement avec la technique du lambeau d'accès classique.

2.4.1.6. Cas clinique illustrant la mise en place chirurgicale par lambeau d'accès classique d'un greffon allogénique (Botiss®) usiné mécaniquement en trois dimensions à l'aide de la Conception Assistée par Ordinateur (Jacotti et al. 2014)

Cette étude concerne une femme âgée de 48 ans, en bonne santé, nécessitant une augmentation osseuse horizontale et verticale pré-implantaire à la mandibule en secteur 4 (Fig.88). Après refus du prélèvement extra-oral, l'utilisation d'un bloc allogénique préformé est acceptée.
Il s'agit de greffon allogénique spongieux (Maxgraft, Botiss®) dérivant de têtes fémorales ayant subi la chaîne de traitement CTBA (Cells + Tissuebank Austria) pour la lyophilisation et la stérilisation du greffon.
L'examen tomodensitométrique (scanner) de la zone à greffer (Fig.89) permet ensuite de débuter les étapes nécessaires à la planification et la modélisation tridimensionnelle des blocs allogéniques.

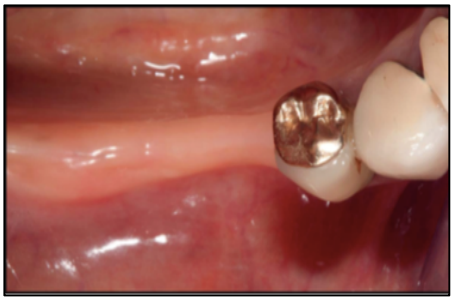


Figure 88 : Vue intra-orale pré-opératoire avec un déficit alvéolaire horizontal (Jacotti et al. 2014)

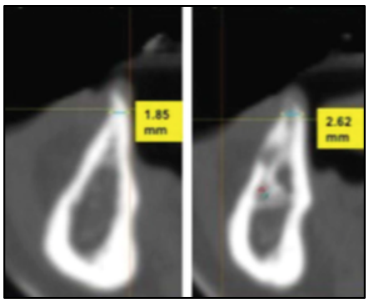


Figure 89 : Coupes axiales objectivant le défaut osseux horizontal (Jacotti et al. 2014)

Planification et modélisation tridimensionnelle des blocs allogéniques

Après l'examen scanner réalisé, les données sont ensuite transmises au logiciel de traitement OneScan3D (3DMed®, Italie) qui définit la position des implants et la morphologie du greffon osseux en tenant compte des considérations cliniques et esthétiques (Fig.90).

Puis, la forme et les dimensions idéales du futur greffon sont dessinées directement sur le modèle 3D de la mandibule.

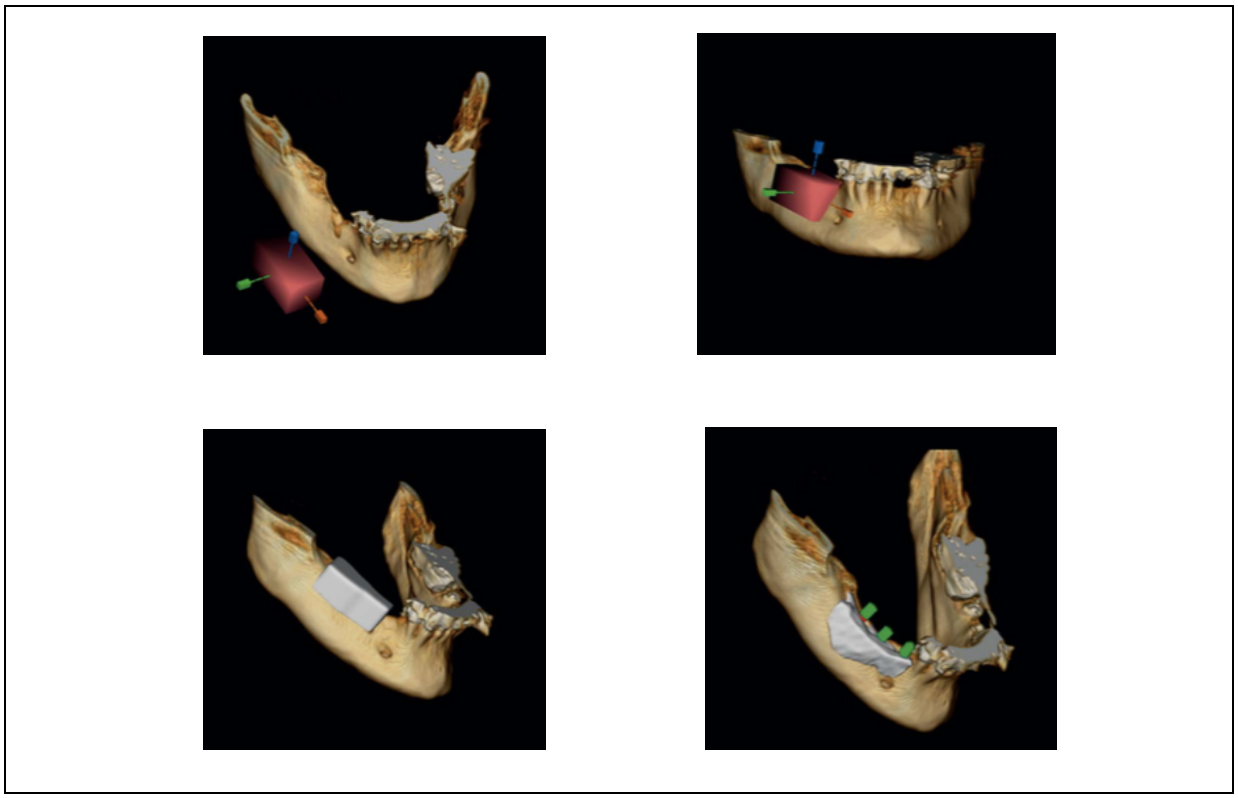


Figure 90 : Etapes de modélisation du greffon virtuel (Jacotti et al. 2014)

Les données sont ensuite converties au format STL (Solid to Layer) et transmises à l'usineuse CNC (CORiTec 340i, IMES-iCore®) qui permet de transformer ce qui a été créé virtuellement en un produit réel (Fig.91-92). Après usinage, le greffon d'origine allogénique spongieuse est ensuite soumis à une lyophilisation et une stérilisation finale (Holzmann et al. 2010).

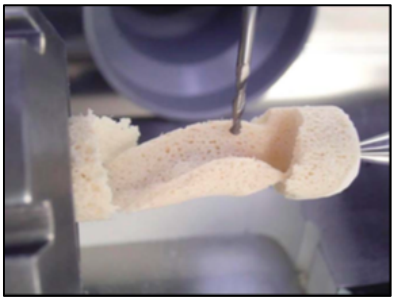


Figure 91 : Usinage du greffon (Jacotti et al. 2014)

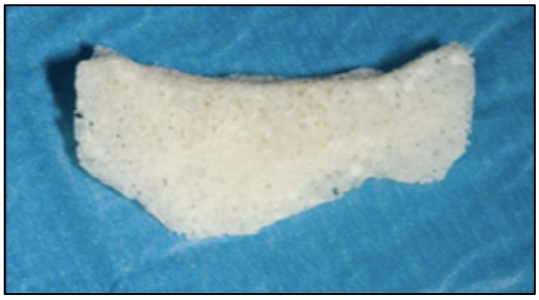


Figure 92 : Bloc osseux CAD-CAM déshydradé (Jacotti et al. 2014)

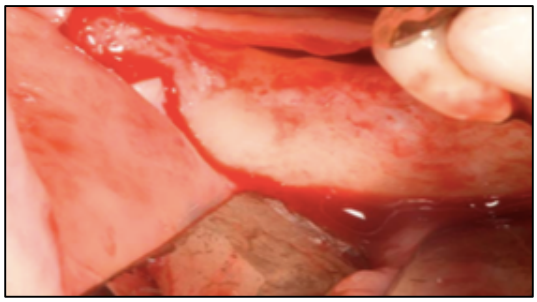


Figure 93 : Vue intra-orale du site opératoire. Incision et décollement muco-périosté (Jacotti et al. 2014)

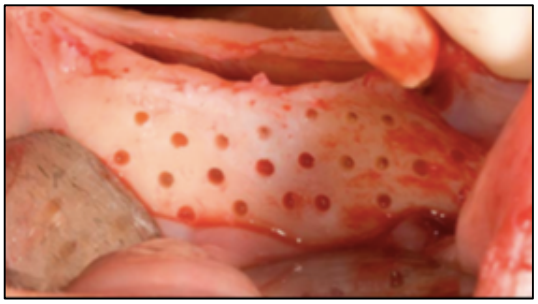


Figure 94 : Scarification de la corticale du site receveur pour favoriser l'apport sanguin (Jacotti et al. 2014)

Figure 95 : Mise en place du bloc usiné, adapté au défaut osseux recouvert d'une membrane collagénique résorbable (Botiss®). Fixation avec vis d'ostéosynthèse de 2 mm de diamètre (Butterfly®, Milan, Italie) (Jacotti et al. 2014)

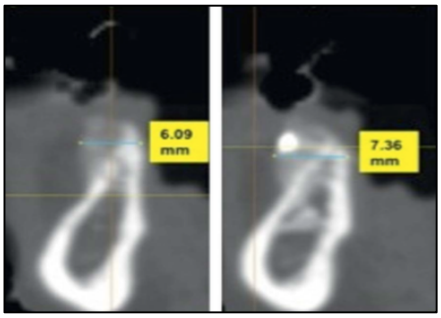


Figure 96 : Scanner à 7 mois post-chirurgical. L'épaisseur et la densité alvéolaire permet la pose d'implants dentaires (Jacotti et al. 2014)

Après la chirurgie d'augmentation osseuse, le patient est contrôlé chaque semaine durant le premier mois puis deux fois avant la mise en place implantaire : pendant le processus de cicatrisation, aucun évènement ni gêne neuro-sensitive n'est rapporté.

Le patient n'est pas autorisé à porter de prothèse amovible transitoire durant la période de cicatrisation.

Sept mois après la chirurgie, trois implants (MegaGen Implant Co®., South Korea) sont placés au niveau de 45 (4x10 mm), 46 (4x10 mm) et 47 (5x8,5 mm) (Fig.97).

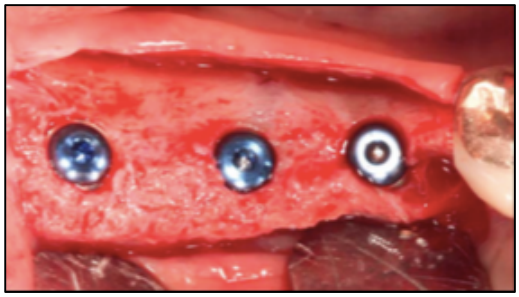


Figure 97 : Mise en place de trois implants (MegaGen®) (Jacotti et al. 2014)

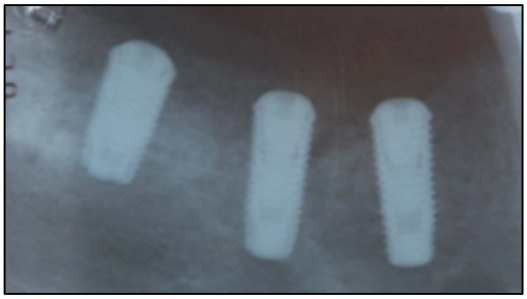


Figure 98 : Radiographie rétro-alvéolaire après placement des implants (Jacotti et al. 2014)

Les résultats rapportent un gain horizontal respectif de 6,09, 7,36 et 8,08 mm (moyenne 7,18mm) sept mois après la chirurgie d'augmentation osseuse.
Ce sont les seuls résultats présentés dans l'étude. Il serait intéressant de suivre l'évolution des greffons après la pose des implants ainsi que la résorption osseuse conséquente à la chirurgie. Le recul est trop faible pour pouvoir aboutir à une conclusion.

Par ailleurs, la pose d'une prothèse amovible transitoire est déconseillée durant les sept mois de cicatrisation post-greffe puis les trois mois d'ostéointégration des implants : or, cela pose un problème fonctionnel notamment en cas d'édentement postérieur libre où le calage postérieur n'est pas effectif, ce qui affecte la dimension verticale du patient et les fonctions masticatoires. Cela représente un inconvénient majeur de cette technique.

Une étude rétrospective du Dr Schlee (Schlee et Rothamel 2013) permet d'apporter certaines informations supplémentaires quant à l'utilisation des greffons allogéniques usinés mécaniquement en préopératoire.

Deux patientes en bonne santé sont sélectionnées et trois blocs allogéniques spongieux (Botiss®) usinés par procédé de CAO sont placés au niveau postérieur de la mandibule. Ces derniers sont recouverts d'une membrane collagénique résorbable (Bio-Guide®) pendant la chirurgie.

Après une période de six mois, six implants Camlog® et 3 implants Astra® sont placés.

Durant la chirurgie implantaire, une biopsie osseuse est réalisée sur des trépans osseux récupérés pendant le forage.

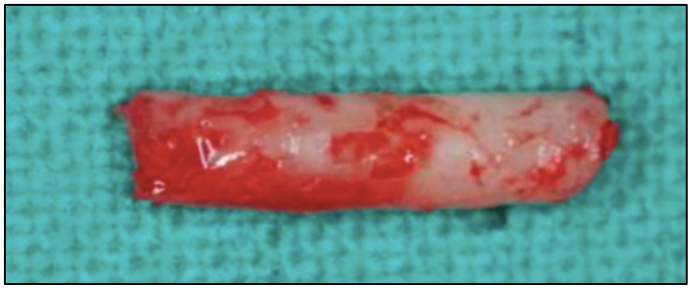


Figure 99 : Trépan osseux récupéré pendant le forage implantaire (Schlee et Rothamel 2013)

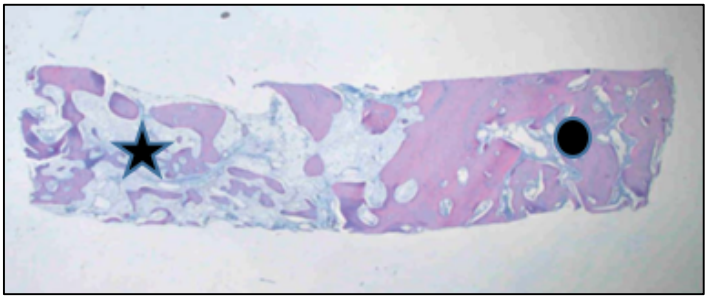


Figure 100 : Coupe histologique du trépan qui montre à droite de la coupe le lit receveur (rond) et à gauche la zone greffée (étoile) (Grossissement x12,5, coloration à l'hématoxyline et l'éosine) (Schlee et Rothamel 2013)

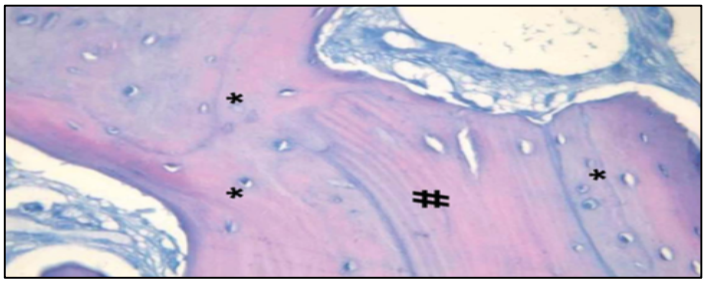


Figure 101 : Vestiges du greffon allogénique (# : lacunes vides), entourés par de l'os néoformé (* : ostéocytes dans les lacunes) (Grossissement x400, coloration à l'hématoxyline et à l'éosine) (Schlee et Rothamel 2013)

Résultats :

- Pendant la procédure d'augmentation osseuse, les greffons ne nécessitent aucune modification et sont parfaitement adaptés aux défauts osseux ;
- Deux mois après la chirurgie, une exposition partielle d'un des trois greffons est observée : dans ce cas, un lambeau de pleine épaisseur est levé et le millimètre superficiel de la partie du greffon exposée est retiré. Puis un prélèvement palatin de tissu conjonctif est réalisé et placé sur le dessus de la greffe osseuse.
- Après six mois, aucune inflammation des tissus mous n'est relevée.
- A deux mois post-greffe, la résorption moyenne du greffon ayant subi une complication est de deux millimètres. Aucune résorption n'est observée pour les deux autres blocs.
- Les résultats de la perte osseuse sont rassemblés dans le tableau à six et douze mois après réhabilitation prothétique supra-implantaire : une perte osseuse de 1,69 mm ± 3,31 mm est observée à six mois.
- Les paramètres cliniques GI (gingival index), PI (plaque index) et SUP (suppuration) sont stables après six et douze mois.

Tableau 2 : Résorption radiologique et paramètres cliniques à 6 et 12 mois après réhabilitation prothétique (Schlee et Rothamel 2013)

		6 mo					12 mo				
Patient and Area	Implant Position	RD	RM	SUP	PI	GI	RD	RM	SUP	PI	GI
P1 right mandible	45	0	0	No	0	0	0	0	No	0	0
	46	1	1.5	No	0	0	1	1.5	No	0	0
	47	0.5	1.5	No	0	0	0.5	1.5	No	0	0
P1 left mandible	35	1.5	0.0	No	0	0	1.5	0.0	No	0	0
	36	1.5	1.5	No	0	0	1.5	1.5	No	0	0
	37	0	1.5	No	0	0	0	1.5	No	0	0
P2 right mandible	45	3	3.0	No	0	0	3	3.0	No	0	0
	46	3.5	3.5	No	1	1	4	4.0	No	1	1
	47	3	3.0	No	0	0	3	3.0	No	0	0

RM : résorption mésiale *Sup : suppuration* *GI : gingival index*

RD : résorption distale *PI : plaque index (indice de plaque)*

Le matériel allogénique utilisé dans l'usinage tridimensionnel en reconstruction osseuse pré-implantaire est reconnu depuis de nombreuses années en chirurgie orale et orthopédique.

La majorité des particules du matériau est complètement absorbée et remplacée par de l'os néoformé entre huit et dix mois dans les augmentations sinusiennes (Noumbissi et al. 2005; Froum et al. 2006). Cet os nouvellement formé a les mêmes qualités morphologiques et densitométriques que l'os résiduel du patient (Gapski et al. 2006). Le reste des particules est éliminée par les cellules phagocytaires issues du processus inflammatoire initial.
Son utilisation est aussi indiquée en parodontie dans le cas de défauts osseux angulaires et les atteintes de furcation.

De plus, lors de l'intervention, la stabilisation et l'adaptation intime entre le bloc et le site receveur est cruciale pour un succès optimal de la greffe osseuse.
L'usinage en amont permet une adaptation directe lors de la mise en place du greffon allogénique au niveau du lit receveur contrairement au bloc standard non usiné ou préparé manuellement qui nécessite un temps chirurgical plus long. En effet, ce dernier doit être placé plusieurs fois sur le défaut osseux puis retiré afin d'adapter sa morphologie et ses contours.
Ce processus engendre un risque plus élevé de contamination du greffon d'une part par la salive en intra-oral et d'autre part par les multiples manipulations du praticien en extra-oral (Jacotti 2006).
Le greffon usiné en préopératoire reste stérile jusqu'à la procédure chirurgicale.

La manipulation et la bonne gestion des tissus mous reste primordiale : le lambeau doit être suturé berges à berges sans tension afin de rester fermé et de maintenir la greffe osseuse en place lors de la période de cicatrisation (von Arx et Buser 2006).

Cependant, des essais contrôlés avec un nombre de patient et un recul plus important doivent être menés pour différencier spécifiquement cette technique avec les augmentations osseuses par blocs allogéniques conventionnels ou par greffe autologue.

En France l'utilisation de la CAO pour l'usinage du greffon allogénique reste limitée et peu de cas sont encore réhabilités prothétiquement (Moret et al. 2016). Le recul est insuffisant pour contrôler les taux de survie implantaire à moyen et long terme.

2.4.2. La tunnelisation ou « technique du lambeau restreint »

Cette méthode décrite par J.Alley en 1971 puis par Kent (Kent et al. 1982) est une autre technique chirurgicale utilisée lors de la mise en place d'un greffon osseux dans le cadre de greffe d'apposition. Elle est aujourd'hui peu utilisée et requiert des compétences chirurgicales élevées.

Elle s'est développée afin de pallier aux inconvénients importants souvent retrouvés sur les zones de sutures dans le cas des lambeaux d'accès classique : en effet, le repositionnement des lambeaux au niveau des sites ayant subi une reconstruction osseuse pré-implantaire est générateur de fortes tensions du fait du volume transversal apporté.

Ce phénomène peut entraîner des complications post-opératoires telles que l'infection et l'exposition du greffon provenant de déhiscences muqueuses.

2.4.2.1. *Technique chirurgicale* (Khoury et al. 2011; Venet et al. 2015)

Tatum H. a été le premier a utilisé cette technique dans le cadre des greffes osseuses pré-implantaires le but étant de préserver au maximum la revascularisation du greffon provenant du périoste et des tissus mous adjacents. En effet, selon Matsumoto (Matsumoto et al. 2002) : « L'efficacité et la vitesse de revascularisation ont une importance capitale sur le succès de la greffe ».

Procédure chirurgicale (Fig. 102) :

Une seule incision verticale de pleine épaisseur est réalisée au niveau mésial du site à greffer (2) puis un décollement muco-périosté (3-4) est effectué à l'aide d'un décolleur ou d'une rugine en direction de la zone de greffe. Cela permet de ménager un espace en forme de tunnel (enveloppe) libre de toutes tensions. Il faut s'assurer que le décolleur progresse distalement en maintenant un contact osseux continu avec le sommet de la crête (5).

L'intégrité de la muqueuse sus-jacente doit être préservée. Puis le greffon est glissé dans l'enveloppe jusqu'à atteindre son point de fixation (6) : l'adaptation intime de l'intrados du greffon sur le lit receveur doit-être vérifiée avant de placer une ou plusieurs vis d'ostéosynthèse permettant son immobilisation complète.

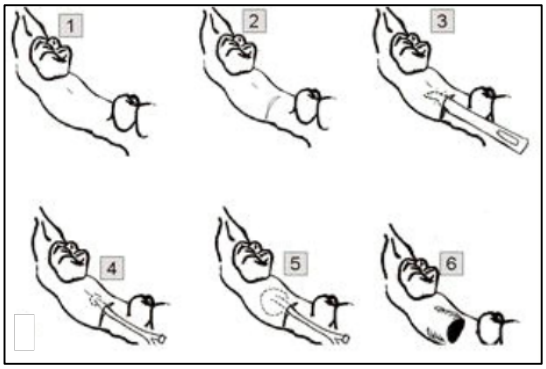


Figure 102 : Incision et décollement dans la technique du « tunnel » (Kfir et al. 2007)

La laxité du lambeau doit être importante pour permettre le placement de la vis d'ostéosynthèse et ne pas léser les tissus mous. Cette étape représente une réelle difficulté par rapport à la technique du lambeau d'accès classique.

Le lambeau peut être ensuite rabattu sans tension tandis que la fermeture hermétique de l'incision est réalisée grâce à des points simples.

Le cas clinique présenté ci-dessous permet d'illustrer la mise en place d'un bloc allogénique usiné manuellement sur modèle stéréolithographique par le praticin et inséré chirurgicalement par procédé de tunnelisation.

2.4.2.2. Cas clinique : Greffe d'apposition allogénique d'un bloc cortico-spongieux (Phoenix®) usiné manuellement sur modèle stéréolithographique et inséré par tunnelisation en regard d'un défaut osseux horizontal modéré au niveau de 21 (Venet et al. 2015) ;

Défaut horizontal modéré

Figure 103 : Vue intra-buccale pré-opératoire

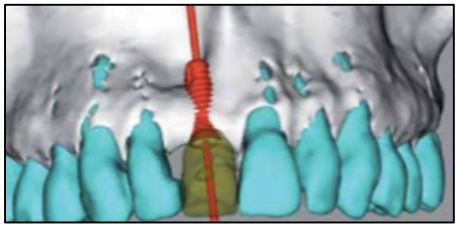


Figure 104 : Reconstruction tridimensionnelle : absence de concordance entre l'axe idéal de l'implant et le projet prothétique

Après réalisation de l'examen tomodensitométrique (ConeBeam) et modélisation 3D de l'arcade maxillaire, les données STL de la zone à greffer sont traitées et envoyées à une imprimante 3D afin de produire un modèle stéréolithographique, réplique exacte de la situation

clinique à aborder. Une fois réceptionné par le praticien, le bloc allogénique cortico-spongieux peut-être usiné manuellement sur le modèle 3D (pièce à main, disque et fraise à os) afin d'être adapté au défaut osseux (Fig.106-107). La préparation du forage du puit d'ostéosynthèse est aussi réalisée à cette étape.

Figure 105 : Imprimante 3D (Kréaform®) et traitement des données au format STL

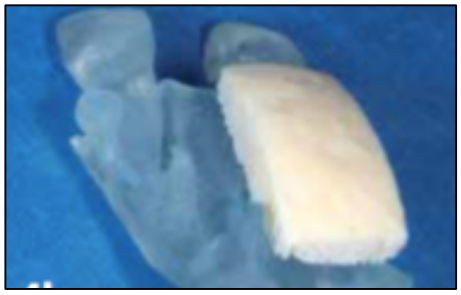


Figure 106 : Modèle stéréolithograhique imprimé et greffon allogénique cortico-spongieux (Phoenix®) non adapté

Figure 107 : Greffon osseux après usinage manuel sur le modèle

Le patient est ensuite anesthésié localement et la procédure chirurgicale peut débuter. Le greffon sera inséré par procédé de tunnelisation (Fig.108 à 111).

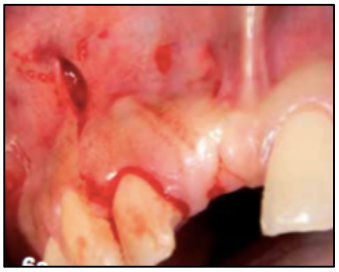


Figure 108 : Incision verticale de pleine épaisseur en mésial du site

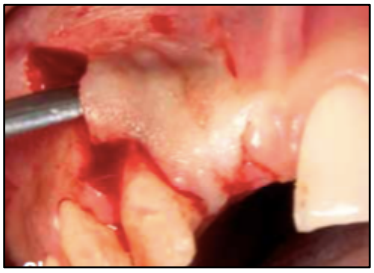


Figure 109 : Décollement muco-périosté progressif en direction du lit receveur

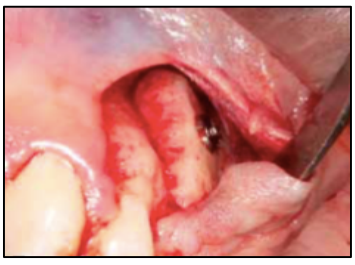


Figure 110 : Le greffon est glissé dans l'enveloppe jusqu'à son point de fixation puis immobilisé grâce à une vis d'ostéosynthèse

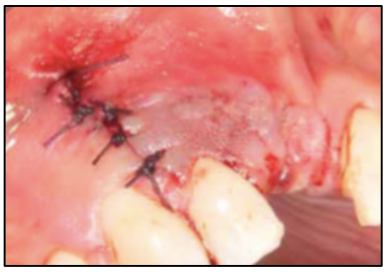


Figure 111 : Lambeau replacé puis suturé hermétiquement sans tension par des points simples

Quatre à six mois de cicatrisation sont nécessaires avant la mise en place implantaire dont la chirurgie est objectivée par un scanner préopératoire (Fig.112).

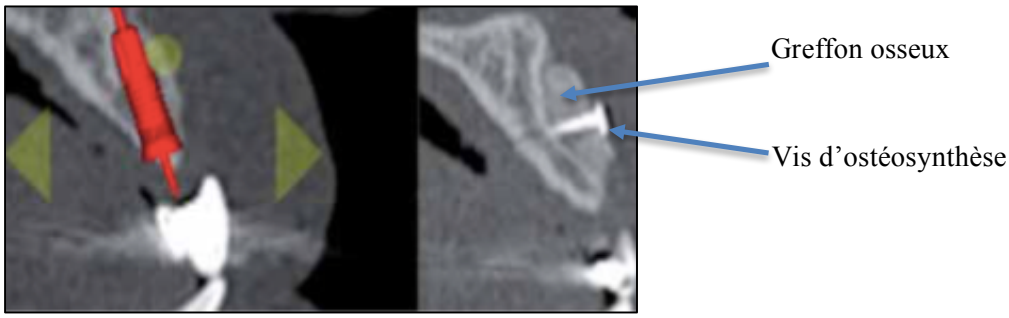


Figure 112 : Scanner pré-implantaire et planification à quatre mois post-greffe

Le gain osseux horizontal est de 2 à 3 mm. L'axe implantaire est désormais en accord avec une réalisation prothétique correcte. La chirurgie implantaire qui s'en suit est réalisée classiquement sous anesthésie locale après dépose de la vis d'ostéosynthèse par voie transgingivale (Fig. 113) Les étapes prothétiques habituelles sont menées après ostéo-intégration de l'implant entre trois et quatre mois post-opératoire.

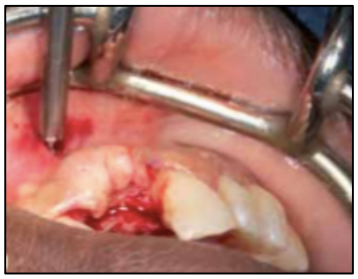


Figure 113 : Réouverture du site et dépose de la vis d'ostéosynthèse

Figure 114 : Chirurgie implantaire

Figure 115 : Prothèse d'usage en place

2.4.2.3. Avantages de la technique

L'incision unique verticale à distance du site à greffer limite la perturbation de la revascularisation du greffon : en effet, la préservation du périoste considérée comme le « cordon ombilical » de l'os (Chanavaz 1995) lors de l'intervention ne réduit pas l'apport vasculaire local, ce dernier étant diminué lors des multiples incisions réalisées dans les lambeaux d'accès classique (Kim et al. 2009).

Cette technique permet une cicatrisation initiale rapide des tissus mous et une absence de bride cicatricielle inesthétique du fait du nombre de sutures réduites et d'absence de tension tissulaire. Les douleurs post-opératoires et l'inconfort pour le patient semblent diminués (Georges et al. 2009).

2.4.2.4. Limites de la technique

Cette chirurgie est en grande partie réalisée à « l'aveugle » de par le manque de visibilité au niveau du site receveur contrairement à la technique du lambeau d'accès classique.
Cependant avec l'avènement du flux numérique, la modélisation tridimensionnelle des maxillaires et la préparation hors site du greffon, sa mise en place pourrait être facilitée. Elle se réfère alors à la sensation « tactile » du praticien, à son habileté et à son expérience chirurgicale.

Par ailleurs, la préparation du lit receveur (décortication, détersion chirurgicale) ainsi que le placement des vis d'ostéosynthèse reste délicate et le risque d'endommager les tissus mous ou le greffon est élevé.
La courbe d'apprentissage est longue et la bonne réalisation de la technique dépend des compétences chirurgicales du praticien.
Cette technique est encore peu connue et ses résultats quant au gain osseux ou à la diminution des complications post-opératoires lors des greffes d'apposition sont insuffisants.
Il serait nécessaire d'effectuer de nouvelles études pour objectiver l'efficacité de la procédure, ses avantages par rapport aux autres techniques ainsi que le gain osseux et le taux de survie implantaire à long terme (Khoury et al. 2011).

2.5. Comparaison des différentes techniques de greffes osseuses

2.5.1. Greffon osseux allogénique tridimensionnelle vs greffe autologue

Aucune étude n'a été menée à ce jour dans la littérature permettant d'évaluer le greffon allogénique « CAD-CAM » et les greffes autologues en terme de survie du greffon, de complications ainsi que le taux de réussite implantaire à long terme.

Cependant, la plupart des greffons usinés utilisés sont des greffons allogéniques.
Histologiquement, dans la littérature, il est rapporté un pourcentage d'os vital nettement inférieur pour les greffes allogéniques que pour les greffes autologues mais l'allogreffe reste une alternative fiable aux prélèvements autogènes (Spin-Neto et al. 2014).

Par ailleurs, la structure anatomique des blocs allogéniques usinés (dépourvus de plus en plus de matière organique) en font des matériaux plus fragiles et plus propices aux infections que l'os autologue : en effet, leur contamination lors de manipulations répétées ou d'exposition post-opératoire entraîne la perte totale du greffon dans 40% des cas (Carinci et al. 2008; Chaushu et al. 2010a).

2.5.2. Greffon osseux allogénique tridimensionnelle vs greffe allogénique classique

La cause principale de l'échec d'une greffe d'apposition classique utilisant des blocs allogéniques semble être l'infection du greffon due à une mauvaise gestion des tissus mous entraînant son exposition. De plus, la procédure d'adaptation au niveau du site receveur et le temps passé hors cavité buccale à cet effet expose le greffon à de nombreuses sources de contamination (Jacotti et al. 2014) :

- Contact prolongé avec les gants du praticien ;
- Les différents fluides oraux (salive, sang, etc…)
- Les instruments rotatifs nécessaires à sa mise en forme (pièce à main, disques et fraises à os).

Cependant, dans la littérature, les résultats des greffes allogéniques classiques sont encourageants et représente une réelle alternative aux prélèvements autogènes.

Rappel des résultats (cf tableau 1) :

- Taux de survie implantaire > 95% dans l'os greffé (similaire à l'os non greffé)
- Moyenne des augmentations osseuses : 2-3 mm en vertical et 5-7 mm en horizontal
- Taux de survie des blocs : 93% à 2 mois.

Afin de diminuer l'incidence des facteurs de contamination ainsi que le temps opératoire, l'avènement de la technologie « CAD-CAM » et de l'impression 3D semble être intéressante et permet de préparer hors site la morphologie du greffon. Cette technique est considérée comme « simplifiée » et plus accessible à des chirurgiens moins expérimentés.

Tableau 3 : Les différentes procédures chirurgicales

Greffe allogénique classique	**Greffe allogénique usinée en 3D**
1. Préparation du site (peropératoire)	1. Adaptation du greffon au défaut osseux (PREopératoire)
2. Adaptation du greffon au défaut osseux (peropératoire)	2. Préparation du site (peropératoire)
3. Immobilisation du greffon sur le site (peropératoire)	3. Immobilisation du greffon sur le site (peropératoire)

Peu de cas de greffons allogéniques CAD-CAM ont été réalisés jusqu'à aujourd'hui mais une étude préliminaire des différents cas traités a été menée par le Dr Jaby.P (D.U de chirurgie implantaire de Lyon). On retrouve les résultats suivants :

- Nombre de greffons : 26
- Taux de survie : 96,2 %
- Taux de succès : 92,8%
- Mesure sur Cone Beam pré-reconstrution osseuse et pré-implantaire :
  - ✓ Gain horizontal moyen (sommet de la crête osseuse) : 3,4 mm
  - ✓ Gain horizontal moyen (au centre du greffon) : 3,7 mm
- Tous les sites greffés ont pu être implantés.

Les résultats entre les deux techniques sont donc similaires cependant des recherches supplémentaires sont à apporter concernant la résorption des greffons à moyen et long terme ainsi que le taux de survie implantaire dans l'os greffé.

La gestion et le traitement des tissus mous lors de l'intervention reste un élément crucial pour le succès de la greffe, peu importe la technique utilisée.

Par ailleurs, une étude contrôlée randomisée est en cours de réalisation par le Dr Jacotti (Jacotti et al. 2014) : elle permet de comparer une réhabilitation pré-implantaire de la zone mandibulaire postérieure, d'une part à l'aide d'un bloc allogénique préformé manuellement au niveau du site receveur pendant la chirurgie et d'autre part à l'aide d'un greffon allogénique usiné mécaniquement selon le procédé CAD-CAM. Les résultats de l'étude ne sont pas encore disponibles.

3. EVALUATION CRITIQUE DE L'ASSOCIATION ALLOGREFFE 3D–GREFFES OSSEUSES

Les greffons osseux spongieux ou cortico-spongieux d'origine allogénique sont les biomatériaux les plus utilisés dans le cadre des greffes pré-implantaires faisant intervenir des greffons sur mesure. Leur préparation hors site en préopératoire permet de réduire le temps chirurgical et l'inconfort du patient. Cependant, l'utilisation de technologiques numériques associée aux allogreffes présente certains inconvénients non-négligeables qui devront être pris en compte dans la mise en place du plan de traitement.

3.1. Dimension des greffons

Les dimensions du greffon osseux sur mesure constituent une limite naturelle de la technique : en effet, ils sont limités par la taille du tissu donneur et notamment des têtes fémorales.
La société BioBank® proposent des greffons allogéniques aux dimensions restreintes :

- 32 x 15 x 9 mm pour des allogreffes spongieuses ;
- 22 x 15 x 9 mm pour des allogreffes cortico-spongieuses.

De ce fait, pour des défauts osseux supérieurs à 25 mm, il est conseillé d'utiliser plusieurs greffons cortico-spongieux ou un greffon spongieux prélevé dans la longueur de la tête fémorale autorisant des limites plus extensives (Moret et al. 2016).

3.2. Adaptation du greffon au défaut osseux

Le but principal de la technique est d'obtenir une adaptation parfaite au niveau du site receveur favorisant une plus grande surface de contact de l'intrados du greffon avec les espaces médullaires sous-jacent à la corticale osseuse et donc sa revascularisation précoce.
De plus, l'objectif est de n'effectuer aucune retouche de la morphologie du bloc afin de diminuer toutes les sources de contamination du greffon osseux.

Cependant la technologie CAD-CAM se base sur un flux numérique débutant à partir de l'examen tomodensitométrique qui peut être source d'erreur pour la modélisation future du défaut osseux ou du greffon lui-même : en effet, la présence de restaurations métalliques à côté de la zone édentée ainsi que les mouvements du patient lors de l'examen sont producteurs d'artéfacts radiologiques pouvant compliquer la phase d'acquisition (Garagiola et al. 2016).

En cas de hiatus entre le greffon et le site receveur, des particules d'os (allogénique, xénogénique ou autologue) peuvent être placées pour combler l'espace (Schlee et Buchâckert 2013).

Une mauvaise adaptation du greffon peut être à l'origine de déhiscences muqueuses suite aux traumatismes des tissus mous, entrainant une exposition puis une infection pouvant conduire à l'échec de l'intervention.

3.3. Complications de l'intervention

Les complications post-opératoires surviennent généralement dans les deux mois suivant l'intervention et sont similaires à celles retrouvées dans les greffes allogéniques traditionnelles. On observe plus de complications lorsque la greffe se situe dans une zone postérieure mandibulaire (Chaushu et al. 2010a; Waasdorp et Reynolds 2010).

3.3.1. Exposition du greffon

L'exposition du greffon osseux peut-être précoce ou tardive. Différentes causes sont à l'origine de ce phénomène.

La nécrose des tissus mous due à des tensions trop fortes lors de la fermeture du lambeau, l'operculisation des vis d'ostéosynthèse (en cas de biotype fin) ou encore la rupture des points de sutures peuvent être à l'origine d'une exposition précoce du bloc greffé.

L'exposition tardive du greffon peut être retrouvée dans les cas où une compression du site chirurgical est provoquée par la restauration provisoire. De plus, une irritation ou un frottement de la prothèse amovible peut aussi entraîner l'exposition tardive du greffon (Seban et Bonnaud 2012).

Exemple : Exposition tardive dans le cas d'un greffon allogénique usiné mécaniquement en trois dimensions (Schlee et Rothamel 2013).

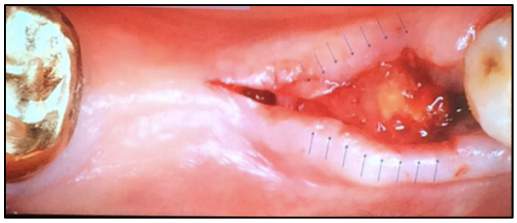


Figure 116 : Exposition du greffon (6 x 10 mm) deux mois après la chirurgie

Un lambeau de pleine épaisseur est levé et le millimètre superficiel du greffon exposé est retiré à l'aide d'un disque diamanté. Puis un greffon de tissu conjonctif (10 x 20 mm) est prélevé au palais et placé sur le dessus de la greffe (Fig.117). Une couverture antibiotique est prescrite (Amoxicilline 2g/j ou Clindamycine 1200 mg/j en cas d'allergie à la Pénicilline) pendant sept jours.

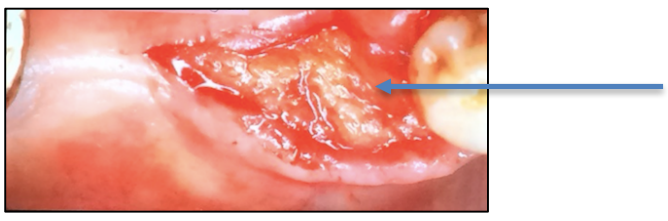


Figure 117 : Greffe de tissu conjonctif prélevée au niveau du palais

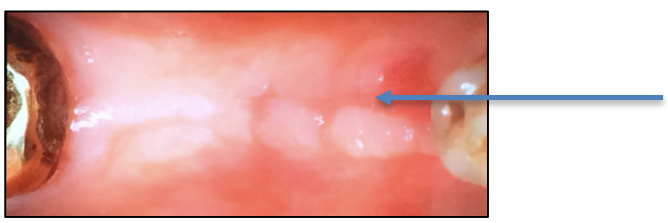


Figure 118 : Cicatrisation du site à six mois post-interventionnel

3.3.2. Infection du greffon

Dans le cas de greffe d'os allogénique, l'infection du greffon suite à son exposition est souvent observée du fait de l'absence de cellularité de la partie corticale ou spongieuse. A contrario, la cellularité de l'os spongieux dans le greffon autologue lui permet une meilleure résistance à l'infection. C'est la complication la plus fréquente retrouvée lors des greffes allogéniques (Chaushu et al. 2010a).
La couverture muqueuse complète du site greffé est donc capitale pour la réussite de l'intervention.

Dans le cas de greffon usiné manuellement sur modèle stéréolithographique, les manipulations et le contact répété avec les gants de l'opérateur sont une source d'infection majeure. De plus, la contamination par le tungstène des fraises utilisées dans la mise en forme du bloc est aussi à prendre en compte.

3.3.3. Fracture du greffon

La fracture d'un greffon allogénique usiné en trois dimensions n'a pas encore été rapportée dans le peu d'étude réalisée sur le sujet.
Cependant elle peut se produire dans le cas où :

- Les vis d'ostéosynthèse sont placées au niveau d'une zone de fragilité du greffon, généralement à la périphérie de ce dernier ;
- Les procédés thermiques et chimiques de traitement des greffons allogéniques amoindrissent les propriétés et la résistance mécanique. Ainsi une fragmentation du greffon peut se produire lors des diverses manipulations effectuées par le praticien ou lors de la fixation de la vis d'ostéosynthèse.

3.4. Résorption des greffons

L'origine membranaire de l'os allogénique ainsi que l'épaisseur relativement importante des corticales des greffons cortico-spongieux en fait un matériau relativement résistant à la résorption.
En 2006, dans le cadre de greffe allogénique corticale et cortico-spongieuse classique Keith et al ont réalisé une étude rétrospective entre 2001 et 2004 sur 73 patients ayant un défaut osseux sévère localisé : il en résulte une résorption à 12 mois nulle dans 69% des cas et une résorption inférieure ou égale à 2 mm dans les 31% restant (Keith et al. 2006).
On ne connait pas la proportion « idéale » du ratio cortico/spongieux dans les greffons allogéniques qui permettrait d'intercepter ces phénomènes de résorption.

En 2013, Schlee et al ont comparé les niveaux osseux en regard des vis d'ostéosynthèse à six et douze mois post-opératoire dans le cas d'un greffon allogénique cortico-spongieux usiné mécaniquement par procédé de soustraction à l'aide de la technologie CAD-CAM. Ils ont constaté un niveau osseux stable sauf au niveau du greffon ayant subi une exposition partielle (cf tableau 2) (Schlee et Rothamel 2013). D'après Schlee, les blocs allogéniques qui ne s'adaptent pas parfaitement au niveau du lit receveur se résorbent plus facilement à l'interface greffon-site receveur.

L'étude de cas de Moret (Moret et al. 2016) rapporte un degré de résorption important lors de la phase de reminéralisation des greffons allogéniques usinés en trois dimensions.

Peu importe la technique de greffe employée, la résorption du greffon osseux est moins importante au niveau du maxillaire postérieur que les autres sites (zone mandibulaire postérieure notamment) (Sbordone et al. 2009).
Ainsi, la diversité des études et le recul clinique reste donc trop faible pour conclure, le nombre de cas de greffes sur mesure étant limité à ce jour. Des études contrôlées avec des échantillons plus larges sont nécessaires afin de comparer la résorption à moyen et long terme des greffons osseux sur mesure avec les autres techniques de greffes osseuses allogène ou autogène conventionnelles.

3.5. Législation des allogreffes osseuses

Les allogreffes osseuses font l'objet d'une législation lourde, très précise, avec un haut niveau de sécurité sanitaire et de codifications techniques. Des conditions optimales doivent être réunies pour le prélèvement, la conservation et la distribution des greffons.

3.5.1. Réglementation

Les greffons allogéniques qui sont d'origine humaine sont soumis à de nombreuses lois et écrits qui régulent leur prélèvement, leur distribution et leur traçabilité.

En France, c'est l'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé (AFSSAPS) qui régule ces normes, substituée depuis mai 2012 par l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament (ANSM), offrant le statut de « tissu » aux allogreffes : leur distribution est assurée par les Etablissements Français du Sang (EFS), certains Centres Hospitaliers Universitaires (CHU) et certains centres privés dont la liste est fournie par l'ANSM et mise à jour tous les cinq ans.

Les normes de sécurité et de qualité pour le don, les conditions de conservation, de stockage et de distribution de ces tissus sont fixées par les directives européennes établies en 2006 (2006/17/CE du 8 février 2006 et 2006/86/CE du 24 octobre 2006).

3.5.2. Sélection des donneurs

Les greffons allogéniques sont prélevés au niveau des hôpitaux ou structures spécialisées sur des donneurs vivants subissant généralement une arthroplastie de la hanche, ou sur donneurs décédés dans les 24h suivant le décès.
Dans les deux cas, un consentement éclairé doit être obtenu auprès du patient ou des parents légaux après avoir délivré les informations sur la procédure de prélèvement et les utilisations potentielles du don.

Une fois le consentement obtenu, le médecin établit une anamnèse approfondie des antécédents médicaux, habitudes de vie et conduites à risques du patient puis procède à une série d'analyses médicales concernant la sérologie du donneur et éliminant la présence des pathologies infectieuses suivantes (*Ministère de l'emploi et de la solidarité, décret n°97-928 du 9 octobre 1997 paru au Journal Officiel de la République Française)*

- Maladie de Creutzfeldt-Jakob ;
- HIV-1 et 2 (virus de l'immunodéficience humaine) ;
- Hépatite B ou C
- Syphilis
- Virus T-lymphotrope humain (HTLV-1).

Toute sérologie positive à l'une de ces pathologies interdit l'utilisation du tissu prélevé.

Si toutes les conditions sont réunies, le greffon est prélevé puis conservé à basse température avant d'être acheminé à la banque de tissu.
Cette dernière réalise à sa réception toute une série de tests et d'analyses afin de détecter l'éventuelle présence infectieuse ou virale au sein du tissu osseux. Si les tests se révèlent négatifs, elle procède aux différents traitements chimiques et thermiques accordant au greffon ses propriétés de substitut allogénique (Tutoplast®, Supercrit®, …).
Dans le cas contraire, le greffon osseux ne peut être utilisé, il doit être détruit ou servir lors d'une utilisation non thérapeutique.

Le tissu est ensuite délivré sur prescription médicale nominative.
Cependant, malgré des précautions encadrées et réglementées, le risque de transmission d'agents pathogènes et/ou viraux ne peut être totalement écarté pour les allogreffes même si ce dernier est évalué à 1 sur 2,8 milliards pour le VIH par exemple (Colombier et al. 2005a).

3.5.3. Traçabilité des allogreffes

Chaque greffon est accompagné d'un certificat individuel (conservé dans le dossier médical) qui doit être signé et complété par le médecin qui effectue la greffe. Il regroupe les informations suivantes :

- Catégorie, date et lieu du prélèvement ;
- Nom du praticien ;
- Date et méthode de stérilisation ;
- Date de péremption et d'implantation, nom du praticien responsable de la pose d'implants ;
- Résultats du test sérologique et les coordonnées de la banque de tissu responsable de la préparation et de l'importation du greffon.

Le code de la Santé Publique (R 1243-19) précise que tout tissu autorisé doit être accompagné de documents permettant d'assurer une traçabilité, du prélèvement à l'implantation du tissu.

La traçabilité des allogreffes osseuses reste donc très lourde pour des questions légales de suivi du greffon, une multitude de documents étant à remplir à chaque étape de la vie du greffon selon les normes et des décrets en vigueur.
De plus selon l'EFS, les allogreffes humaines sont une contre-indication au don du sang.

3.5.4. Informations délivrées au patient en vue d'une allogreffe osseuse

Préalablement à toutes allogreffes osseuses en vue de réhabilitation pré-implantaire, un consentement éclairé du patient doit être obtenu. Ce dernier doit être informé de l'origine des greffons utilisés, des avantages et inconvénients de la procédure chirurgicale et des complications éventuelles de l'intervention. De plus, le patient doit être informé qu'à l'avenir il ne pourra pas faire de don du sang.
Pour chaque greffon prélevé un certificat individuel est fourni, signé par le praticien qui réalise la greffe et conservé dans le dossier médical.

3.6. Aspect financier

Au vu de son origine, des intervenants (chirurgien préleveur), de sa distribution et de sa chaîne de traitement une allogreffe osseuse conventionnelle est nécessairement plus chère qu'une autogreffe : en effet, selon Dahlin (Dahlin et Johansson 2011) le coût total d'une allogreffe osseuse est environ 22,5% plus élevé qu'une greffe autologue traditionnelle.

Autrement, selon BioBank® la création d'un greffon osseux allogénique modélisé puis usiné mécaniquement entraîne un surcoût de 460 euros par rapport à une allogreffe conventionnelle (Moret et al. 2016).

Cela peut être expliqué par l'utilisation de nombreux logiciels informatique qui demandent un temps de travail et de réalisation important pour la banque de tissu concernée :

- Pour l'analyse des fichiers DICOM et la reconstruction tridimensionnelle des coupes scanner. Exemples : Mimics®, Amira®, OneScan 3D®, Osirix®… ;
- Puis les reconstructions obtenues sont exportées au format STL dans un logiciel d'infographie, de modélisation et de conception tridimensionnelle pour la réalisation du greffon virtuel. Exemples : OneScan 3D®, Geomafic Freeform®… ;
- Une fois le modèle achevé et validé par le praticien, un autre fichier STL est envoyé à la fraiseuse CNC pour être usiné.

Par ailleurs, l'impression de modèle stérélithographique occasionne un coût supplémentaire d'une centaine d'euros, les imprimantes 3D utilisées ayant un coût de quelques milliers d'euros.

L'illustration suivante (Fig.119) permet de récapituler l'ensemble des dépenses occasionnées par la commande d'un greffon osseux sur mesure.

BIOBank

PRESCRIPTION MEDICALE NOMINATIVE
GREFFON OSSEUX SUR MESURE

TISSU D'ORIGINE HUMAINE POUR GREFFE OSSEUSE

Document à adresser à BIOBank par courrier ou télécopie, aucune commande ne sera prise par téléphone
Les produits livrés et prestations réalisées seront facturés

Date de l'intervention : ..... /..... / ..... **(Prévoir un délai de 8 semaines)**

Facturation : ☐ Cabinet ☐ Patient (règlement à la commande) Jour de livraison à éviter : .....

Coordonnées du cabinet
Nom : .....
Adresse : .....
Code Postal : .....
Ville : .....
Mail (obligatoire) : .....

Patient
Nom : .....
Prénom : .....
Date de naissance : ..... / ..... / .....
Sexe : ☐ M ☐ F

Greffon osseux conçu et usiné sur mesure	**Prix TTC**	**Quantité**	**Montant TTC**
Modélisation-Conception 3D (à partir des images DICOM) - obligatoire	200 €	1	200 €
Greffon cortico-spongieux sur mesure (max 22x15x9 mm)	700 €		
Greffon spongieux sur mesure (max 32x15x9 mm)	500 €		
Options facultatives			
Fourniture du greffon en résine stérile	70 €		
Fourniture du modèle osseux en résine stérile	100 €		
Poudre d'os cortico-spongieux granulométrie 0.5 mm			
Poudre d'os cortico-spongieux 0.5 mm - flacon 0.5 cc	90 €		
Poudre d'os cortico-spongieux 0.5 mm - flacon 1 cc	160 €		
Membrane résorbable			
BoneGuard® Membrane résorbable 20x30 mm	126€		
		Total TTC	

Localisation du site de greffe : ☐ Maxillaire ☐ Mandibule Secteur : .....

Important : Après modélisation 3D de la zone d'intérêt, une planche comportant plusieurs vues du modèle osseux du patient vous sera adressée par mail pour vous permettre de préciser les contours du(es) greffon(s) souhaité(s). Le projet final du(es) greffon(s) sur mesure vous sera adressé ensuite par mail pour validation avant usinage.

BIOBank
ZA Lavoisier - 4 rue Lebon
77220 Presles en Brie - France
Tél. : 01 64 42 59 65
Fax : 01 64 42 59 60
commercial@biobank.fr
www.biobank.fr

Chirurgien prescripteur : .....
N° ADELI : .....
Signature :

REME-ENR-19 / Version 5
Septembre 2015

Figure 119 : Dépenses liées à la fabrication d'un greffon osseux sur mesure d'origine allogénique (BIOBank 2015)

CONCLUSION

Les greffes osseuses pré-implantaires sont aujourd'hui indispensables si le volume osseux est insuffisant pour la chirurgie implantaire mais aussi pour la réalisation d'un projet prothétique en accord avec des axes dentaires adéquats.
Ces techniques font appel à divers biomatériaux : les greffons allogéniques sont de plus en plus utilisés afin d'éviter les inconvénients liés aux greffons autologues permettant d'améliorer le confort du patient et d'avoir de l'os en quantité illimitée.

Par ailleurs, l'apport de technologies numériques en chirurgie pré-implantaire simplifie les protocoles opératoires : en effet, à partir de l'examen tomodensitométrique, il est désormais possible de modéliser en trois dimensions les maxillaires du patient et de fabriquer un greffon « sur mesure ». Puis après validation par le praticien, la pièce osseuse peut-être usinée manuellement sur modèle stéréolithographique par le chirurgien lui-même ou mécaniquement en utilisant des techniques soustractives issues de la CFAO. Cela permet de préparer hors-site les greffons osseux « sur mesure » augmentant la précision de l'adaptation, et donc la surface de contact entre le greffon et le site receveur favorable à une revascularisation et à une cicatrisation plus complète. De plus, les temps opératoires et l'inconfort du patient sont réduits.
Des techniques mini-invasives de mise en place chirurgicale de ces greffons « personnalisés » peuvent être utilisées : grâce à son incision verticale unique et à la levée d'un lambeau restreint, la technique du « tunnel » permettrait de préserver une meilleure vascularisation du greffon et d'éviter son exposition par une fermeture hermétique du site et des sutures sans tension.
D'autre part, la parfaite coaptation des berges du lambeau d'accès et la gestion des tissus mous adjacents reste primordiale pour un succès optimal de l'intervention, peu importe la technique chirurgicale employée.
L'association du flux numérique aux allogreffes osseuses est actuellement peu documentée, les échantillons utilisés ainsi que le recul clinique restent faibles. Des études cliniques contrôlées et randomisées avec des échantillons plus larges et un recul plus important seraient nécessaires afin de pouvoir évaluer la résorption des greffons à moyen et long terme, le taux de survie implantaire au sein de l'os greffé et de comparer les greffes osseuses autogènes et allogéniques conventionnelles aux régénérations osseuses « personnalisées ». De plus, la législation et la traçabilité des allogreffes osseuses demeurent lourdes et contraignantes mais restent indispensables à leur juste utilisation et à la sécurité de nos patients.

BIBLIOGRAPHIE

Abdelkarim A, Noujeim M, Sarkis T, Lee R, Mah P, Nummikoski P. Effect of movement on high-resolution cone-beam computed tomography images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(2):48.

Antoun H. Les greffes de sinus en implantologie. Rueil-Malmaison: Éd. CdP; 2011.

Antoun H, Sitbon JM, Martinez H, Missika P. A prospective randomized study comparing two techniques of bone augmentation: onlay graft alone or associated with a membrane. Clin Oral Implants Res. 2001;12(6):632‑9.

von Arx T, Buser D. Horizontal ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients. Clin Oral Implants Res. 2006;17(4):359‑66.

Bellaiche N, Méningaud J-P. Guide pratique du cone beam en imagerie dento-maxillaire. Malakoff: Éditions CdP; 2016.

BIOBank. Innovation BIObank : le greffon osseux sur mesure [Internet]. 2015 [cité 9 juill 2016]. Disponible sur: http://www.biobank.fr/fr/pdf/Presentation-greffon-sur-mesure.pdf

Boris G, Sammut A, Charbit Y, Mahler P, Surmenian J. Les allogreffes en bloc en chirurgie osseuse pré-implantaire : revue de la littérature et série de cas cliniques. 2014;(62):4‑13.

Buser D, Dula K, Hirt HP, Schenk RK. Lateral ridge augmentation using autografts and barrier membranes: a clinical study with 40 partially edentulous patients. J Oral Maxillofac Surg. 1996;54(4):420‑33.

Carinci F, Brunelli G, Franco M, Viscioni A, Rigo L, Guidi R, et al. A Retrospective Study on 287 Implants Installed in Resorbed Maxillae Grafted with Fresh Frozen Allogenous Bone: Implant Installed in Grafted Maxillae. Clin Implant Dent Relat Res. 2008;12(2):91‑8.

Carrel J-P, Wiskott A, Moussa M, Rieder P, Scherrer S, Durual S. A 3D printed TCP/HA structure as a new osteoconductive scaffold for vertical bone augmentation. Clin Oral Implants Res. 2016;27(1):55‑62.

Chai F, Raoul G, Wiss A, Ferri J, Hildebrand HF. Bone substitutes: Classification and concerns. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 2011;112(4):212‑21.

Chanavaz M. Anatomy and histophysiology of the periosteum: quantification of the periosteal blood supply to the adjacent bone with 85Sr and gamma spectrometry. J Oral Implantol. 1995;21(3):214‑9.

Chang BS, Lee CK, Hong KS, Youn HJ, Ryu HS, Chung SS, et al. Osteoconduction at porous hydroxyapatite with various pore configurations. Biomaterials. 2000;21(12):1291‑8.

Chaushu G, Mardinger O, Peleg M, Ghelfan O, Nissan J. Analysis of complications following augmentation with cancellous block allografts. J Periodontol. 2010a;81(12):1759‑64.

Chaushu G, Vered M, Mardinger O, Nissan J. Histomorphometric analysis after maxillary sinus floor augmentation using cancellous bone-block allograft. J Periodontol. 2010b;81(8):1147‑52.

Chiarello E, Cadossi M, Tedesco G, Capra P, Calamelli C, Shehu A, et al. Autograft, allograft and bone substitutes in reconstructive orthopedic surgery. Aging Clin Exp Res. 2013;25(S1):101‑3.

Colombier M-L, Lesclous P, Tulasne J-F. Bone graft healing. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 2005a;106(3):157‑65.

Colombier M-L, Lesclous P, Tulasne J-F. La cicatrisation des greffes osseuses. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 2005b;106(3):157‑65.

Cornu O, Banse X, Docquier PL, Luyckx S, Delloye C. Effect of freeze-drying and gamma irradiation on the mechanical properties of human cancellous bone. J Orthop Res. 2000;18(3):426‑31.

Dahlin C, Johansson A. Iliac crest autogenous bone graft versus alloplastic graft and guided bone regeneration in the reconstruction of atrophic maxillae: a 5-year retrospective study on cost-effectiveness and clinical outcome. Clin Implant Dent Relat Res. 2011;13(4):305‑10.

Davaparnah M, Szmukler S, Khoury P, Jakubowicz B. Manuel d'implantologie Clinique, concepts, protocoles et innovations récentes. CdP. 2008. (JPIO).

Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. Int J Periodontics Restorative Dent. 2004;24(6):565‑77.

Dias RR, Sehn FP, de Santana Santos T, Silva ER, Chaushu G, Xavier SP. Corticocancellous fresh-frozen allograft bone blocks for augmenting atrophied posterior mandibles in humans. Clin Oral Implants Res. 2016;27(1):39‑46.

Dumitrescu AL. Bone Grafts and Bone Graft Substitutes in Periodontal Therapy. In: Chemicals in Surgical Periodontal Therapy [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011 [cité 13 juin 2016]. p. 73‑144. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-18225-9_2

Durual S. Impression 3D et régénération osseuse, un mariage plein d'avenir. Biologie et Biomatériaux. 2016;1(2):56‑9.

Fages J, Marty A, Delga C, Condoret JS, Combes D, Frayssinet P. Use of supercritical CO2 for bone delipidation. Biomaterials. 1994;15(9):650‑6.

Froum SJ, Wallace SS, Elian N, Cho SC, Tarnow DP. Comparison of mineralized cancellous bone allograft (Puros) and anorganic bovine bone matrix (Bio-Oss) for sinus augmentation: histomorphometry at 26 to 32 weeks after grafting. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006;26(6):543‑51.

Gapski R, Neiva R, Oh T-J, Wang H-L. Histologic analyses of human mineralized bone grafting material in sinus elevation procedures: a case series. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006;26(1):59‑69.

Garagiola U, Grigolato R, Soldo R, Bacchini M, Bassi G, Roncucci R, et al. Computer-aided design/computer-aided manufacturing of hydroxyapatite scaffolds for bone reconstruction in jawbone atrophy: a systematic review and case report. Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery [Internet]. 2016 [cité 10 juin 2016];38(1). Disponible sur: http://www.jkamprs.com/content/38/1/2

Garg AK. Bone biology, harvesting, grafting for dental implants: rationale and clinical applications. Chicago: Quintessence Publ; 2004.

Georges P, Nisand D, Etienne D, Mora F. Efficacy of the supraperiosteal envelope technique: a preliminary comparative clinical study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2009;29(2):201‑11.

Gross JS. Bone grafting materials for dental applications: a practical guide. Compend Contin Educ Dent. 1997;18(10):1013‑8, 1020‑2, 1024.

Harris D. Advanced surgical procedures: bone augmentation. Dent Update. 1997;24(8):332‑7.

Holtzclaw D, Toscano N, Eisenlohr L, Callan D. The safety of bone allografts used in dentistry: a review. J Am Dent Assoc. 2008;139(9):1192‑9.

Holzmann P, Niculescu-Morzsa E, Zwickl H, Halbwirth F, Pichler M, Matzner M, et al. Investigation of bone allografts representing different steps of the bone bank procedure using the CAM-model. ALTEX. 2010;27(2):97‑103.

Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E. Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. Dentomaxillofac Radiol. 2009;38(4):187‑95.

Jabbour M, Tourbah B. Le bloc osseux allogénique Puros : propriété et technique d'utilisation. Implant. 2011;14(48):28‑34.

Jacotti M. Simplified onlay grafting with a 3-dimensional block technique: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(4):635‑9.

Jacotti M, Barausse C, Felice P. Posterior Atrophic Mandible Rehabilitation With Onlay Allograft Created With CAD-CAM Procedure: A Case Report. Implant Dentistry. 2014;23(1):22‑8.

Jensen SS, Broggini N, Hjørting-Hansen E, Schenk R, Buser D. Bone healing and graft resorption of autograft, anorganic bovine bone and beta-tricalcium phosphate. A histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs. Clin Oral Implants Res. 2006;17(3):237‑43.

Jensen SS, Yeo A, Dard M, Hunziker E, Schenk R, Buser D. Evaluation of a novel biphasic calcium phosphate in standardized bone defects: a histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs. Clin Oral Implants Res. 2007;18(6):752‑60.

Keith JD. Localized ridge augmentation with a block allograft followed by secondary implant placement: a case report. Int J Periodontics Restorative Dent. 2004;24(1):11‑7.

Keith JD, Petrungaro P, Leonetti JA, Elwell CW, Zeren KJ, Caputo C, et al. Clinical and histologic evaluation of a mineralized block allograft: results from the developmental period (2001-2004). Int J Periodontics Restorative Dent. 2006;26(4):321‑7.

Kent J, Quinn J, Zide M, Finger I, Jarcho M, Rothstein S. Correction of alveolar ridge deficencies with nonresorbable hydroxyapatite. The journal of the American Dental Association. Elsevier. 1982;993‑1001.

Kfir E, Kfir V, Eliav E, Kaluski E. Minimally invasive guided bone regeneration. J Oral Implantol. 2007;33(4):205‑10.

Khoury E, Faby N, Khoury G. L'abord par tunnellisation dans les augmentations osseuses. Le Fil Dentaire. 2011;(64):30‑6.

Khoury F, Keller P, Tarnow DP. Greffe osseuse en implantologie. Paris; Berlin; Chicago ... [et al: Quintessence international; 2010.

Khoury G. Les matériaux allogéniques de substitution osseuse. Implantologie. Juillet 2008;11‑5.

Kim J-I, Choi B-H, Li J, Xuan F, Jeong S-M. Blood vessels of the peri-implant mucosa: a comparison between flap and flapless procedures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009;107(4):508‑12.

Knabe C, Koch C, Rack A, Stiller M. Effect of beta-tricalcium phosphate particles with varying porosity on osteogenesis after sinus floor augmentation in humans. Biomaterials. 2008;29(14):2249‑58.

Laviv A, Jensen OT, Tarazi E, Casap N. Alveolar sandwich osteotomy in resorbed alveolar ridge for dental implants: a 4-year prospective study. J Oral Maxillofac Surg. 2014;72(2):292‑303.

Le Huec JC, Schaeverbeke T, Clement D, Faber J, Le Rebeller A. Influence of porosity on the mechanical resistance of hydroxyapatite ceramics under compressive stress. Biomaterials. 1995;16(2):113‑8.

Lomas R, Chandrasekar A, Board TN. Bone allograft in the U.K.: perceptions and realities. Hip Int. 2013;23(5):427‑33.

Maiorana C, Beretta M, Salina S, Santoro F. Reduction of autogenous bone graft resorption by means of bio-oss coverage: a prospective study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2005;25(1):19‑25.

Matsumoto MA, Filho HN, Francischone arlos E, Consolaro A. Microscopic analysis of reconstructed maxillary alveolar ridges using autogenous bone grafts from the chin and iliac crest. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(4):507‑16.

McAllister BS, Haghighat K. Bone augmentation techniques. J Periodontol. 2007;78(3):377‑96.

Misch CE, Dietsh F. Bone-grafting materials in implant dentistry. Implant Dent. 1993;2(3):158‑67.

Mitton D, Rappeneau J, Bardonnet R. Effect of a supercritical CO2 based treatment on mechanical properties of human cancellous bone. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2005;15(4):264‑9.

Moret M, Canonica M, Henriot E, Piral T, Princ G. Greffons osseux d'apposition allogéniques BioBank « modélisés » 3D. Information Dentaire. 2016;(5):2‑8.

Moussa M, Carrel J-P, Scherrer S, Cattani-Lorente M, Wiskott A, Durual S. Medium-Term Function of a 3D Printed TCP/HA Structure as a New Osteoconductive Scaffold for Vertical Bone Augmentation: A Simulation by BMP-2 Activation. Materials. 2015;8(5):2174‑90.

Nissan J, Ghelfan O, Mardinger O, Calderon S, Chaushu G. Efficacy of cancellous block allograft augmentation prior to implant placement in the posterior atrophic mandible. Clin Implant Dent Relat Res. 2011;13(4):279‑85.

Nissan J, Marilena V, Gross O, Mardinger O, Chaushu G. Histomorphometric analysis following augmentation of the anterior atrophic maxilla with cancellous bone block allograft. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(1):84‑9.

Noumbissi SS, Lozada JL, Boyne PJ, Rohrer MD, Clem D, Kim JS, et al. Clinical, histologic, and histomorphometric evaluation of mineralized solvent-dehydrated bone allograf (Puros) in human maxillary sinus grafts. J Oral Implantol. 2005;31(4):171‑9.

Oonishi H, Kushitani S, Yasukawa E, Iwaki H, Hench LL, Wilson J, et al. Particulate bioglass compared with hydroxyapatite as a bone graft substitute. Clin Orthop Relat Res. 1997;(334):316‑25.

Pereira E, Messias A, Dias R, Judas F, Salvoni A, Guerra F. Horizontal Resorption of Fresh-Frozen Corticocancellous Bone Blocks in the Reconstruction of the Atrophic Maxilla at 5 Months. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17 Suppl 2:444‑58.

Petrungaro PS, Amar S. Localized ridge augmentation with allogenic block grafts prior to implant placement: case reports and histologic evaluations. Implant Dent. 2005;14(2):139‑48.

Princ G, Piral T, Benhamou A. Chirurgie osseuse préimplantaire. Rueil-Malmaison (Hauts-de-Seine): CdP; 2008.

Sbordone L, Toti P, Menchini-Fabris GB, Sbordone C, Piombino P, Guidetti F. Volume changes of autogenous bone grafts after alveolar ridge augmentation of atrophic maxillae and mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009;38(10):1059‑65.

Schlee M, Buchâckert Y. Augmentation with customized milled bone graft. Digital dental news. 2013;8.

Schlee M, Rothamel D. Ridge Augmentation Using Customized Allogenic Bone Blocks: Proof of Concept and Histological Findings. Implant Dentistry. 2013;22(3):212‑8.

Seban A. Greffes osseuses et implants [Internet]. Issy-les-Moulineaux [France: Elsevier Masson; 2008 [cité 28 févr 2017]. Disponible sur: http://site.ebrary.com/lib/uqat/Doc?id=10540281

Seban A, Bonnaud P. Pratique clinique des greffes osseuses et implants modalités thérapeutiques et prise en charge des complications [Internet]. Issy-les-Moulineaux [France: Elsevier Masson; 2012 [cité 28 févr 2017]. Disponible sur: http://site.ebrary.com/lib/uqat/Doc?id=10551195

Senechaut C-H. Greffon osseux allogénique « sur mesure » et comblement de sinus [Internet]. 2016. Disponible sur: https://www.idweblogs.com/implantologie-numerique/2016/05/24/greffon-osseux-allogenique-mesure-comblement-de-sinus-1/

Spin-Neto R, Stavropoulos A, Coletti FL, Faeda RS, Pereira LAVD, Marcantonio E. Graft incorporation and implant osseointegration following the use of autologous and fresh-frozen allogeneic block bone grafts for lateral ridge augmentation. Clin Oral Implants Res. 2014;25(2):226‑33.

Thomas T, Martin A, Lafage-Proust M-H. Physiologie du tissu osseux. EMC - Appareil locomoteur. 2008;3(1):1‑16.

Venet L, Perriat M, Jaby P, Fortin T. Intérêt de l'imagerie pour les greffes d'apposition allogéniques par tunnelisation. Information Dentaire. 2015;(14):18‑24.

Waasdorp J, Reynolds MA. Allogeneic bone onlay grafts for alveolar ridge augmentation: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(3):525‑31.

Zitzmann NU, Naef R, Schärer P. Resorbable versus nonresorbable membranes in combination with Bio-Oss for guided bone regeneration. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(6):844‑52.

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

GABBAY Déborah. Conception et fabrication tridimensionnelle dans les greffes osseuses pré-implantaires : vers une régénération osseuse personnalisée. 2017. 92 p. : ill., tabl. Réf. Biblio. : 87 – 91.

Sous la direction du Dr Hervé Tarragano et du Dr Lena Messica

Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2017

RESUME en français :

De nos jours, l'implantologie fait partie intégrante de l'arsenal thérapeutique proposé à nos patients. Cependant, le respect des éléments anatomiques ainsi qu'un environnement osseux insuffisant peut compromettre la faisabilité du traitement implantaire.
Afin de pallier ces difficultés, les chirurgiens-dentistes ont recours à différentes techniques de greffes osseuses pré-implantaires faisant intervenir différents greffons.
Par ailleurs, l'utilisation des technologies numériques en dentisterie connaît un essor important depuis une dizaine d'années, notamment avec l'avènement de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) qui est en passe de devenir un outil indispensable de la dentisterie « sur mesure ».
Il serait intéressant d'apporter une réponse quant à la place du numérique et de la conception en trois dimensions dans les greffes osseuses pré-implantaires.
En effet, l'association du numérique à ces greffes osseuses permet la création de véritables greffons individuels adaptés aux défauts osseux qui seront usinés après transmission des données de l'imagerie 3D.
Ces derniers peuvent être usinés directement par procédé de soustraction ou modelés sur le modèle stéréolithographique du patient (maxillaire ou mandibulaire). Cette association pourrait induire a posteriori la réalisation de chirurgies moins invasives avec les avantages postopératoires qui en découlent. Cependant, le volume plus ou moins important des défauts osseux peut limiter l'utilisation de ces greffons 3D. Qu'en est-il de leur résorption et de leur pérennité au niveau du site greffé ?
Ce travail a pour but d'apporter aux chirurgiens-dentistes une information supplémentaire sur l'évolution des options de traitement à leur disposition afin d'optimiser au maximum la prise en charge de leurs patients.

TITRE en anglais : Three-dimensional design and fabrication in pre-implant bone graft : towards a customized bone regeneration.

DISCIPLINE : Chirurgie buccale

MOTS-CLES Français : Greffes osseuses, réhabilitation pré-implantaire, régénération personnalisée, technique tridimensionnelle.

MOTS-CLES Anglais : Bone graft, pre-implant rehabilitation, customized regeneration, three-dimensional technique.