



HAL
open science

Les matériaux alloplastiques : propriétés, indications d'utilisation, efficacité

Célia de Gaetano Nerino de Visconti

► **To cite this version:**

Célia de Gaetano Nerino de Visconti. Les matériaux alloplastiques : propriétés, indications d'utilisation, efficacité. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02130279

HAL Id: dumas-02130279

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02130279>

Submitted on 15 May 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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 023

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 25 mars 2019

Par

Célia de GAETANO NERINO de VISCONTI

Les matériaux alloplastiques : propriétés, indications d'utilisation, efficacité

Dirigée par M. le Docteur Adel Hamdani

JURY

M. le Professeur Louis Maman

Président

Mme le Docteur Francesca Mangione

Assesseur

M. le Docteur François Ferré

Assesseur

M. le Docteur Adel Hamdani

Assesseur

M. le Docteur Farid Ghoul

Invité



Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES		M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIEAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Mise à jour le 04 septembre 2018

Remerciements

À M. le Professeur Louis Maman

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire de Paris Descartes

Qui me fait l'honneur de présider ce jury de thèse d'exercice. Je tiens à vous remercier pour votre disponibilité et votre enseignement à l'Hôpital. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mon profond respect et de mes sincères remerciements.

À M. le Docteur François Ferré

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur de siéger dans ce jury. Merci de m'avoir encadrée durant ma formation à l'Hôpital, particulièrement la dernière année : vous avoir comme enseignant a été un plaisir. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma plus grande gratitude et de mon profond respect.

À Mme le Docteur Francesca Mangione

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifiée en Chirurgie orale

Docteur de l'Université de Rome « La Sapienza »

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury. Je vous remercie pour votre disponibilité et votre gentillesse. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma sincère reconnaissance.

À M. le Docteur Adel Hamdani

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Qui me fait l'honneur d'accepter de diriger ce travail. Je vous remercie de m'avoir proposé ce travail, vous m'avez aidée à réaliser mes objectifs universitaires et professionnels avec gentillesse et bienveillance. Veuillez trouver ici le témoignage de ma plus grande gratitude et de mon respect.

À M. le Docteur Farid Ghoul

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Je vous suis reconnaissante d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury. Depuis ces quatre dernières années vous m'avez toujours aidée dans ma vie universitaire et professionnelle. Merci pour votre amitié et votre gentillesse. Veuillez trouver ici le témoignage de ma profonde reconnaissance et de mon respect.

A mes parents, qui me supporte et me soutienne tous les jours depuis 25 ans. Cette force c'est vous qui me l'avez transmise et je n'aurai pu espérer meilleurs parents et meilleur foyer. Je vous aime.

A mon frère, je suis très fière de toi et j'espère que tu continueras à avoir une opinion sur tout et tout le temps parce que c'est pour ça et tant d'autres choses qu'on t'aime.

A Mily, tu es la personne la plus intelligente que je connaisse, je t'admire pour la force et l'indépendance que tu dégages, je suis fière d'être ta petite fille.

A Mamie, jamais très loin et toujours bienveillante.

A Pily, à qui je dédie cette thèse, merci de m'avoir transmis cette passion pour la médecine, tu me manques.

A Blanche, que j'admire : tu es la personne la plus forte que je connaisse et je suis fière d'être ton amie. 4 ans d'amitié et ça ne fais que commencer.

A Melissa ma binôme d'amour, ton soutien sans faille durant ces années de clinique m'a aidé à tout surmonter, merci de m'avoir supporté dans le stress comme dans les délires.

A Marie Alix, ma compagne de voyage, ma Fat depuis 9 ans, avec toi j'ai partagé les meilleurs moments de ma vie comme mes pires galères ! Mais ce sont mes meilleurs souvenirs, j'ai hâte qu'on s'en crée de nouveaux à l'autre bout du monde.

A Lora, ma plus vieille amie : 14 ans d'amitié, on a tout vécu ensemble et on s'est soutenues à chaque étape de notre vie. Merci d'avoir été là et d'être encore là.

A Alexandra K, la personne la plus sincère et la plus spontanée que je connaisse, j'ai hâte de faire enfin ce voyage avec toi.

A Alexandra L, ma binôme de BSG : je suis très heureuse et fière que tu aies réussi ce maudit concours, tu mérites tout le bonheur du monde.

Aux amis de longue date Gabriel, Frédéric, Evangelos : nos sorties au collège font parties de mes plus beaux moments. A Yohan et nos soirées Koh Lanta, j'ai hâte de t'y voir. A Marine, mon binôme en terminale et en P1, passer ces années sans toi aurait été beaucoup plus compliqué.

Aux marabouts Fred, Jerry, Émilie, Paul, Lise, Kevin, merci pour ces heures de rigolades et ces délires que personne ne comprenait à part nous (venez on prend un poulet au WEI !!). Vous êtes aussi fous que moi, je vous aime.

A la série A Shahir, Fabrice, Charles Henri, Alexander, Ishaï, Sarah, Elissa, Farah : merci d'avoir rendu les vendredis avec 8h de TP de PA presque agréable, j'ai aimé chaque moment avec vous, je n'aurai changé de série pour rien au monde. A Rebecca, ma copine de kinder. A Jordan et Lauren, j'adore notre trio de conneries.

Aux Ivryens Matthieu G, Diane, Clémence, Mathieu L, Joséphine, Boyou, Toki, Gaël, David,

Mébarka, Armen, Célia M., Guillaume, Michel, Ouriel, Johana, Stéphane : Je suis heureuse d'avoir choisi Ivry et d'avoir eu notre groupe de promo durant ces 3 années de clinique. J'ai toujours pu compter sur tout le monde, on s'est soutenu malgré tous les événements et on s'est toujours dit que si c'était à refaire on choisirait 1000x Ivry pour être tous ensemble. Je pense que ça résume bien notre groupe.

À tous ces moments mis en vrac et qui ont fait de mes études les meilleurs moments de ma vie : mes cours de DJ avec Fred, mes soirées Yolo avec Kevin, la fast life avec Jerry, mes soirées filles avec Émilie et Lise, mes sorties resto avec Alexandra L, mes soirées micro-ondes avec Diane, le mariage de Ouriel et Johana, Tel aviv avec Boyou Matthieu et king David, Les déjeuners marseillais avec Melissa Farah Jordan Lauren et Blanche, mes heures sur whatsapp avec Rebecca, les soirées cité U avec Alexander Charles-Henri Ishaï Elissa, mes galères de labo avec Stéphane, mon samedi au cab avec Sophie, les kebabs avec Shahir, Biarritz, Florence, les Zougoulou hey hey hey et bien d'autres.

À Émile : merci de supporter mes doutes, mes peurs, mes insomnies, de me soutenir à chaque seconde et d'avoir confiance en moi. J'avance et je grandis grâce à toi, je t'aime et j'ai hâte de passer ces prochaines années à tes côtés.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : GENERALITES	6
1.1. LES DIFFERENTS TYPES DE SUBSTITUTS OSSEUX	6
1.1.1. <i>Produits d'origine biologique</i>	7
1.1.2. <i>Produits synthétiques</i>	9
1.1.3. <i>Les matériaux composites</i>	11
1.2. FREQUENCE D'UTILISATION	12
1.3. MARQUAGE « CE » ET MATERIOVIGILANCE	12
2 : PROPRIETES DES MATERIAUX ALLOPLASTIQUES	15
2.1. BIOCOMPATIBILITE	15
2.2. BIOACTIVITE.....	16
2.2.1. <i>Sulfate de calcium</i>	16
2.2.2. <i>Bioverres</i>	16
2.2.3. <i>Phosphates de calcium</i>	18
2.3. FORMATION OSSEUSE	19
2.3.1. <i>Ostéoconduction</i>	19
2.3.2. <i>Ostéoinduction</i>	20
2.4. POROSITE	21
2.5. RESISTANCE MECANIQUE	22
2.5.1. <i>Sulfate de calcium</i>	23
2.5.2. <i>Bioverres</i>	23
2.5.3. <i>Phosphates de calcium</i>	23
2.6. BIO RESORBABILITE.....	23
2.6.1. <i>Sulfate de calcium</i>	24
2.6.2. <i>Bioverres</i>	24
2.6.3. <i>Phosphates de calcium</i>	24
2.7. RADIO-OPACITE	25
2.8. TABLEAU RECAPITULATIF.....	25
3: APPLICATIONS CLINIQUES	27
3.1. INDICATIONS	27
3.1.1. <i>Parodontologie</i>	27
3.1.2. <i>Implantologie</i>	29

3.1.3. <i>Comblement alvéolaire</i>	32
3.2. CONTRE-INDICATIONS	34
3.2.1. <i>Contre-indications générales</i>	34
3.2.2. <i>Contre-indications locales</i>	36
3.2.3. <i>Contre-indications comportementales</i>	36
3.3. COMPARAISONS DE L'EFFICACITE	36
3.3.1. <i>Lésions parodontales infra osseuses</i>	38
3.3.2. <i>Implantologie</i>	40
3.3.3. <i>Comblement alvéolaire</i>	42
3.4. COMPARAISONS ENTRE EUX	44
3.5. PERSPECTIVES DES MATERIAUX ALLOPLASTIQUES	45
3.5.1. <i>Bio ingénierie de la régénération du tissu osseux</i>	45
3.5.2. <i>Conception assistée par ordinateur</i>	47
3.5.3. <i>Comblement sur mesure</i>	47
3.5.4. <i>Le « coating implant »</i>	48
CONCLUSION	49
BIBLIOGRAPHIE	51
TABLE DES FIGURES	56
TABLE DES TABLEAUX	57

Introduction

La cicatrisation est un phénomène naturel entraînant la reconstruction d'une zone lésée présentant une perte de substance.

Elle associe un ensemble de phénomènes cellulaires, moléculaires, physiologiques et biochimiques.

Dans la cicatrisation osseuse, il existe deux types histologiques :

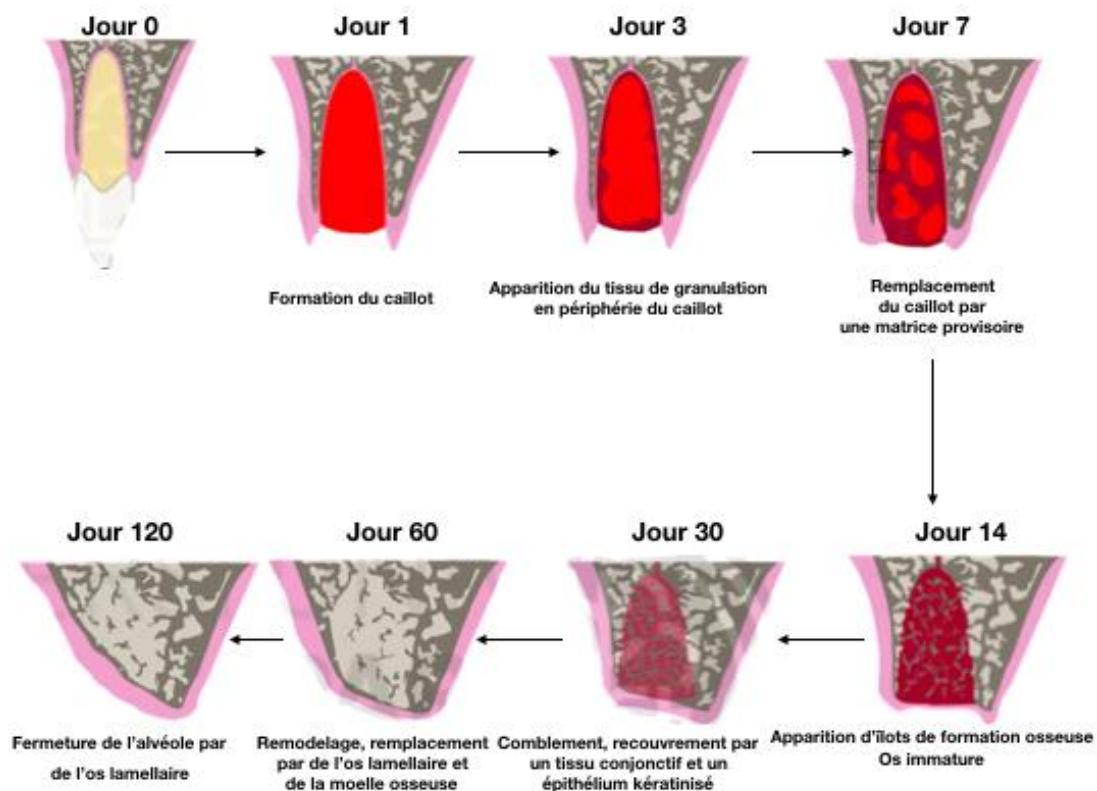
- La cicatrisation primaire qui entraîne la régénération totale de la zone et reste un objectif difficile à atteindre.

Selon Biou (1978), elle nécessite une perte de substance faible, un accollement parfait des lèvres de la plaie, une hémostase et une aseptie rigoureuse.

- La cicatrisation secondaire qui entraîne l'interposition d'un cal rétablissant la continuité des fragments.

Celle-ci se divise en plusieurs phases : l'hémostase, l'inflammation, la réparation et le remodelage

Figure 1 : Chronologie de la cicatrisation après une extraction dentaire



Source : Biosse Duplan, Extraction dentaire et gestion des pertes ostéo-muqueuses, 2017/2018

Depuis plusieurs décennies se développent des substituts osseux : ce sont des biomatériaux destinés à réparer une perte de substance osseuse quelle que soit son origine (kystique, post extractionnelle ou encore parodontale par exemple).

En effet, suite à la multiplication des indications, la quantité de matériau disponible et les contraintes de prélèvement se sont révélés deux inconvénients majeurs dans l'utilisation de l'os autogène.

La cicatrisation osseuse associée à ces substituts se fait selon un mode d'ossification endomembranaire qui associe plusieurs étapes ¹ :

- Un recouvrement du biomatériau par les protéines du sérum, les ions, les sucres, les lipides et les cytokines produites par les plaquettes et les cellules de l'inflammation.
- Un comblement des pores du substitut par un caillot fibrino-plaquettaire qui est progressivement remplacé par un cal d'implantation (tissu fibreux qui se minéralise secondairement)

Cette minéralisation commence entre le 6^e et le 14^e jour sous la dépendance des ostéoblastes puis le remodelage de l'os néoformé est lié au recrutement des ostéoclastes.

La qualité de cette réparation dépend de trois paramètres ² :

1. La réactivité biologique des matériaux

Ils peuvent être :

- Bio inertes : ils ne présentent pas d'interaction sensible avec l'environnement donc ils n'induisent pas de réaction inflammatoire mais n'établissent pas non plus de liaison chimique avec le tissu osseux.

Exemple : le titane, l'alumine, le zirconium

- Bio actifs : ils interagissent avec l'os en créant avec celui-ci une liaison chimique et biologique (il existe des ponts ostéogéniques les reliant).

Ces matériaux sont séparés en deux catégories : les matériaux résorbables et les matériaux à surface réactive (considérés comme peu ou non résorbable selon Loty et al. 1998).

Quel que soit leur catégorie, la vitesse de résorption dépendra de : la nature chimique du substitut, la composition chimique du milieu physiologique et l'étendue de l'interface entre le substitut et le milieu physiologique.

2. L'implantation du matériau

Elle prend en compte le traumatisme opératoire dont dépendent la réaction inflammatoire primaire

¹ Schwartz et Boyan, « Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface ».

² Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux, *Les matériaux de substitution osseuse*.

et le calage du substitut.

3. La réaction tissulaire cellulaire et moléculaire

Les différentes interactions du tissu sur le substitut et du substitut sur le tissu sont des facteurs déterminants dans la réparation osseuse. Il faudra prendre en compte différents paramètres inhérents aux matériaux tels que la rugosité, le module d'élasticité, la porosité...

Le matériau de substitution osseux idéal n'existe pas ce qui conduit à une multiplication de différents produits dont les matériaux alloplastiques qui présentent l'avantage d'éliminer le risque de transmission de maladies et de disposer sans limite du produit si ce n'est son coût.

Ce travail aura pour objectif dans un premier temps de rappeler les différents types de matériaux, puis nous nous concentrerons sur les matériaux alloplastiques et leurs propriétés et nous verrons ensuite leurs indications d'utilisation et leurs applications en chirurgie dentaire.

Enfin, nous comparerons leur efficacité avec les matériaux xénogènes et allogènes à travers une revue de littérature permettant de rechercher des éléments de réponses basés sur la preuve.

Nous concluons sur le développement de nouveaux matériaux qui ont pour objectif de répondre, totalement ou en partie, aux lacunes rencontrées dans les substituts actuels.

1 : Généralités

Nous allons tout d'abord introduire la notion de substitut osseux en le définissant et en citant les différents types présents sur le marché actuellement.

Enfin, nous allons voir la responsabilité du chirurgien-dentiste dans le choix de ces biomatériaux et quels sont ceux le plus fréquemment utilisés.

1.1. Les différents types de substituts osseux ³

Les substituts osseux sont des biomatériaux qui ont été définis en 1991 lors de la conférence de Chester de la Société Européenne des Biomatériaux comme « matériau conçu pour interagir avec les systèmes biologiques, qu'il participe à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle. »

Les substituts osseux peuvent être d'origine humaine, animale, végétale ou synthétique et sont destinés à l'implantation dans la perspective d'une reconstitution du stock osseux (par le renforcement d'une structure osseuse) ou le comblement d'une perte de substance osseuse.

Les caractéristiques souhaitables de ces matériaux de substitution sont :

- Une absence complète de toxicité
- Une résorbabilité en milieu physiologique
- Une promotion de la réparation osseuse

Nous pouvons également ajouter : une facilité d'utilisation, peu coûteux ou encore une bonne stabilité mécanique.

Il est possible de classer ces substituts selon leurs différentes caractéristiques :

- Leur présentation et leur mise en œuvre : matériaux non durcissants ou auto durcissants.
- Leurs caractéristiques d'utilisation : injectabilité, prise et durcissement, résorbabilité.
- Leur composition chimique : polymères, bioverres, sulfates de calcium, ciments phosphocalciques, céramiques phosphocalciques.
- Leur origine.

³ Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux.

Figure 2 : Présentation commerciale des substituts osseux



Source : Jordana et al., « Substituts osseux », 2017

La Commission Nationale d'Évaluation des Dispositifs Médicaux et des Technologies de Santé (CNEDiMETS) classe les différents substituts osseux en deux grandes catégories : ceux d'origine naturelle (tissu d'origine animale ou en comportant) et ceux d'origine synthétique (ils ne contiennent aucuns dérivés ou tissus biologiques).

Nous allons décrire les différents substituts osseux présents sur le marché à travers cette catégorisation de la CNEDiMETS.

1.1.1. Produits d'origine biologique

1.1.1.1. Dérivés osseux d'origine humaine

L'allogreffe désigne la greffe des tissus provenant d'un individu à un autre individu appartenant à la même espèce animale.

La première greffe d'un fragment provenant d'un individu sur un autre a été réalisée il y a 120 ans en chirurgie orthopédique.

Les prélèvements sont réalisés sur des donneurs vivants (têtes fémorales) ou sur des os longs de cadavres : ils vont subir différents traitements tels que le retrait des tissus mous, le trempage dans l'alcool ou encore la congélation dans de l'azote liquide à -80°C qui permettra l'élimination des cellules osseuses (pour réduire l'antigénicité de l'allogreffe). Finalement, ils subissent une stérilisation supplémentaire qui peut varier selon les banques.

Il existe deux types de dérivés osseux :

- L'os lyophilisé et non déminéralisé (FDBA, *freeze-dried bone allograft*)
- L'os lyophilisé et déminéralisé (DFDBA, *demineralized freeze-dried bone allograft*) : ces prélèvements sont déminéralisés dans de l'acide chlorhydrique qui va permettre d'exposer les protéines matricielles.

Lors de ce procédé industriel, la stabilité mécanique est endommagée avec une perte de résistance de 30 % à la compression, de 40 % à la flexion et de 60 % à la torsion ce qui implique qu'il doit être utilisée avec un matériau de maintien de l'espace. ⁴

Ce DFDBA est ostéo-conducteur voir ostéo-inducteur mais il n'existe pas de potentiel ostéogénique : l'ostéogénèse est définie comme la croissance osseuse à partir de cellules vivantes dans un greffon (un matériau ostéogénique possède des cellules capables de former du tissu osseux) alors qu'une ostéoinduction est la capacité d'induire une différenciation des cellules mésenchymateuses en ostéoblastes pour synthétiser une matrice osseuse.

Les résultats sont globalement plus favorables avec le DFDBA ce qui montrerait l'importance de l'élimination de la trame minérale.

Toutefois, les propriétés varient selon les traitements que subissent ces prélèvements et le donneur.

Les matériaux allogéniques possèdent un gros inconvénient : le risque de transmission des maladies. En effet, le risque potentiel de transmission de la maladie de Creutzfeldt-Jacob par les Agents Transmissibles Non Conventionnels (ATNC) ne peut être totalement exclu.

En plus de cet inconvénient, il faudra ajouter plus de matériau pour compenser le rétrécissement volumique lié à sa résorption importante. ⁵

1.1.1.2. Dérivés osseux d'origine animal

La xénogreffe désigne la transplantation d'un greffon où le donneur est d'une espèce biologique différente de celle du receveur.

Ce substitut osseux est composé de minéraux osseux d'origine animale dont le composant organique est éliminé pour éviter le risque d'immunogénicité ou de transmission de maladies notamment l'encéphalopathie spongiforme bovine. Pour cela, il subit un traitement thermique à faible température (300°C) qui va permettre de maintenir l'architecture naturelle de l'os bovin, analogue à celle de l'os humain, entraînant un module d'élasticité et une résistance à la compression similaire.

Cette xénogreffe déprotéinée montre une réponse immunitaire réduite mais perd toute propriété

⁴ Le Visage, Jordana, et Weiss, « Substituts osseux ».

⁵ Danesh-Sani, Engebretson, et Janal, « Histomorphometric results of different grafting materials and effect of healing time on bone maturation after sinus floor augmentation : a systematic review and meta-analysis ».

ostéoinductrice : elle est ostéoconductrice et sert d'échafaudage à la migration cellulaire et vasculaire.

Les deux formes commerciales sont l'Endobon® et le Bio-oss®, ils proviennent tous deux d'os bovin mais leur résorbabilité diffère : elle est nulle pour l'Endobon® et lente pour le Bio-oss®.

1.1.1.3. Dérivés du corail

Ce sont des matériaux en carbonate de calcium (CaCO_3) d'origine naturelle qui proviennent de :

- La nacre d'une huître perlière (les études ont seulement été réalisées in vitro avec des résultats divergents, il n'est donc pas utilisé en clinique).
- L'exosquelette de certains coraux marins.

Le corail naturel est purifié, stérilisé et les carbonates de calcium sont cristallisés sous forme d'aragonites ce qui lui confère une régularité architecturale et une porosité ouverte.

Cette porosité, similaire à celle de l'os spongieux, favorise la pénétration des éléments cellulaires et le passage des fluides.

Ce biomatériau est biocompatible, ostéoconducteur, résorbable et résistant à la compression mais il présente malheureusement une résistance à la traction faible et une résorption trop rapide (ce qui limite la conservation du volume osseux).

Récemment, ils ont été utilisés comme support de matériaux ostéoinducteurs et de facteurs de croissance.

Ils sont commercialisés par une seule société sous le nom Biocoral®

1.1.2. Produits synthétiques

1.1.2.1. Sulfate de Calcium

Il s'agit du substitut le plus ancien utilisé en odontologie : c'est un héli-hydrate de calcium de forme cristalline alpha, la poudre de sulfate de calcium mélangée à de l'eau conduit à la formation d'une structure cristalline.

Le produit est commercialisé sous le nom de Capset® et se présente sous forme de capsules.

1.1.2.2 Bioverres et vitrocéramiques

Le premier verre bioactif a été inventé par l'américain Hench en 1969, les bioverres sont composés de calcium, phosphore et de dioxyde de silicium. Leurs propriétés varient en fonction des éléments qui les composent et, à terme, le bioverre ne peut être retiré sans fracture de l'os.

Il est commercialisé sous le nom de PerioGlas® et Bioglass®.

Les vitrocéramiques sont issues des modifications physico-chimiques des bioverres et présentent une résistance mécanique plus élevée.

Elles sont commercialisées sous le nom de Ceravital®, Calcigraft®, Cerabone®.

1.1.2.3 Phosphate de Calcium

Les céramiques phosphocalciques ont une structure similaire à celle de la phase minérale de l'os : elles sont préparées à partir de poudres synthétisées chimiquement dont les cristaux à grains sont agrégés par frittage à haute température.

Parmi les céramiques phosphocalciques on trouve :

- L'hydroxyapatite (Ha) : de formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ et de rapport Ca/P de 1,67, il est le plus connu des phosphates de calcium et le moins résorbable sous sa forme dense.

Il en existe deux sur le marché : Cerapatite® et Trans-Ossatite Dentaire®.

- Le phosphate tri-calcique (TCP) : de formule $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ et de rapport Ca/P de 1,5, il est utilisé sous la forme bêta (β) en odontologie. Cette céramique est multi-cristalline, poreuse et composée d'un mélange de poudre de phosphate tricalcique et de poudre de billes de naphthalène (leur diamètre va déterminer la porosité du matériau).

Il en existe plusieurs sur le marché dont Ceros®, Cerasorb®, Biosorb® ou R.T.R.®.

- La céramique biphasé (BCP) : elle associe l'hydroxyapatite et le β -TCP ce qui permet d'allier les propriétés physico-chimiques de chacun des composés. Sa production se fait généralement par mélange, traitement thermique et frittage.

De nombreux BCP sont commercialisés : Calciorsorb®, Ceraform®, Alaska®, MBCP®, Cross.Bone®, SBS 70/30®.

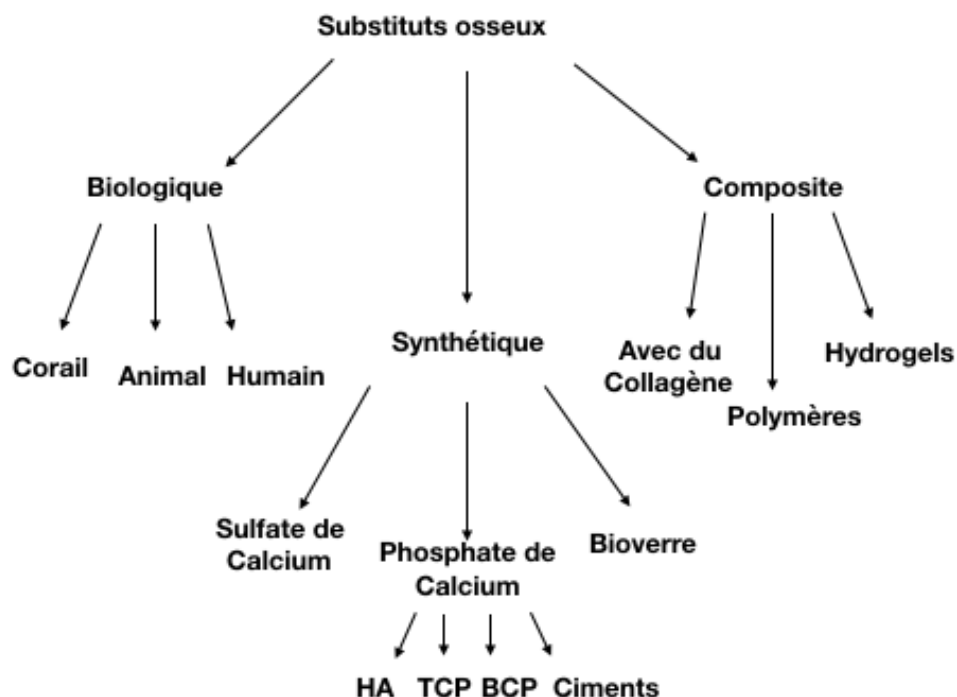
- Le ciment de phosphate de calcium : il se présente sous la forme d'une pâte injectable obtenue par le mélange d'une poudre de phosphate de calcium (Ha, TCP ou brushite) avec une solution aqueuse. La solidification s'opère quelques minutes après l'injection.

1.1.3. Les matériaux composites

Ce sont des matériaux composés de composants organiques (ils contiennent un composé dont un des éléments constitutifs est le carbone) et inorganiques :

- Avec du collagène : ils peuvent être composés d'une céramique de phosphate de calcium associée à une matrice de collagène d'origine animale ou d'un substitut osseux bovin déprotéinisé associé à un peptide synthétique issu du collagène de type I.
- Les polymères : ces substituts sont constitués de PMMA (polyméthacrylate) et de PHEMA (polyhydroxyéthylméthacrylate) recouverts d'hydroxyapatite, les plus utilisés sont les polymères acides poly-lactiques et poly-glycoliques. Il existe également des polyesters aliphatiques.
- Les hydrogels : ce sont des réseaux de polymères fortement hydratés (d'origine synthétique ou naturelle) avec des propriétés proches de celles des tissus mous. Les propriétés de l'hydrogel diffèrent selon le polymère utilisé.

Figure 3 : Classification des biomatériaux



Source : Auteur, 2019

1.2. Fréquence d'utilisation ⁶

En 2005, un sondage a été réalisé par Tenenbaum et Coll auprès des membres de la Société Française de Parodontologie et d'Implantologie Orale (SFPIO) sur la fréquence d'utilisation des matériaux osseux de substitution en odontologie et plus particulièrement en implantologie et en parodontologie.

Figure 4 : Pourcentage de membres de la SFIOIP ayant répondu au questionnaire

Matériau osseux ou de substitution	% de praticiens utilisateurs	
	Parodontologie	Implantologie
Os autogène	38,8	57
PerioGlas® (bioverre)	32,6	13,1
Bio-Oss®	32,3	30,7
Biocoral®	13,8	1,6
Bioapatite (HA)	10,6	2,5
TCP	9,1	9,7
DFDBA	4,7	4,1
Biogran® (bioverre)	4,4	2,8
HTR polymer	3,1	0,6
FDBA	1,5	4,1
Calciorsorb®	1,5	0,6
Interpore	0,6	0
Cerapatite™	0	0
Autres	2,2	1,2

Source : Association dentaire française, *Les matériaux de substitution osseuse*, 2005.

Selon ce sondage, le matériau le plus utilisé après l'os autogène est un substitut osseux d'origine bovine (bio-oss) autant en parodontologie qu'en implantologie.

Ces données sont en conformité avec les recommandations actuelles qui s'accordent à dire que la greffe autogène est la référence en matière de comblement.

De plus, cette étude a aussi mis en évidence la faible utilisation des allogreffes en France contrairement aux États-Unis et à l'Angleterre.

1.3. Marquage « CE » et matériovigilance

Les matériaux de substitution osseuse, en plus d'être des biomatériaux, sont des dispositifs médicaux qui ont été définis par le code de la santé publique comme « tout instrument, appareil, équipement, matière, produit, à l'exception des produits d'origine humaine, ou autre article utilisé seul ou en

⁶ Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux, *Les matériaux de substitution osseuse*.

association, y compris les accessoires et logiciels nécessaires au bon fonctionnement de celui-ci, destiné par le fabricant à être utilisé chez l'homme à des fins médicales et dont l'action principale voulue n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme, mais dont la fonction peut être assistée par de tels moyens ».

Depuis 1993, la communauté européenne régleme la mise sur le marché des dispositifs médicaux qui doivent répondre à des règles définies par la directive européenne EN 93/42.

Ces règles permettent d'assurer la santé, la sécurité des patients, la libre circulation à l'intérieur de l'espace communautaire et leur conformité se traduit par un marquage « CE ».

Enfin, cette directive régit le signalement d'incidents : la traçabilité des dispositifs médicaux utilisés est alors indispensable au bon fonctionnement de ces signalements, elle est ascendante lorsque l'utilisateur émet un signalement et descendante lorsqu'une mesure correctrice est décidée par l'ANSM (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé).

Ces biomatériaux sont classés dans différentes catégories :

Tableau 1 : Classification des biomatériaux

Classe I	Dispositifs médicaux non invasifs ou invasifs mais à usage temporaire.
Classe II _a	Dispositifs médicaux invasifs à court terme et ceux à long terme de la sphère oro-pharyngée.
Classe II _b	Dispositifs médicaux invasifs à long terme autres que la sphère oro-pharyngée.
Classe III	Dispositifs médicaux invasifs à long terme en contact avec le cœur, le système circulatoire et nerveux.

Source : Parlement européen, directive 93/42/CEE, 14 juin 1993

Suivant la classe des biomatériaux, le mode de preuve pour le fabricant va de la simple déclaration de conformité jusqu'à un système complet d'assurance qualité avec un examen de la conception et de la fabrication. Cet examen est réalisé par un organisme notifié qui délivre la certification ISO 9000.

Cet organisme, G-Med en France, vérifie les informations auprès du fabricant : la biocompatibilité doit être justifiée et les caractéristiques conçues pour minimiser les risques (physiques, chimiques et biologiques).

Les matériaux de comblement osseux en chirurgie dentaire, rentrant dans la catégorie II_a, nécessitent un examen complet de la conception et de la fabrication pour que leur soit délivré la certification ISO 9000 et le marquage « CE ».

Les substituts osseux sont uniquement tenus de justifier du marquage « CE » pour être commercialisés mais ils ne sont pas tenus de garantir une efficacité clinique.

Il est de la responsabilité du praticien de vérifier l'existence du marquage « CE ».

2 : Propriétés des matériaux alloplastiques

Dans cette partie, nous allons citer les différentes propriétés des substituts osseux, tout d'abord en les définissant puis en les décrivant pour chaque matériau alloplastique.

Ces différentes propriétés nous permettront dans un premier temps de les comparer entre eux puis par rapport aux autres matériaux non alloplastiques.

2.1. Biocompatibilité

La biocompatibilité d'un biomatériau se définit comme sa capacité à remplir sa fonction avec une réponse appropriée de l'hôte ⁷ c'est-à-dire lorsqu'il existe un contrôle permanent d'influence réciproque entre lui et l'organisme sans effets défavorables sur l'un ou l'autre. ⁸

Une absence de réponse de l'hôte n'est désormais plus considérée comme appropriée.

Les substituts osseux synthétiques sont tous biocompatibles car, comme vu précédemment, ce critère est essentiel pour obtenir le marquage « CE ».

Cette biocompatibilité se caractérise par une apposition d'os directement au contact du matériau greffé sans présence de réaction inflammatoire.

Figure 5 : Formation osseuse autour de la particule de biomatériau

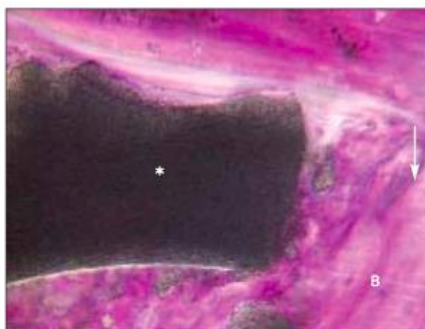


Fig 5 Newly formed bone (B) around the particle (*) or at the bone-biomaterial interface. Some small fragments were detached from the surfaces of the grafted particles. These fragments were surrounded by newly formed bone (B). No acute or chronic inflammatory cell infiltrate was present. The implant surface orientation is perpendicular to the arrow (toluidine blue and acid fuchsin; original magnification $\times 100$).

Source : Mangano et al., « Maxillary sinus augmentation with a porous synthetic hydroxyapatite and bovine-derived hydroxyapatite : a comparative clinical and histologic study », 2007

⁷ Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux.

⁸ Gutermann, Roy, et Bégulé, « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? »

2.2. Bio activité

La bio activité est définie comme la propriété d'un biomatériau de réaliser une liaison chimique avec les tissus environnants sans interposition de couche fibreuse (Loty et al., 1998).

Ici, le matériau est dit bio actif lorsqu'il crée un contact direct avec l'os et qu'il engendre ou module une activité biologique⁹ en créant des réactions spécifiques à l'interface avec celui-ci, contrairement à un matériau bio inerte qui forme une interface fibreuse.¹⁰

Un index de bio activité (IB) a été introduit par Hench comme étant : $IB = 100/t^{0,5bb}$ où « $t^{0,5bb}$ » correspond au nombre de jours nécessaire pour que plus de 50 % de l'interface de l'implant soit liée à l'os.

Ce contact direct entre les biomatériaux et l'os est possible grâce à la précipitation à leurs surfaces d'une couche d'apatite nanocristalline carbonatée, très proche du minéral osseux par sa composition chimique et sa structure.

La présence de sites de nucléation ou la saturation dans le milieu d'ions calcium et phosphate sont deux mécanismes permettant d'induire cette formation d'apatite.

2.2.1. Sulfate de calcium

Pour ce biomatériau, il a été démontré qu'il forme un réseau qui va stimuler la croissance osseuse dans le défaut¹¹ : il va moduler une activité biologique et on peut donc parler de bio activité.

2.2.2. Bioverres

La formation de cette liaison pour les bioverres ne réside pas dans une saturation du milieu en calcium et phosphate mais selon un mécanisme spécifique caractérisé par ces 4 étapes¹² :

- Immédiatement après l'incubation, se déroulent des échanges rapides entre les ions du bioverre et les ions H⁺ de la solution.
- La réaction précédente se produit dans un environnement alcalin, ce qui entraîne une élimination progressive de la silice en surface. La coupure des liaisons Si-O-Si induit la formation de groupes silanol (agent de nucléation) en surface et est suivie par la condensation

⁹ Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux, *Les matériaux de substitution osseuse*.

¹⁰ Hench, « Bioceramics : from concept to clinic ».

¹¹ Toloue, Chesnoiu-Matei, et Blanchard, « A clinical and histomorphometric study of calcium sulfate compared with freeze-dried bone allograft for alveolar ridge preservation ».

¹² Hench, « Bioceramics : from concept to clinic ».

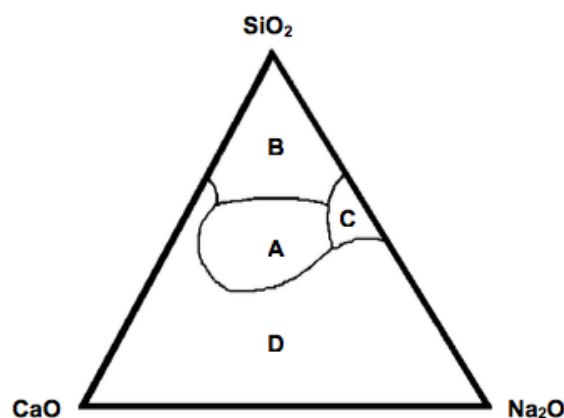
et la re-polymérisation d'une couche riche en silice.

- Cette formation en surface d'une fine couche riche en calcium et en phosphore, amorphe dans un premier temps et cristallisant dans un second temps, se fait sous la forme d'une couche d'apatite.
- Enfin, la couche riche en silice augmente en épaisseur jusqu'à une certaine limite (déterminée par la composition du verre) qui entraîne l'arrêt du processus de dissolution.

Les bioverres ont donc des caractéristiques différentes à posséder pour pouvoir être bio actifs et l'évaluation de cette bio activité est possible in vitro par immersion à 37°C du matériau dans une solution de SBF (Simulated Body Fluid).¹³

Le diagramme ci-dessous montre l'influence de la composition du bioverre sur sa réactivité de surface :

Figure 6 : Diagramme ternaire ou triangle de Hench



Zone A : zone de bio activité qui génère une liaison osseuse par dissolution de surface

Zone B : zone inerte qui ne génère pas de liaison osseuse, la réactivité de surface du verre étant trop faible

Zone C : zone de résorbabilité qui ne génère pas de liaison osseuse, la réactivité de surface du verre étant trop élevée

Zone D : zone sans structure vitreuse

Source : Hench, *Bioceramics : from concept to clinic*, 1991

¹³ Kokubo et al., « Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic a-w ».

2.2.3. Phosphates de calcium

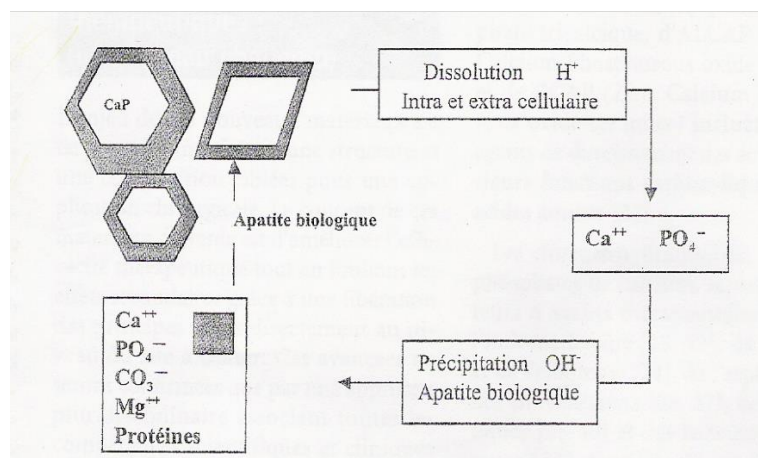
Pour les phosphates de calcium, il s'agit d'une association de dissolution et de re-précipitation.

Tout d'abord, lorsqu'elles sont placées dans un fluide biologique ou dans un site opératoire d'implantation, donc inflammatoire et plus acide, une attaque en surface du matériau par des ions H^+ a lieu : cette attaque provoque une dissolution partielle des macro cristaux du matériau se traduisant alors par une augmentation des concentrations en ions calcium et phosphate dans le milieu environnant.¹⁴

Cette sursaturation en calcium et phosphate produit ensuite, à la surface du matériau, une re-précipitation de microcristaux d'apatite ayant incorporé des ions (calcium, magnésium, carbonates, phosphate) ainsi que des molécules organiques présentes dans les fluides environnants.

Ces phénomènes aboutissent à la formation en périphérie du matériau d'une apatite nanocristalline. La zone d'interface entre l'apatite biologique et les cristaux précipités fournit un échafaudage pour l'adhésion cellulaire et la croissance osseuse ultérieure.

Figure 7 : Cinétique de dissolution de la céramique phosphocalcique et précipitation d'apatite



Source : Gautier et al., « Les substituts osseux à bioactivité contrôlée : un vecteur pour la libération des principes actifs. Place aux antibiotiques », 2004

¹⁴ Gautier et al., « Les substituts osseux à bioactivité contrôlée : un vecteur pour la libération de principes actifs, place des antibiotiques ».

2.3. Formation osseuse

2.3.1 Ostéoconduction

Le matériau est ostéoconducteur lorsqu'il est capable de recevoir la repousse osseuse par invasion vasculaire et cellulaire ¹⁵ : il sert d'échafaudage aux cellules entre l'os et le site greffé en accueillant les précurseurs ostéoblastiques et en assurant leur prolifération et leur différenciation.

Elle peut être évaluée après l'implantation du matériau sur des critères histologiques (quantité d'os formé, vascularisation) ou mécaniques (force de la liaison os/matériau).

L'architecture du matériau, sa composition chimique, son état physico-chimique de surface, sa porosité et sa capacité de résorption sont autant de critères qui influencent l'ostéoconduction.

La zone d'interférence entre l'apatite et les cristaux précipités fournit un échafaudage à l'adhésion cellulaire et à la croissance osseuse : les matériaux bio actifs sont donc ostéoconducteurs.

2.3.1.1. Sulfate de calcium

Le sulfate de calcium formerait un réseau ostéoconducteur ¹⁶ ce qui est confirmé par une étude de Strocchi et al. sur des lapins. ¹⁷

2.3.1.2. Bioverres

Les bioverres, grâce à leurs caractéristiques leur conférant une bio activité, sont également ostéoconducteurs. ¹⁸

2.3.1.3. Phosphates de calcium

L'hydroxyapatite, le TCP et le BCP sont généralement polycristallins et fournissent un échafaudage ostéoconducteur. ¹⁹

Les ciments sont également ostéoconducteurs mais, ayant moins de macropores et de pores interconnectés, sont moins ostéoconducteurs que les céramiques. ²⁰

¹⁵ Gutermann, Roy, et Bégué, « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? »

¹⁶ Le Visage, Jordana, et Weiss, « Substituts osseux ».

¹⁷ Toloue, Chesnoiu-Matei, et Blanchard, « A clinical and histomorphometric study of calcium sulfate compared with freeze-dried bone allograft for alveolar ridge preservation ».

¹⁸ Giannoudis, Dinopoulos, et Tsiridis, « Bone substitutes : an update ».

¹⁹ Finkemeier, « Bone-grafting and bone-graft substitutes ».

²⁰ Gutermann, Roy, et Bégué, « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? »

2.3.2 Ostéoinduction

L'ostéoinduction, comme vu précédemment, est la capacité pour un matériau de provoquer une néoformation osseuse.

De nombreux facteurs de croissance (TGF β , FGF) et de cytokines présentes dans l'os sont capables d'induire la prolifération de ces cellules ou leur différenciation en ostéoblastes (Run X2).

Idéalement, un substitut osseux devrait être ostéoinducteur mais cette propriété fait défaut aux substituts osseux de synthèse car ils sont de nature acellulaire.

Cependant, de nombreux articles tentent de montrer qu'une activité ostéoinductrice pourrait être présente pour ces matériaux.

2.3.2.1. Sulfate de calcium

Peu d'études ont été réalisées sur ce matériau mais Walsh et al. ont émis l'hypothèse que sa dégradation entrainerait une diminution locale du pH suffisante pour libérer BMP-7 qui est une protéine morphogénétique osseuse.²¹

Cette action serait donc indirecte mais plus de recherches sont nécessaires pour valider cette hypothèse.

2.3.2.2. Bioverres

Pour le bioverre, une étude de Schepers et al. a montré la présence d'une formation osseuse sans os pré-existant ce qui suggère que les particules fonctionneraient comme un centre de croissance osseuse. Tout ceci complèterait l'ostéoconduction et permettrait une accélération de la cicatrisation osseuse.²²

2.3.2.3. Phosphates de calcium

Pour l'hydroxyapatite, il a été montré une habileté à améliorer une adsorption sélective des protéines d'attaches et des facteurs de croissance qui vont dans un second temps stimuler l'adhésion des ostéoblastes et la formation osseuse.²³

²¹ Toloue, Chesnoiu-Matei, et Blanchard, « A clinical and histomorphometric study of calcium sulfate compared with freeze-dried bone allograft for alveolar ridge preservation ».

²² Profeta et Prucher, « Bioactive-glass in periodontal surgery and implant dentistry ».

²³ Kattimani et al., « Comparative evaluation of bovine derived hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite graft in bone regeneration of human maxillary cystic defects : a clinico-radiological study ».

Un autre article a également montré que ce matériau pourrait attirer des biocomposants de la circulation (des sialo protéines ou encore l'ostéopontine) sur les sites de réparation tissulaire qui vont eux promouvoir la régénération osseuse.²⁴

Pour les céramiques biphasées (BCP), des études in vitro et in vivo récentes ont montré une possible ostéoinduction²⁵ grâce à une surface très spécifique présentant une microporosité importante qui serait essentielle pour permettre une ostéoinduction.

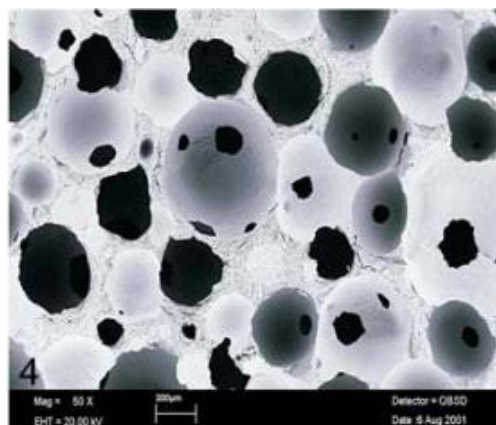
Cependant, pour tous ces matériaux alloplastiques, tous les mécanismes cellulaires et moléculaires ne sont pas encore totalement connus et des études n'ont pas été réalisées pour tous les matériaux.

2.4. Porosité

Elle correspond au rapport du volume d'espace vide par le volume global du matériau : $V_{\text{Espaces vides}} / V_{\text{Global du matériau}}$.

Il en existe deux types majeurs : les macropores (diamètre > 100 microns) et les micropores (diamètre < 10 microns).

Figure 8 : Morphologie des pores



Source : Mangano et al., « Maxillary sinus augmentation using an engineered porous hydroxyapatite », 2006.

Cette différence de morphologie va modifier les propriétés mécaniques et biologiques du biomatériau en conditionnant notamment la repousse osseuse dans le matériau.

Ainsi, plus le rapport micro/macro est élevé, plus la résistance est élevée : une macroporosité favorise

²⁴ Mangano et al., « Maxillary sinus augmentation with a porous synthetic hydroxyapatite and bovine-derived hydroxyapatite : a comparative clinical and histologic study ».

²⁵ Lobo et Arinze, « Biphasic calcium phosphate ceramics for bone regeneration and tissue engineering applications ».

la repousse osseuse mais s'accompagne d'une faible résistance mécanique.

Cette porosité du matériau est contrôlée par le mode de fabrication : moules poreux, agents porogènes ou encore la température de frittage qui, lorsqu'elle est faible, va créer une microporosité.

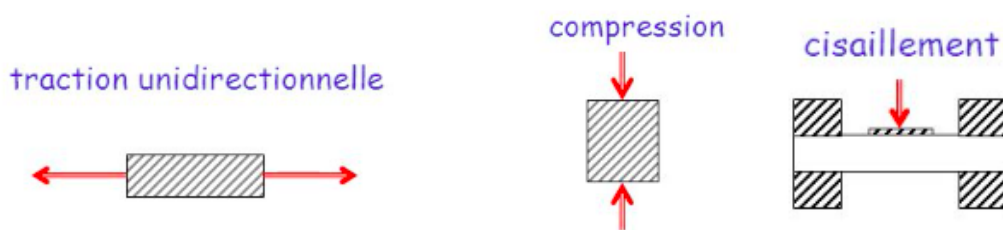
2.5. Résistance mécanique

Le substitut osseux doit avoir une résistance proche de celle de l'os qu'il doit remplacer afin d'avoir des propriétés suffisantes pour se maintenir et éviter les effritements ou les fractures.

Le biomatériau va être soumis à différentes forces lors de sa mise en charge : compression (contrainte perpendiculaire aux fibres), traction (contrainte perpendiculaire opposée à la compression) ou encore cisaillement (contrainte parallèle aux fibres).

Il doit également avoir une élasticité lui permettant de retrouver sa forme et sa dimension après la suppression des charges.

Figure 9 : Résistance des structures



Source : Auteur, 2019.

Les contraintes à la rupture et les modules d'élasticité de l'os maxillaire, composé d'un os cortical et d'un os spongieux, sont les suivantes²⁶ :

- Os cortical : avec des pores de 1 à 10 μm de diamètre, il assure la majeure partie du soutien mécanique et de la fonction protectrice du squelette. Sa contrainte à la rupture en compression est de 150 MPa et son module d'élasticité (Young) est de 18 000 à 20 000 MPa.
- Os spongieux : de structure macroporeuse, avec des pores de 200 à 400 μm de diamètre, sa contrainte à la rupture en compression est de 1 à 7 MPa et son module d'élasticité (Young) est de 70 à 80 MPa.

La résistance mécanique des substituts osseux est dépendante principalement de leur composition, leur morphologie et leur mode de fabrication.

²⁶ Gutermann, Roy, et Bégué, « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? »

2.5.1. Sulfate de calcium

Le sulfate de calcium présente une faible résistance mécanique et ne peut être utilisé en cas de fortes contraintes mécaniques.²⁷

2.5.2. Bioverres

Ils présentent une résistance mécanique beaucoup plus importante que les céramiques : leur composition chimique joue un rôle important et celle-ci peut être modifiée pour une amélioration de cette résistance.²⁸

Les qualités mécaniques de la liaison obtenue avec les bioverres ont été évaluées par des tests mécaniques de détachement : ces tests, réalisés huit semaines après l'implantation, provoquent une fracture non pas au niveau de l'interface, mais au niveau du verre ou de l'os.²⁹

2.5.3. Phosphates de calcium

L'hydroxyapatite, le TCP et le BCP ont une fragilité et une faible résistance mécanique à la traction et au cisaillement ce qui limite leur utilisation isolée dans des zones soumises à de fortes charges.³⁰

Les propriétés mécaniques des ciments, maximales après leurs prises, sont meilleures que celles des céramiques mais elles restent insuffisantes pour des contraintes mécaniques importantes : elles présentent une résistance mécanique en compression proche de l'os spongieux (5 à 20 MPa).³¹

2.6. Bio résorbabilité

La résorption est une dégradation biologique du matériau qui aboutit à sa disparition dans l'environnement : celle-ci peut se faire grâce aux ostéoclastes ou grâce au fluide interstitiel par dissolution.

La vitesse de résorption doit correspondre à la néoformation osseuse pour préserver l'intégrité de la structure du matériau et ainsi permettre de maintenir le volume augmenté lors de la chirurgie.

Celle-ci est conditionnée par la composition chimique du substitut osseux et elle peut être modifiée par différents facteurs comme la taille des cristallites ou la porosité du matériau.

²⁷ Le Visage, Jordana, et Weiss, « Substituts osseux ».

²⁸ Gutermann, Roy, et Bégué, « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? »

²⁹ Andersson et Hench, « Bioactive glass ».

³⁰ Gutermann, Roy, et Bégué, « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? »

³¹ Lu et al., « Role of interconnections in porous bioceramics on bone recolonization in vitro and in vivo ».

2.6.1. Sulfate de calcium

Le sulfate de calcium a une résorption très rapide (d'environ 33 jours) qui va entraîner une utilisation essentiellement sous forme de membrane pour une régénération guidée des tissus.³²

2.6.2. Bioverres

Pour les bioverres, il s'agit d'une érosion essentiellement interne entraînant une disparition des particules au bout de 16 mois avec une pénétration des cellules indifférenciées permettant une formation osseuse et un comblement du défaut osseux rapide.³³

2.6.3. Phosphates de calcium

La résorption des matériaux phosphocalciques va dépendre du matériau et de la forme de celui-ci : pour l'hydroxyapatite par exemple, elle est non résorbable sous sa forme dense non poreuse mais résorbable lorsqu'elle est fabriquée à basse température sous forme de nanoparticules.

Pour le tri-calcium phosphate (TCP), la résorption est rapide : il imite la structure de l'os spongieux ce qui entraîne une résorption par solubilisation des ions calcium et phosphate.

Des études histologiques ont permis la mise en évidence de la résorption complète du matériau entre 6 et 10 mois selon un mécanisme qui n'est pas encore bien compris : selon Martinez et al., les ostéoclastes et les macrophages ne jouent pas un rôle important dans sa résorption.³⁴

Cette résorption rapide peut être un désavantage : il pourra être nécessaire de « sur-remplir » le défaut osseux pour pallier l'importance de la résorption osseuse.

Par exemple, dans l'étude de Ruitter et al., le remplissage du défaut osseux à 131,5 % a conduit à un volume osseux restant de 73 %.³⁵

La céramique biphasée (BCP) permet une bonne solubilité grâce au TCP et un bon maintien de l'espace grâce à l'hydroxyapatite qui est peu résorbable. Cette association de propriétés physico-chimiques peut être modulée selon la vitesse de résorption souhaitée en modifiant le ratio HA/TCP.

³² Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux, *Les matériaux de substitution osseuse*.

³³ Profeta et Prucher, « Bioactive-glass in periodontal surgery and implant dentistry ».

³⁴ Muñoz-Corcuera, Bascones-Martínez, et Ramón, « Post-extraction application of beta-tricalcium phosphate in alveolar socket ».

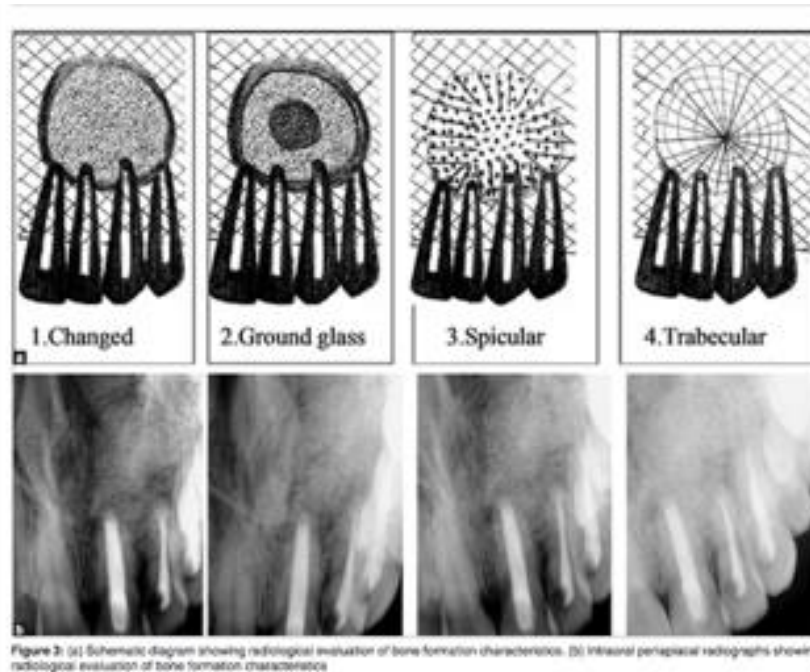
³⁵ De Ruitter et al., « Micro-structured beta-tricalcium phosphate for repair of the alveolar cleft in cleft lip and palate patients : a pilot study ».

Enfin, pour les ciments, l'absence de porosité adéquate retarde sa résorption : certains fabricants incorporent des microparticules d'acide poly-lactique-glycolique à dégradation rapide afin d'améliorer la résorption.³⁶

2.7. Radio-opacité

L'un des avantages des matériaux alloplastiques est leur radio-opacité, plus importante que celle de l'os natif : plus le matériau se résorbe, au fur et à mesure de la cicatrisation, plus la radio-opacité diminue ce qui permet au chirurgien de suivre la cicatrisation sur radiographie et de savoir, en implantologie, quand placer un implant dans le site greffé.

Figure 10 : Évaluation de l'évolution radiographique de la formation osseuse



Source : Kattimani et al., « Comparative evaluation of bovine derived hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite graft in bone regeneration of human maxillary cystic defects : a clinico-radiological study », 2014

2.8. Tableau récapitulatif

Après avoir cité les propriétés des différents matériaux, voici un tableau nous permettant de reprendre toutes les informations décrites :

³⁶ Le Visage, Jordana, et Weiss, « Substituts osseux ».

Tableau 2 : Les propriétés des matériaux alloplastiques

	Sulfate de Ca	Bioverre	HA	TCP	BCP	Ciments
Biocompatibilité	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Bioactivité	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Ostéoconduction	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Ostéoinduction	Non (?)*	Non (?)*	Non (?)*	Non	Non (?)*	Non
Porosité	Contrôlée par le mode de fabrication					
Résistance mécanique	-	++	+/-	+/-	+/-	+
Biorésorbable	Très rapide (33j)	Lente (16 mois)	Non résorbable sous forme dense Résorbable en porosité nanoscale	Rapide (6 à 10 mois)	Modifiable selon le ratio HA/TCP	Lente
Radio opacité	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui

*Ces matériaux ne sont pas ostéoinducteurs par définition mais certaines études ont recherché des propriétés ostéoinductrices indirectes.

Source : Auteur, 2019

3 : Applications cliniques

Dans cette dernière partie, nous allons en premier lieu décrire les différentes indications et contre-indications des matériaux de substitution osseuse dans la chirurgie orale.

Cette description nous permettra ensuite de comparer l'efficacité des matériaux alloplastiques à travers une revue systématique.

Enfin, nous évoquerons les différentes perspectives des matériaux de comblement osseux.

3.1. Indications

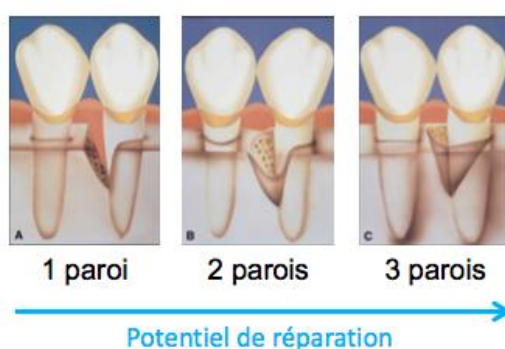
3.1.1. Parodontologie

La parodontite est définie comme une altération de l'ensemble des tissus parodontaux (gencive, os cément et desmodonte).

Cette maladie chronique touche la plupart de nos patients : sur la population française des 35-64 ans, 95,4 % présentent une perte d'attache et 82 % présentent des poches parodontales.³⁷

Cette maladie entraîne la formation de lésions infra-osseuses dont le fond de la poche (représentée par l'attache conjonctive) est plus apical que le niveau osseux proximal : elle est associée cliniquement à une poche parodontale et radiographiquement à une lésion angulaire ou verticale.³⁸

Figure 11 : les types de lésions infra-osseuses



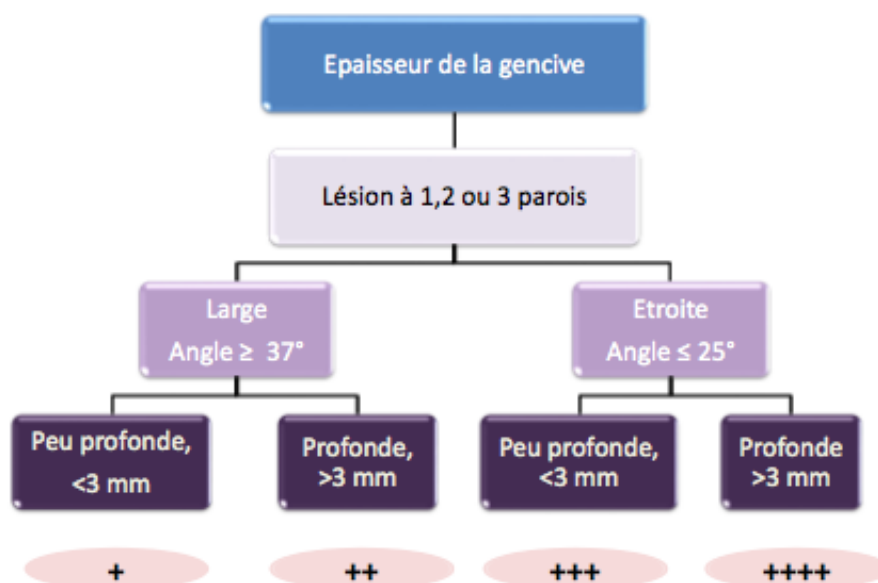
Source : Papanou et Tonetti, « Diagnosis and epidemiology of periodontal osseous lesions », 2000

³⁷ Bourgeois, Bouchard, et Mattout, « Epidemiology of periodontal status in dentate adults in france, 2002-2003 ».

³⁸ Ouhayoun, *Le traitement parodontal : en omnipratique*.

Le nombre de parois osseuses résiduelles permet de décrire des lésions à 1, 2 ou 3 parois osseuses qui ne vont pas toutes avoir le même potentiel de cicatrisation : la configuration spatiale du défaut va conditionner le maintien du matériau dans le site où il a été placé (le potentiel de réparation va diminuer avec la diminution du nombre de parois osseuses bordantes) et ce potentiel est également fonction de la taille de la lésion.³⁹

Figure 12 : Indication du comblement osseux en fonction de l'architecture de la lésion intra osseuse



Source : Cortellini et Bowers, « Periodontal regeneration of intrabony defects : an evidence-based treatment approach », 1995

Si le potentiel de cicatrisation est faible, une chirurgie correctrice avec ostéoplastie est réalisée. Dans le cas contraire, on mettra en place une chirurgie additive avec l'ajout d'un biomatériau après débridement de la lésion.

Nous pouvons voir sur le schéma que la lésion étroite et profonde est la meilleure indication à une chirurgie parodontale.⁴⁰

Lors de ces chirurgies, on souhaite obtenir une régénération de l'ensemble des tissus parodontaux profonds : il s'agit d'un processus biologique par lequel l'architecture et la fonction des tissus lésés

³⁹ Papapanou et Tonetti, « Diagnosis and epidemiology of periodontal osseous lesions ».

⁴⁰ Cortellini et Bowers, « Periodontal regeneration of intrabony defects : an evidence-based treatment approach ».

sont complètement restaurés.

Malheureusement, le plus souvent, nous obtenons une réparation qui entrainera le rétablissement de la continuité tissulaire par des néoformations (par exemple la mise en place d'un épithélium de jonction long) sans restauration totale des tissus.

Pour les lésions inter-radiculaires, il existe peu d'études concernant l'intérêt des comblements osseux : cette technique semble meilleure qu'un débridement seul mais le site est moins favorable qu'une lésion infra-osseuse ce qui limite les résultats cliniques de cette pratique.

3.1.2. Implantologie

La mise en place d'un implant va modifier les tissus périphériques : contrairement aux tissus parodontaux, les tissus péri-implantaires présentent un épithélium de jonction long ce qui modifie l'espace biologique.

Alors qu'il y a quelques années la pose d'implants était quasiment impossible en absence de volume osseux suffisant, à l'heure actuelle, le recours à la solution implantaire est devenu accessible grâce à des techniques d'augmentation osseuse.

Ces techniques ont entraîné un élargissement des indications et une compensation des impossibilités anatomiques : lorsque le volume osseux résiduel dans le secteur à implanter est insuffisant pour un ancrage satisfaisant ou un résultat esthétique, une régénération pré ou per-implantaire devra être envisagée.

Il existe différents types de pertes osseuses : les pertes osseuses verticales, horizontales ou mixtes :

- Les pertes horizontales se caractérisent par un amincissement du mur alvéolaire et une crête « en lame de couteau », les greffes d'apposition latérale sont indiquées.
- Les pertes verticales présentent une résorption de la crête alvéolaire par rapport aux collets des dents adjacentes : les techniques utilisées sont les greffes en onlay verticaux, le comblement alvéolaire à l'aide de biomatériaux ou la technique de régénération osseuse guidée (ROG).

La ROG a été introduite sur le principe d'exclusion cellulaire par l'utilisation de membrane : la colonisation par les tissus mous est limitée et les cellules à pouvoir ostéogéniques vont pouvoir envahir l'espace.⁴¹

Pour la reconstitution de défauts osseux inférieurs à 3mm, la membrane seule est indiquée. Pour les

⁴¹ Dahlin et al., « Healing of bone defects by guided tissue regeneration ».

défauts plus importants, il faudra mettre en place des substituts osseux qui pourront avoir les différentes origines que nous leur connaissons.

Les résultats obtenus avec l'os autogène sont toujours meilleurs qu'avec les matériaux de substitution quels qu'ils soient.

3.1.2.1. Comblement de sinus

Les patients présentant un édentement de classe I ou II de Kennedy au maxillaire vont fréquemment présenter une crête atrophiée et/ou une pneumatisation importante du sinus.

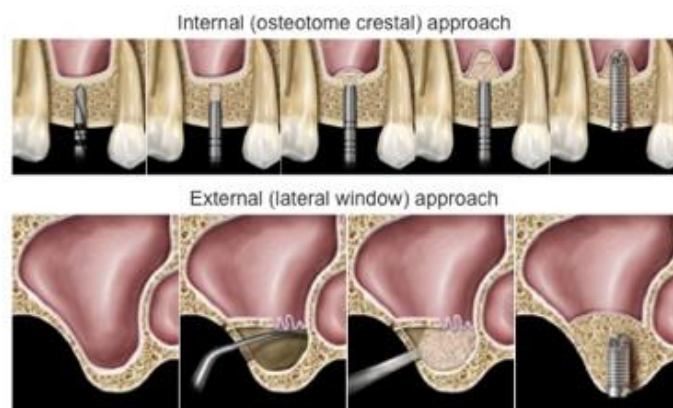
Lorsque le volume osseux est strictement inférieur à 5mm, il ne permettra pas en première intention la mise en place d'implants dans le secteur (si la hauteur est supérieure ou égale à 5mm, une implantation immédiate sera envisageable).

Pour y remédier, des techniques chirurgicales ont été décrites notamment l'augmentation sinusale associée à des matériaux de comblement puis le placement des implants dans un second temps : elle est la technique de reconstruction du maxillaire postérieur atrophié la plus documentée.

Deux techniques d'élévation sinusale sont principalement utilisées :

- La transalvéolaire (Summers en 1994) : cette technique permet un abord par voie crestale grâce à un forage au niveau du site implantaire s'arrêtant sous la corticale du plancher sinusal puis l'utilisation d'ostéotomes et l'introduction du matériau de substitution entre la membrane et le plancher sinusien.
- La technique par abord latéral : elle permet un abord vestibulaire par la fosse canine avec la réalisation d'une fenêtre osseuse, le décollement de la membrane sinusienne de la paroi du sinus à l'aide de décolleurs puis la mise en place du matériau de greffe.

Figure 13 : Approche crestale et vestibulaire lors d'un comblement de sinus



Source : Smiles of Virginia, « Sinus lift », 2019.

Cependant, nous pouvons noter que la perforation de la membrane sinusienne est un incident fréquent lors de l'intervention et si cette perforation n'est pas correctement traitée, la mise en place des biomatériaux peut mener à leur dispersion dans la cavité sinusienne et entraîner une obstruction du méat moyen avec l'apparition d'une sinusite aigüe infectieuse.

L'élévation du plancher sans matériaux est une procédure de plus en plus étudiée dans la littérature et il semble que le taux de succès implantaire soit similaire à une technique associant des biomatériaux.⁴²

3.1.2.2. Péri-implantite

Il y a eu plusieurs définitions qui ont évoluées entre 1980 et 2008, on peut aujourd'hui la décrire comme une pathologie présentant un saignement au sondage et/ou une suppuration associée à une perte osseuse visible radiologiquement.

Comme pour la parodontite, le facteur étiologique principal est la plaque bactérienne.

Lorsqu'il n'existe pas de perte osseuse, on parle de mucosite péri-implantaire.

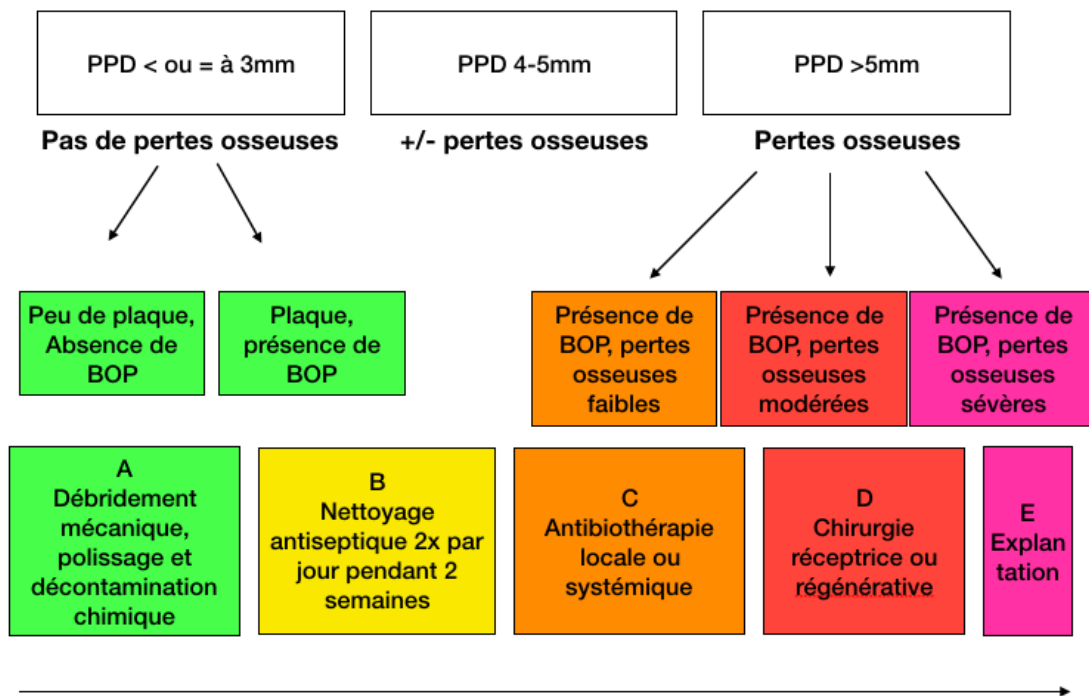
De plus, lorsqu'il n'existe pas de phénomènes infectieux mais qu'une perte osseuse est présente, on parle d'adaptation osseuse.

La prévalence des péri-implantites est d'environ 20 % des patients et 10 % des implants à 10 ans.⁴³

⁴² Corbella, Taschieri, et Del Fabbro, « Long-term outcomes for the treatment of atrophic posterior maxilla : a systematic review of literature ».

⁴³ Lee et al., « Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis : systematic review and meta-analysis ».

Figure 14 : Arbre décisionnel CIST (Thérapeutique de soutien interceptée cumulative)



Source : Auteur, d'après Lang et Mombelli,1998

Ici, nous allons nous concentrer sur les traitements de stade D qui concernent la mise en place de substituts osseux.

Les possibilités de traitement sont directement corrélées à la morphologie des défauts péri-implantaires et, comme pour les lésions infra-osseuses liées à une parodontite, une chirurgie réparatrice avec mise en place de substituts osseux sera possible lors de la présence de 3 à 4 parois (pour les autres défauts, on préférera une chirurgie résectrice).

3.1.3. Comblement alvéolaire

Lors d'une extraction dentaire, différentes étapes de cicatrisation se mettent en place dans l'alvéole⁴⁴ :

- Jour 1 : Formation d'un caillot dans l'alvéole formé de plaquettes, d'un réseau de fibrine, de globules rouges, de globules blancs et d'éléments cellulaires avasculaires.
- Jour 3 : Apparition progressive d'un tissu de granulation en périphérie du caillot très vascularisé, accompagné d'un début de lyse du caillot.
- Jour 7 : Remplacement progressif du caillot par une matrice provisoire, disparition des fibres

⁴⁴ Cardaropoli, Araújo, et Lindhe, « Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites : an experimental study in dogs ».

du ligament alvéolo-dentaire (LAD) et résorption de l'os fasciculé.

- Jour 14 : Disparition complète du LAD et ouverture des espaces médullaires sur l'alvéole avec apparition d'îlots de formation osseuse (os immature).
- Jour 30 : Comblement de l'alvéole par de l'os néoformé immature et remodelage de l'os cortical, recouvrement de l'alvéole par un tissu conjonctif et un épithélium kératinisé.
- Jour 60 : remodelage de l'os immature qui comblait l'alvéole et remplacement par de l'os lamellaire de la moelle osseuse.
- Jour 120 : fermeture de l'alvéole par de l'os lamellaire.

Cette séquence d'évènements biologiques est bien établie mais la durée de chaque étape varie en fonction des individus et elle est influencée par :

Tableau 3 : Paramètres liés au patient et au dentiste influençant la cicatrisation alvéolaire

Les paramètres liés au patient	Les paramètres liés au dentiste
Site anatomique	Protocole d'extraction
Type de parodonte	
Position et forme de la dent	
Présence d'une perte osseuse	
Potentiel de cicatrisation du patient	

Source : Biosse Duplan, Extraction dentaire et gestion des pertes ostéomuqueuses, 2016/2017

Si on considère seulement la quantité d'os dans l'alvéole, la cicatrisation s'accompagne toujours d'une réduction du volume alvéolaire avec une résorption interne et externe qui entraîne une perte osseuse verticale et horizontale.⁴⁵

Tableau 4 : Quantité de perte verticale et horizontale

	Perte verticale	Perte horizontale
Alvéole	Maximale au milieu de l'alvéole par rapport aux limites mésiale et distale	
Vestibulaire et lingual	Plus importante en vestibulaire qu'en lingual	
Perte moyenne	1,24mm à 6 mois	3,79mm à 6 mois

Source : Biosse Duplan, Extraction dentaire et gestion des pertes ostéomuqueuses, 2016/2017

⁴⁵ Araújo et Lindhe, « Dimensional ridge alterations following tooth extraction : an experimental study in the dog ».

On remarque que la perte est plus importante en vestibulaire qu'en lingual, ce qui est dû à un procès alvéolaire plus fin et une proportion os fasciculé/os alvéolaire plus importante pour la partie vestibulaire.

De plus, il est possible que les contraintes mécaniques soient différentes.

Les stratégies ayant montré un effet positif sur la préservation tissulaire sont l'extraction atraumatique, l'utilisation de matériaux de comblement et de membranes ou encore l'utilisation de facteurs de croissance ⁴⁶ (il faut cependant évaluer ces résultats avec précaution car les biomatériaux et les techniques chirurgicales des études sélectionnées sont différents).

3.2. Contre-indications

3.2.1. Contre-indications générales

L'utilisation de matériaux de substitution n'est jamais une nécessité thérapeutique absolue, elle entraîne : un allongement de la durée de l'intervention, une augmentation potentielle des saignements ou encore un risque infectieux augmenté.

Comme pour toute chirurgie, avant l'intervention, il faut se référer aux recommandations de l'AFSSAPS de 2011 qui expliquent la conduite à tenir en fonction du risque infectieux du patient.

Ainsi, la population est divisée en trois catégories :

- La population générale : absence d'immunodépression ou de cardiopathie à haut risque d'endocardite infectieuse.
- Les patients immunodéprimés : le risque infectieux est lié à tout facteur responsable d'une immunodépression qu'elle soit congénitale, médicamenteuse, infectieuse, immunologique, toxicologique/éthylrique ou liée à des pathologies chroniques non contrôlées (diabète, insuffisance rénale ou hépatique).

En l'absence de critères spécifiques, la décision d'inclusion du patient dans cette catégorie doit être prise entre le chirurgien-dentiste et le médecin concerné.

- Les patients à haut risque d'endocardite infectieuse : prothèse valvulaire, antécédent d'endocardite infectieuse, cardiopathie congénitale cyanogène.

En fonction de la population, le risque infectieux est établi et il en résulte ces recommandations :

⁴⁶ Vignoletti et al., « Surgical protocols for ridge preservation after tooth extraction : a systematic review ».

Tableau 5 : Indication de l'antibioprophylaxie au cours des actes bucco-dentaires invasifs chez le sujet sain et chez le sujet à risque

Acte	Pop générale	Immunodéprimés	Endocardite infectieuse
Chirurgie péri apicale avec comblement	ATB prophylaxie non justifiée	Recommandée	Acte contre indiqué
Chirurgie parodontale avec comblement			
Chirurgie des péri-implantite			
Chirurgie pré implantaire	ATB prophylaxie recommandée		

Source : Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé, « Prescription des antibiotiques en pratique bucco-dentaire », 2011

Nous pouvons aussi ajouter que l'utilisation des matériaux de substitution osseuse est contre-indiquée pour les patients présentant un risque d'ostéoradionécrose qui est une complication liée à l'utilisation de radiothérapie pour les patients présentant un cancer de la région cervico-faciale : cette chirurgie entraînerait un risque de retard de cicatrisation et une surinfection selon d'ANAES (Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé).

Enfin, une mise en garde est de rigueur chez les patients traités par biphosphonates (HAS, révision de catégories homogènes de dispositifs médicaux, 2013).

En dehors du risque infectieux, l'état général du patient peut être une contre-indication relative ou absolue à l'utilisation des matériaux de comblement.

La référence pour évaluer l'état général d'un patient est la classification ASA (American Society of Anesthesiologists), la classification américaine des anesthésistes.

En fonction de cette classification, il en ressort ces recommandations :

Tableau 6 : Classification ASA et indications

Classification ASA	Statut physiologique	Chirurgie de comblement osseux
ASA I	Bonne santé, bon état général	Absence de contre-indications
ASA II	Une maladie traitée et bien compensée (ex : HTA)	
ASA III	Atteinte sévère d'un système qui limite l'activité	Contre-indication relative
ASA IV	Affection invalidante mettant en danger la vie du patient	Contre-indication absolue
ASA V	Patient moribond, qui ne survivra pas plus de 24h sans intervention	

Source : American society of anesthesiologists, « Classification ASA », 1941.

Pour les patients ASA III, la possibilité de mise en place dépendra des risques hémorragiques, infectieux ou des troubles de la cicatrisation qui seront discutés avec le médecin traitant.

3.2.2. Contre-indications locales

Les contre-indications locales sont liées au site anatomique de l'on opère et sont différentes pour chaque indication :

- Parodontologie : l'anatomie de la lésion infra osseuse influence la mise en place d'un matériau de comblement osseux.
- Implantologie : la mise en place du biomatériau n'est pas possible si une déchirure trop importante de la membrane sinusienne est créée en per opératoire. Pour la péri-implantite, la contre-indication sera en fonction de l'anatomie de la perte osseuse péri-implantaire.

3.2.3. Contre-indications comportementales

Ces contre-indications sont à adaptées à chaque patient mais il est nécessaire que le patient soit :

- Motivé et assidu : cela évitera certaines complications qui peuvent être liées à une absence du respect des conseils post-opératoires (la prise de médicaments en pré et post-opératoire, ne pas cracher, ne pas faire de bain de bouche avant 48h).
- Informé sur l'opération : on ne peut réaliser un acte médical sans le consentement éclairé du patient.
- Suivi régulièrement : en implantologie par exemple, l'ostéointégration de l'implant doit être vérifiée à court terme et un contrôle annuel doit être mise en place à long terme.
- Prévenu du pronostic réservé ou de la contre-indication stricte en cas de comportement alcoolo-tabagique.

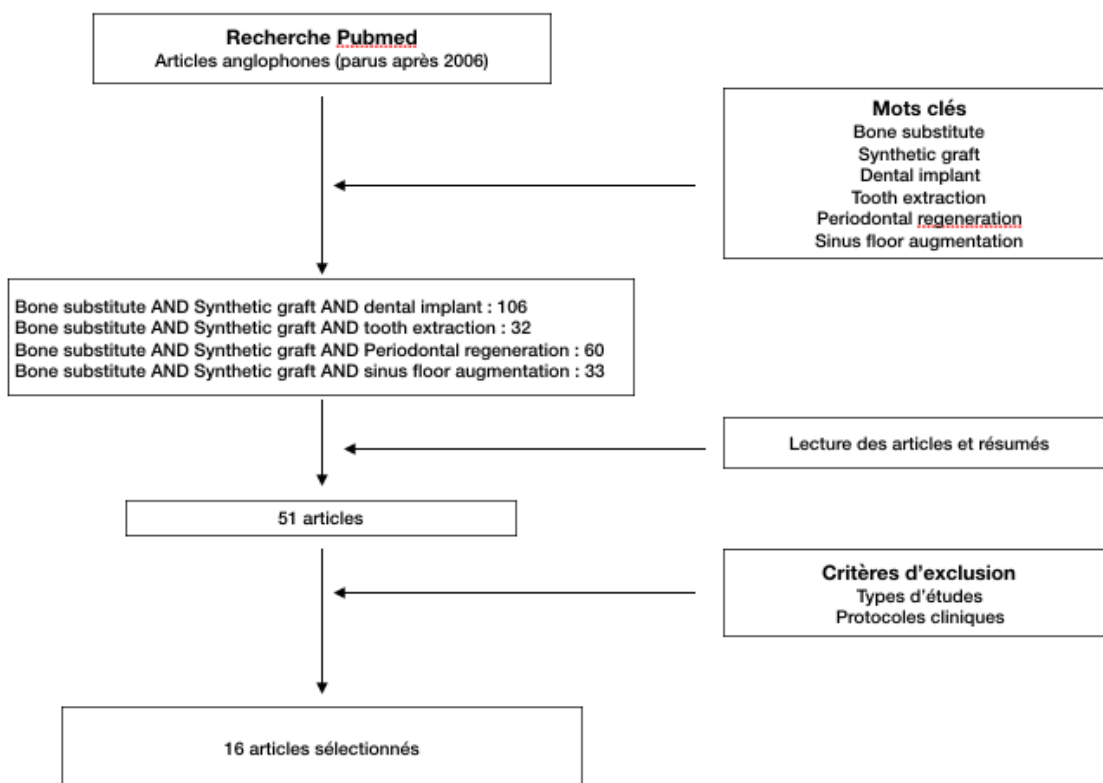
3.3. Comparaisons de l'efficacité

Dans cette sous partie, différentes études comparant les matériaux alloplastiques selon les différentes indications décrites ci-dessus sont analysées à travers une revue de la littérature.

L'objectif de cette recherche est de comparer l'efficacité de chaque biomatériau en fonction des indications.

Une recherche bibliographique menée dans la base de données MEDLINE via PubMed a été réalisée :

Figure 15 : Méthode de recherche bibliographique



Source : Auteur, 2019

Toutes ces études s'accordent sur la nécessité d'absence de maladies chroniques non stabilisées contre-indiquant le geste chirurgical.

De plus, cinq études n'incluent pas le comportement alcoolo-tabagique comme un critère d'exclusion.⁴⁷⁴⁸⁴⁹⁵⁰⁵¹

⁴⁷ Heinz et al., « Clinical effects of nanocrystalline hydroxyapatite paste in the treatment of intrabony periodontal defects : a randomized controlled clinical study ».

⁴⁸ Trombelli et al., « Minimally invasive transcresal sinus floor elevation with deproteinized bovine bone or β -tricalcium phosphate : a multicenter, double-blind, randomized, controlled clinical trial ».

⁴⁹ Tosta et al., « Histologic and histomorphometric evaluation of a synthetic bone substitute for maxillary sinus grafting in humans ».

⁵⁰ Sverzut et al., « Clinical, radiographic, and histological analyses of calcium phosphate cement as filling material in maxillary sinus lift surgery ».

⁵¹ Kattimani et al., « Comparative evaluation of bovine derived hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite graft in bone regeneration of human maxillary cystic defects : a clinico-radiological study ».

Enfin, les critères d'inclusion vont varier d'une étude à l'autre en fonction de l'acte à réaliser et des paramètres que l'on souhaite évaluer.

Pour chaque indication, nous allons définir le niveau de preuve des études que nous avons répertorié et pour cela nous nous basons sur les recommandations de la HAS :

Tableau 7 : Niveau de preuve des articles publiés selon la HAS

Niveau de preuve (HAS)	
1	Essai comparatifs randomisés de forte puissance Meta analyse d'essais comparatifs randomisés Analyse de décision fondée sur des études bien menées
2	Essais comparatifs randomisés de faible puissance Études comparatives non randomisées bien menées Études de cohortes
3	Études cas témoins
4	Études comparatives comportant des biais importants Études rétrospectives Séries de cas Études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale)

Source : Haute autorité de santé, « Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique », 2013.

Malgré tout, il est important de souligner que les données cliniques chez l'Homme restent peu nombreuses et disparates et même lorsque les données sont disponibles, il est difficile de conclure de façon certaine à une différence ou une équivalence.

Pour chaque étude, les données recueillies varient et le manque de données concernant les critères retenus comme pertinents rendent la comparaison difficile.

3.3.1. Lésions parodontales infra osseuses

Les résultats de leur utilisation publiés dans la littérature sont globalement positifs sur le plan clinique, moins sur le plan histologique.

Nous avons regroupé les résultats des études sélectionnées dans un tableau :

Tableau 8 : Résultats pour les lésions parodontales infra-osseuses

Lésions parodontales intra osseuses		
Type de matériau	Résultats	Niveau de preuve
Bioverre (Revue littéraire)	Mengel et al., Sohrabi et al. : les sites traités aux bioverres	Profeta et al., 2015 Niveau 4

	<p>montrent une meilleure tendance à l'amélioration comparés aux traitements habituels.</p> <p>Ils induisent une réparation plutôt qu'une régénération.</p> <p>Principale limitation : la mise en place avec l'obligation d'utiliser une membrane.</p>	
Hydroxyde de Ca (Étude clinique contrôlée randomisée)	<p>Contrôle (CT) à 6 mois, Comparaison clinique à une chirurgie de préservation sans biomatériau, Réduction de la poche et augmentation du niveau osseux cliniquement significatifs en faveur de l'hydroxyde de calcium.</p>	Heinz et al., 2009 Niveau 2
Ciment de phosphate de calcium (Étude clinique)	<p>CT à 12 mois, Comparaison clinique à une chirurgie de préservation sans biomatériau et à une chirurgie présentant de l'hydroxyde de calcium, La réduction de la profondeur de poche et le gain d'attache est cliniquement significatif en faveur du ciment.</p>	Rajesh et al., 2009 Niveau 4
Matériaux alloplastiques (Revue systématique)	<p>La cicatrisation est toujours caractérisée par un épithélium de jonction long et toutes les études ont montré la présence de greffe.</p> <p>Il existe une absence de résolution complète du défaut osseux comme pour la xéno greffe et l'allo greffe (50 % de résolution définitive pour l'autogreffe).</p>	Sculean et al., 2015 Niveau 1

Source : Auteur, 2019

Sur l'ensemble des études, les résultats cliniques sont significativement meilleurs qu'avec une chirurgie sans biomatériaux.

Cependant, les résultats histologiques ne sont pas satisfaisants : il existe toujours une réparation et non une régénération et il n'existe pas de résolution définitive à long terme.

Malgré tout, les différents matériaux alloplastiques décrits dans les études sont indiqués pour une utilisation parodontale, leurs résultats étant similaires aux autres matériaux de comblement utilisés.

3.3.2. Implantologie

Les résultats positifs liés à l'ostéointégration des implants ont conduit à un élargissement des indications et à une accélération du développement des matériaux de substitution entraînant une multiplication d'études cliniques avec une comparaison fréquente à de l'os autogène qui reste le gold standard ou au bio-oss qui est l'un des matériaux le plus utilisé par les chirurgiens-dentistes et le plus documenté jusqu'à présent.

Tableau 9 : Résultats pour le comblement sinusien et l'implantologie

Comblement sinusien et implantologie		
Type de matériau	Résultats	Niveau de preuve
Bioverre (Revue littéraire)	On observe une production plus importante d'os avec le bioverre qu'avec le sulfate de calcium Cet os est similaire à de l'os naturel. Scheppers et al. : les particules fonctionnent comme un centre de formation osseuse . Allan et al : ils exercent un effet antibactérien sur certaines bactéries buccales (P. Gingivalis, F. Nucleatum, P. Intermedia et A. Actinomycesetemcomitans) probablement en raison de la nature alcaline de leurs réactions de surface.	Profeta et al., 2015 Niveau 4
Hydroxyde de Ca (Étude clinique randomisée en bouche divisée)	CT à 6 mois, Comblement sous sinusien avant pose d'implants (deux temps), Comparaison histologique et histomorphométrique au bio-oss, Pas de différence significative dans la survie implantaire ou la cicatrisation osseuse.	Stacchi et al., 2017 Niveau 2
TCP (Étude clinique prospective, en bouche divisée pour 4 patients)	CT à 5 ans, Comblement sous sinusien avant pose d'implants (deux temps), Comparaison radiologique à une greffe autogène, La diminution de la hauteur verticale est plus importante	Zjiderveld et al., 2008 Niveau 2

	<p>dans la première année de la pose de l'implant,</p> <p>Pas de différence significative dans la diminution de la hauteur verticale à 1 an et à 5 ans après la pose des implants pour les deux matériaux.</p>	
<p>TCP (Étude clinique contrôlée randomisée en double aveugle)</p>	<p>CT à 6 mois, Comblement sous sinusien et pose d'implants (un temps), Comparaison clinique et radiologique au bio-oss, Pas de différence significative : bonne élévation du sinus avec les deux greffes (mesure de la hauteur de la greffe), peu de complications postopératoires, Réduction significative de la radio-opacité du TCP au cours des 6 mois de cicatrisation.</p>	<p>Trombelli et al., 2013 Niveau 2</p>
<p>BCP (Étude clinique prospective en bouche divisée)</p>	<p>CT à 5 ans, Comblement sous sinusien avant pose d'implants (deux temps), Comparaison clinique et radiologique au bio-oss, Pas de différence significative sur le taux de survie implantaire et le niveau osseux marginal.</p>	<p>Mordenfeld et al., 2015 Niveau 2</p>
<p>BCP (Étude clinique contrôlée randomisée)</p>	<p>CT à 1 an, Comblement sous sinusien avant pose d'implants (deux temps), Comparaison clinique et histomorphométrique à une greffe autogène, Le taux d'os nouvellement formé est significativement meilleur pour l'os autogène, Pas de différence dans la survie implantaire.</p>	<p>Tosta et al., 2011 Niveau 2</p>
<p>Ciment de phosphate de calcium (Étude clinique)</p>	<p>CT à 16 mois, Comblement sous sinusien avant pose d'implants (deux temps), Évaluation clinique et radiographique, Malgré une augmentation de la hauteur, la formation osseuse est minimale.</p>	<p>Sverzut et al., 2014 Niveau 4</p>

	Réhabilitation implantaire impossible.	
Matériaux alloplastiques (Revue systématique)	<p>Comparaison histomorphométrique au matériau xenogène, autogène et allogène dans le sinus lift,</p> <p>L'ajout d'os autogène au matériau alloplastique ou xénogène n'apporte pas de changements dans la quantité d'os nouvellement formé,</p> <p>La survie implantaire avec des matériaux de substitution serait égale voir supérieure à celle avec de l'os autogène ce qui pourrait être dû au taux de résorption élevé de celui-ci,</p> <p>La formation osseuse avec l'os autogène est toujours significativement supérieure aux autres matériaux mais il n'existe pas de différence significative sur la quantité de formation osseuse entre 6 et 10 mois pour l'allogreffe, la xénogreffe ou les matériaux alloplastiques,</p> <p>Les matériaux alloplastiques ont montré une quantité plus importante d'os nouvellement formé que l'allogreffe entre 4,5 et 9 mois.</p>	Danesh-sani et al., 2016 Niveau 1

Source : Auteur, 2019

Même si les résultats obtenus avec l'os autogène sont toujours meilleurs, nous pouvons voir à travers les différentes études que la survie implantaire est similaire pour les différents matériaux même si le taux d'os nouvellement formé est moins important.

Le taux d'os nouvellement formé ne semble pas influencer la survie implantaire.

Les matériaux alloplastiques sont une alternative viable lors de la pose d'implants mais le ciment de phosphate de calcium n'est pas indiqué dans le comblement des sinus.

3.3.3. Comblement alvéolaire

La conservation du volume osseux après extraction constitue un objectif prioritaire à atteindre et l'utilisation de matériau de substitution paraît justifiée.

Tableau 10 : Résultats pour le comblement alvéolaire

Comblement alvéolaire		
Type de matériau	Résultats	Niveau de preuve
Sulfate de calcium (Étude clinique contrôlée randomisée)	CT à 3 mois, Comparaison clinique et histologique avec FDBA, Pas de différence dans la préservation alvéolaire. Meilleure résorption et meilleure formation osseuse du sulfate de calcium.	Toloue et al., 2012 Niveau 2
Hydroxyde de Ca (Étude clinique contrôlée randomisée)	CT à 6 mois, Comparaison clinique et radiologique au bio-oss, Efficacité similaire dans la régénération osseuse en densitométrie et radiographiquement.	Kattimai et al., 2014 Niveau 2
Bioverre (Étude clinique contrôlée randomisée en double aveugle)	CT à 1 an, Comblement alvéolaire avant pose d'implants, Comparaison clinique et radiologique au bio-oss et sans comblement, Pas de différence significative dans les changements dimensionnels pour le bioverre et le bio-oss. Stabilité primaire implantaire significativement meilleure pour le bioverre.	Kotsakis et al., 2014 Niveau 2
TCP (Étude clinique prospective)	CT à 6 mois, Comblement alvéolaire avant pose d'implants, Évaluation clinique, radiologique et histologique, Permet la préservation de l'os alvéolaire et une formation osseuse.	Munoz et al., 2015 Niveau 4

Source : Auteur, 2019

A travers les différentes études citées ci-dessus, nous pouvons voir que tous les matériaux alloplastiques peuvent être utilisés pour le comblement alvéolaire : ils permettent une formation

osseuse compatible avec la mise en place d'un implant et permettent même une meilleure stabilité primaire pour le bioverre.

3.4. Comparaisons entre eux

Nous nous sommes basés sur la revue systématique de Saad Alghamdi et al. datant de 2010 traitant des lésions parodontales.

Tableau 11 : Résultats des matériaux alloplastiques pour les lésions parodontales

Lésions parodontales	
Matériaux	Résultats
Sulfate de calcium	Beaucoup utilisé comme barrière dans les régénérations guidées des tissus, un gain d'attache est mis en évidence mais la résorption est très rapide.
Hydroxyde de calcium	Les propriétés vont dépendre de la mise en forme du matériau : <ul style="list-style-type: none"> • Dense : pas de nouvelle attache histologiquement, résultats significatifs par rapport au débridement seul. • Résorbable : échafaudage permettant la formation osseuse.
TCP	Souvent moins de formation osseuse que de résorption, Matériau accepté cliniquement mais pas de résultats prédictibles.
Bioverres	Meilleure réduction de sondage et meilleur gain d'attache que pour la chirurgie seule, ils pourraient agir comme une barrière pour retarder la repousse d'un épithélium de jonction long.

Source : Auteur, 2019

Globalement, comme vu précédemment, les matériaux alloplastiques donnent des résultats cliniques meilleurs que ceux obtenus avec une chirurgie sans biomatériaux.

Les bioverres se démarquent en permettant notamment de retarder la repousse d'un épithélium de jonction long.

Cette comparaison se limite au traitement des lésions parodontales et ces résultats sont à évalués avec précaution car les auteurs ne décrivent pas de méthodologie dans leur sélection d'articles.

Cependant, comme nous l'avions évoqué, il est difficile de les comparer de façon certaine : il faudrait s'appuyer sur l'ensemble des critères que nous avons listé dans la deuxième partie or les données ne sont pas toujours disponibles.

Actuellement, les praticiens ont un panel important de techniques et d'outils à leur disposition mais il n'existe aucuns substituts synthétiques dont les caractéristiques permettent de remplacer une greffe osseuse autogène en termes de résistance ou de capacité d'induction.

3.5. Perspectives des matériaux alloplastiques ⁵²

L'utilisation des matériaux alloplastiques est en constante augmentation, nous nous sommes donc intéressés à leurs perspectives.

3.5.1. Bio ingénierie de la régénération du tissu osseux

L'absence d'une ostéogénèse ou d'une réelle ostéoinduction est une limite majeure dans le traitement des défauts osseux importants.

De nombreuses recherches pour développer des matériaux possédant les propriétés de l'autogreffe sans ses inconvénients sont en cours et deux stratégies sont actuellement développées : l'utilisation des facteurs de croissance (BMP) ou des cellules ostéogéniques.

3.5.1.1. Utilisation de facteurs ostéoinducteurs ⁵³

Les Bone Morphogenic Protein (BMP) sont des protéines de la famille des Transforming Growth Factor- β (TGF- β) qui permettent la transformation et la prolifération des cellules mésenchymateuses en ostéoblastes.

De très nombreux supports ont été évalués notamment les phosphates de calcium (hydroxyapatite, TCP ou encore BCP) qui sont de bons échafaudages permettant une croissance osseuse.

Cependant, le vecteur idéal reste à découvrir car de nombreux problèmes sont encore présents dont l'élimination, la libération des facteurs ou la période de cette libération.

Les principales protéines décrites en utilisation clinique sont les BMP-2 et 7 : elles ont été autorisées aux États-Unis par la FDA (Food and Drug Administration) pour le BMP-2 dans les fusions intersomatiques lombaires et par l'ANSM (Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé) en France pour le BMP-7 dans le traitement des fractures non consolidées du tibia en cas d'échec de l'autogreffe.

Cependant, en plus du manque de recul clinique et d'une utilisation limitée à certaines indications, le principal élément limitant l'utilisation de ces facteurs est le coût financier avec un risque non négligeable d'absence d'efficacité et d'ossification ectopique.

3.5.1.2. Utilisation de cellules ostéogéniques ⁵⁴

L'ingénierie tissulaire osseuse consiste à développer des substituts osseux bio-artificiels associant des

⁵² Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux, *Les matériaux de substitution osseuse*.

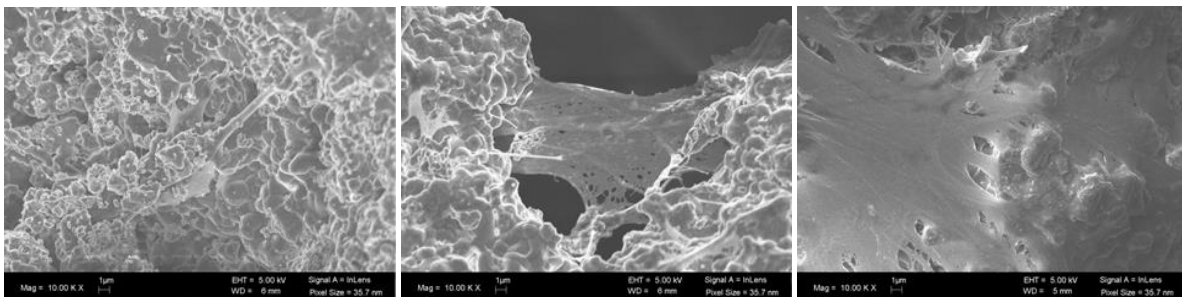
⁵³ Gutermann, Roy, et Bégué, « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? »

⁵⁴ Lobo et Arinze, « Biphasic calcium phosphate ceramics for bone regeneration and tissue engineering applications ».

cellules souches mésenchymateuses du patient à un matériau : les cellules sont cultivées in vitro sur une matrice en carbonate ou en phosphate de calcium puis l'ensemble du substitut est ensuite placé dans le défaut.

Dans l'étude de Lobo et al., le BCP a été considéré comme un vecteur prometteur et ils ont pu montrer que le ratio HA/TCP peut influencer la formation osseuse (le ratio 20/80 est significativement meilleur que tous les autres).

Figure 16 : Images au MEB de l'adhésion et de la prolifération des cellules mésenchymateuses dans du BCP aux jours 1, 7 et 14



Source : Lobo et al., « Biphasic calcium phosphate ceramics for bone regeneration and tissue engineering applications », 2010.

Les études menées chez les animaux ont également montré des propriétés ostéoinductrices de ces substituts, en plus de leur capacité à rétablir une continuité osseuse importante.

Plus récemment, le projet H2020 MAXIBONE coordonné par le Pr Pierre Layrolle a vu le jour en janvier 2018 : il s'agit d'une étude clinique contrôlée randomisée qui s'étalera sur 4 ans dans 12 hôpitaux de 6 pays européens différents et qui concernera 150 patients.

Cette étude vise une régénération osseuse maxillo-faciale : elle comparera l'efficacité d'une culture de cellules souches associée à un matériau alloplastique avec une greffe autogène.

A partir d'un prélèvement de moelle osseuse, 100 millions de cellules souches seront produites puis associées à des granules de phosphate de calcium, le mélange sera ensuite implanté dans la zone édentée.

Après 5 mois, un scanner et une biopsie seront réalisés afin de vérifier l'augmentation osseuse avant la pose d'implants et une évaluation médico-économique de la thérapie cellulaire par rapport à la greffe autogène sera également réalisée.

En plus de cette comparaison, ce projet évaluera l'association de cellules souches à des impressions 3D chez l'animal et la production cellulaire automatisée grâce à des bioréacteurs.

Ce projet fait suite au projet européen REBORNE qui a démontré une sécurité clinique de la stratégie régénérative sur 11 patients.

3.5.2. Conception assistée par ordinateur

Il reste compliqué à l'heure actuelle de réhabiliter des pertes osseuses de grandes étendues et d'ajuster parfaitement la greffe autogène ou les substituts osseux à la forme du défaut : une mauvaise adaptation mécanique du greffon favorise la pénétration bactérienne et induit une formation osseuse incomplète ou inadaptée.

Des industriels commercialisent des blocs de comblement osseux préformés par ordinateur : d'après les données morphologiques du défaut osseux recueillies par tomographie numérisée, une pièce osseuse est usinée dans un bloc de céramique de type hydroxyapatite de grande porosité.

La principale limitation est financière, l'utilisation est principalement réservée à la chirurgie maxillo-faciale et aux chirurgies ORL même si l'utilisation se démocratise en chirurgie implantaire.

3.5.3. Comblement sur mesure

Cette technique consiste à préparer au fauteuil une empreinte de l'alvéole à combler en utilisant la racine de la dent extraite : cette empreinte est ensuite comblée par un mélange de TCP et d'un polymère biodégradable.

Figure 17 : Exemple d'un comblement sur mesure



Source : Degradable solutions AG, « Guidor bone graft substitute », 2009

Cette réplique de la racine extraite, créée à partir d'un composite solide, biodégradable et ostéoinducteur est réimplanté à la place de la racine sans la nécessité d'une membrane.

D'après les concepteurs (Degradable Solutions AG®), la résorption du matériau et son remplacement par du tissu osseux prendrait 9 à 15 mois.

3.5.4. Le « coating implant »⁵⁵

Une des dernières nouveautés est la modification de la surface des implants pour les rendre bioactifs (et ainsi éviter l'encapsulation dans du tissu fibreux des matériaux bio inertes).

Différents enrobages ont été testés :

- Sulfate de calcium : il entraîne une perte d'intégrité dans le temps et présente une possible réponse phagocytaire avec, pour conséquence, une plus grande perte osseuse.
- Bioverre : il permet une attache chimique importante avec l'os vivant et pourrait augmenter le taux d'engagement des cellules osseuses précurseurs ce qui permettrait une interface de formation osseuse plus rapide et donc une meilleure stabilité primaire.

Pour Moritz et al. ainsi que Wheeler et al. : chez les animaux, en présence de bioverres, les implants sont intégrés dans l'os hôte sans une capsule tissulaire et sont entourés avec plus d'os que les implants non recouverts.

Tout ceci semble prouver que les bioverres utilisés comme matériau de recouvrement des implants augmentent la facilité d'intégration initiale, la cicatrisation et montrent la voie à une nouvelle génération d'implants.

⁵⁵ Profeta et Prucher, « Bioactive-glass in periodontal surgery and implant dentistry ».

Conclusion

Le développement des matériaux de substitution, quelle que soit leur origine, a entraîné une augmentation de leurs indications et de leurs utilisations et c'est actuellement plus de deux millions de greffes osseuses qui sont réalisées annuellement en médecine et en chirurgie dentaire.⁵⁶

En chirurgie orale, ils vont servir à combler un défaut selon plusieurs indications que nous avons étudiées : la parodontologie, le comblement alvéolaire ou encore l'implantologie.

Le substitut osseux idéal devrait, comme nous avons pu l'évoquer dans l'introduction, être biocompatible, résorbable, facile d'utilisation, peu coûteux, posséder une intégrité structurelle similaire à l'os et des propriétés d'ostéoconduction et d'ostéoinduction.

Actuellement, le substitut osseux idéal n'existe pas mais les praticiens ont un choix important d'outils et de techniques à leur disposition et leur décision dépendra du volume nécessaire, des propriétés du matériau et de sa manipulation.

L'analyse de la littérature menée dans cette thèse permet la comparaison des matériaux alloplastiques à des matériaux plus utilisés par les chirurgiens-dentistes et les résultats semblent cliniquement positifs :

- Parodontologie : les matériaux alloplastiques présentent des résultats cliniques significativement meilleurs que les chirurgies de préservation simples même si on regrette l'absence de régénération.
- Implantologie : ils permettent une survie implantaire et un taux de formation osseuse similaires aux matériaux allogènes et xénogènes.
- Comblement alvéolaire : ces matériaux semblent adaptés à une préservation alvéolaire.

Malheureusement, nous nous sommes heurtés à certaines difficultés dans la collecte de ces résultats : la plupart des données cliniques sont recueillies dans des petites séries de façon non randomisées avec une variation du rythme et des données.

Il n'est donc pas possible de comparer de manière significative et avec certitude les différents matériaux alloplastiques entre eux.

Le développement de nouveaux matériaux tente de répondre aux lacunes encore rencontrées par les

⁵⁶ Le Visage, Jordana, et Weiss, « Substituts osseux ».

matériaux présents sur le marché notamment le taux de néoformation osseuse/résorption ou le renforcement mécanique, généralement absent.

La mise en place de la bio ingénierie se développe et semble, au vu des dernières études, prometteuse : actuellement, le projet MAXIBONE pourrait permettre de développer de nouvelles possibilités de traitement comme la régénération des pertes osseuses importantes et de géométrie complexe ou la mise en place d'une banque de cellules souches.

La recherche et le développement de ces matériaux alloplastiques est en constante évolution et de nouveaux résultats et indications devraient voir le jour ces prochaines années.

Bibliographie

AlGhamdi, A. S., O. Shibly, et S. G. Ciancio. « Osseous grafting part II : xenografts and alloplasts for periodontal regeneration, a litterature review ». *Journal of the international academy of periodontology* 12, n° 2 (2010) : 39-44.

Andersson, ö., et L. L. Hench. « Bioactive glass ». In *An introduction to bioceramics*, édité par L. L. Hench et J. Wilson. Singapour : World scientific, 1993.

Araújo, M. G., et J. Lindhe. « Dimensional ridge alterations following tooth extraction : an experimental study in the dog ». *Journal of clinical periodontology* 32, n° 2 (2005) : 212-18.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2005.00642.x>.

Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux. *Les matériaux de substitution osseuse*. Paris : Association dentaire française, 2005.

Bourgeois, D., P. Bouchard, et C. Mattout. « Epidemiology of periodontal status in dentate adults in france, 2002-2003 ». *Journal of periodontal research* 42, n° 3 (2007) : 219-27.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0765.2006.00936.x>.

Cardaropoli, G., M. Araújo, et J. Lindhe. « Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites : an experimental study in dogs ». *Journal of clinical periodontology* 30, n° 9 (2003) : 809-18.
<https://doi.org/10.1034/j.1600-051X.2003.00366.x>.

Corbella, S., S. Taschieri, et M. Del Fabbro. « Long-term outcomes for the treatment of atrophic posterior maxilla : a systematic review of literature ». *Clinical implant dentistry and related research* 17, n° 1 (2015) : 120-32. <https://doi.org/10.1111/cid.12077>.

Cortellini, P., et G. M. Bowers. « Periodontal regeneration of intrabony defects : an evidence-based treatment approach ». *The international journal of periodontics & restorative dentistry* 15, n° 2 (1995) : 128-45. <https://doi.org/10.1902/cap.2015.140062>.

Dahlin, C., A. Linde, J. Gottlow, et S. Nyman. « Healing of bone defects by guided tissue regeneration ». *Plastic and reconstructive surgery* 81, n° 5 (1988) : 672-76.
<https://doi.org/10.1097/00006534-198805000-00004>.

Danesh-Sani, S. A., S. P. Engebretson, et M. N. Janal. « Histomorphometric results of different grafting materials and effect of healing time on bone maturation after sinus floor augmentation : a systematic review and meta-analysis ». *Journal of periodontal research* 52, n° 3 (2017) : 301-12.

<https://doi.org/10.1111/jre.12402>.

De Ruitter, A., N. Janssen, R. Van Es, M. Frank, G. Meijer, R. Koole, et T. Rosenberg. « Micro-structured beta-tricalcium phosphate for repair of the alveolar cleft in cleft lip and palate patients : a pilot study ». *The cleft palate-craniofacial journal* 52, n° 3 (2015) : 336-40. <https://doi.org/10.1597/13-260>.

Finkemeier, C. G. « Bone-grafting and bone-graft substitutes ». *The journal of bone and joint surgery* 84, n° 3 (2002) : 454-64. <https://doi.org/10.2106/00004623-200203000-00020>.

Gautier, H., A. Billon, C. Merle, et G. Daculsi. « Les substituts osseux à bioactivité contrôlée : un vecteur pour la libération de principes actifs, place des antibiotiques ». *Antibiotiques* 6, n° 2 (2004) : 120-27. [https://doi.org/10.1016/S1294-5501\(04\)94252-5](https://doi.org/10.1016/S1294-5501(04)94252-5).

Giannoudis, P. V., H. Dinopoulos, et E. Tsiridis. « Bone substitutes : an update ». *Injury* 36 Suppl 3 (2005) : S20-27. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2005.07.029>.

Gutermann, L., S. Roy, et T. Bégué. « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? » *Journal de pharmacie clinique* 32, n° 2 (2013) : 79-87. <https://doi.org/10.1684/jpc.2013.0251>.

Heinz, B., A. Kasaj, M. Teich, et S. Jepsen. « Clinical effects of nanocrystalline hydroxyapatite paste in the treatment of intrabony periodontal defects : a randomized controlled clinical study ». *Clinical oral investigations* 14, n° 5 (2010) : 525-31. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0325-x>.

Hench, L. L. « Bioceramics : from concept to clinic ». *Journal of the american ceramic society* 74, n° 7 (1991) : 1487-1510. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1991.tb07132.x>.

Kattimani, V. S., S. P. Chakravarthi, K. N. Neelima Devi, M. S. Sridhar, et L. K. Prasad. « Comparative evaluation of bovine derived hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite graft in bone regeneration of human maxillary cystic defects : a clinico-radiological study ». *Indian journal of dental research* 25, n° 5 (2014) : 594-601. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.147100>.

Kokubo, T., H. Kushitani, S. Sakka, T. Kitsugi, et T. Yamamuro. « Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic a-w ». *Journal of biomedical materials research* 24, n° 6 (1990) : 721-34. <https://doi.org/10.1002/jbm.820240607>.

Kotsakis, G. A., M. Salama, V. Chrepa, J. E. Hinrichs, et P. Gaillard. « A randomized, blinded, controlled clinical study of particulate anorganic bovine bone mineral and calcium phosphosilicate putty bone substitutes for socket preservation ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 29, n° 1 (2014) : 141-51. <https://doi.org/10.11607/jomi.3230>.

Le Visage, C., F. Jordana, et P. Weiss. « Substituts osseux ». *médecine/sciences* 33, n° 1 (2017) : 60-65.
<https://doi.org/10.1051/medsci/20173301010>.

Lee, C.-T., Y. Huang, L. Zhu, et R. Weltman. « Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis : systematic review and meta-analysis ». *Journal of dentistry* 62 (2017) : 1-12.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.04.011>.

Lesclous, P. « Prescription des antibiotiques en pratique bucco-dentaire : recommandations afssaps 2011 ». *Médecine buccale chirurgie buccale* 17, n° 4 (2011) : 334-46.
<https://doi.org/10.1051/mbcb/2011138>.

Lobo, S. E., et T. L. Arinze. « Biphasic calcium phosphate ceramics for bone regeneration and tissue engineering applications ». *Materials* 3, n° 2 (2010) : 815-26. <https://doi.org/10.3390/ma3020815>.

Lu, J. X., B. Flautre, K. Anselme, P. Hardouin, A. Gallur, M. Descamps, et B. Thierry. « Role of interconnections in porous bioceramics on bone recolonization in vitro and in vivo ». *Journal of materials science. materials in medicine* 10, n° 2 (1999) : 111-20.
<https://doi.org/10.1023/A:1008973120918>.

Mangano, C., A. Scarano, V. Perrotti, G. Iezzi, et A. Piattelli. « Maxillary sinus augmentation with a porous synthetic hydroxyapatite and bovine-derived hydroxyapatite : a comparative clinical and histologic study ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 22, n° 6 (2007) : 980-86.
<https://doi.org/10.11607/jomi.2667>.

Mordenfeld, A., C. Lindgren, et M. Hallman. « Sinus floor augmentation using straumann® boneceramic™ and bio-oss® in a split mouth design and later placement of implants : a 5-year report from a longitudinal study ». *Clinical implant dentistry and related research* 18, n° 5 (2016) : 926-36.
<https://doi.org/10.1111/cid.12374>.

Muñoz-Corcuera, M., A. Bascones-Martínez, et J. R. Ramón. « Post-extraction application of beta-tricalcium phosphate in alveolar socket ». *Journal of osseointegration* 7, n° 1 (2015) : 8-14.
<https://doi.org/10.23805/jo.2015.07.01.02>.

Ouhayoun, J. P. *Le traitement parodontal : en omnipratique*. Paris : Quintessence international, 2011.

Papapanou, P. N., et M. S. Tonetti. « Diagnosis and epidemiology of periodontal osseous lesions ». *Periodontology 2000* 22, n° 1 (2000) : 8-21. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0757.2000.2220102.x>.

Profeta, A. C., et G. M. Prucher. « Bioactive-glass in periodontal surgery and implant dentistry ». *Dental materials journal* 34, n° 5 (2015) : 559-71. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-233>.

Rajesh, J. B., K. Nandakumar, H. K. Varma, et M. Komath. « Calcium phosphate cement as a “barrier-graft” for the treatment of human periodontal intraosseous defects ». *Indian journal of dental research* 20, n° 4 (2009) : 471-79. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.59459>.

Schwartz, Z., et B. D. Boyan. « Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface ». *Journal of cellular biochemistry* 56, n° 3 (1994) : 340-47. <https://doi.org/10.1002/jcb.240560310>.

Sculean, A., D. Nikolidakis, G. Nikou, A. Ivanovic, I. L. C. Chapple, et A. Stavropoulos. « Biomaterials for promoting periodontal regeneration in human intrabony defects : a systematic review ». *Periodontology 2000* 68, n° 1 (2015) : 182-216. <https://doi.org/10.1111/prd.12086>.

Stacchi, C., T. Lombardi, F. Oreglia, A. Alberghini Maltoni, et T. Traini. « Histologic and histomorphometric comparison between sintered nanohydroxyapatite and anorganic bovine xenograft in maxillary sinus grafting : a split-mouth randomized controlled clinical trial ». *Biomed research international* 2017, n° 8 (2017) : 1-10. <https://doi.org/10.1155/2017/9489825>.

Sverzut, A. T., D. C. Rodrigues, A. Lauria, R. S. Armando, P. T. de Oliveira, et R. W. F. Moreira. « Clinical, radiographic, and histological analyses of calcium phosphate cement as filling material in maxillary sinus lift surgery ». *Clinical oral implants research* 26, n° 6 (2015) : 633-38. <https://doi.org/10.1111/clr.12346>.

Toloue, S. M., I. Chesnoiu-Matei, et S. B. Blanchard. « A clinical and histomorphometric study of calcium sulfate compared with freeze-dried bone allograft for alveolar ridge preservation ». *Journal of periodontology* 83, n° 7 (2012) : 847-55. <https://doi.org/10.1902/jop.2011.110470>.

Tosta, M., A. R. G. Cortes, L. Corrêa, D. D. S. Pinto, I. Tumenas, et E. Katchburian. « Histologic and histomorphometric evaluation of a synthetic bone substitute for maxillary sinus grafting in humans ». *Clinical oral implants research* 24, n° 8 (2013) : 866-70. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02384.x>.

Trombelli, L., G. Franceschetti, C. Stacchi, L. Minenna, O. Riccardi, R. Di Raimondo, A. Rizzi, et R. Farina. « Minimally invasive transcrestal sinus floor elevation with deproteinized bovine bone or β -tricalcium phosphate : a multicenter, double-blind, randomized, controlled clinical trial ». *Journal of clinical periodontology* 41, n° 3 (2014) : 311-19. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12210>.

Vignoletti, F., P. Matesanz, D. Rodrigo, E. Figuero, C. Martin, et M. Sanz. « Surgical protocols for ridge preservation after tooth extraction : a systematic review ». *Clinical oral implants research* 23 Suppl 5 (2012) : 22-38. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02331.x>.

Wolff, J., M. Pyysalo, A. K. Antalainen, G. K. Sándor, et M. Helminen. « Removal rates of dental

implants placed in conjunction with autologous bone and xenogeneic and synthetic alloplastic materials in finland between 1994 and 2012 ». *Implant dentistry* 24, n° 5 (2015) : 552-56.

<https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000320>.

Zijderveld, S. A., E. A. J. M. Schulten, I. H. A. Aartman, et C. M. Ten Bruggenkate. « Long-term changes in graft height after maxillary sinus floor elevation with different grafting materials : radiographic evaluation with a minimum follow-up of 4.5 years ». *Clinical oral implants research* 20, n° 7 (2009) : 691-700. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01697.x>.

Table des figures

Figure 1 : Chronologie de la cicatrisation après une extraction dentaire	3
Figure 2 : Présentation commerciale des substituts osseux	7
Figure 3 : Classification des biomatériaux.....	11
Figure 4 : Pourcentage de membres de la SFIOP ayant répondu au questionnaire	12
Figure 5 : Formation osseuse autour de la particule de biomatériau	15
Figure 6 : Diagramme ternaire ou triangle de Hench.....	17
Figure 7 : Cinétique de dissolution de la céramique phosphocalcique et précipitation d'apatite	18
Figure 8 : Morphologie des pores	21
Figure 9 : Résistance des structures.....	22
Figure 10 : Évaluation de l'évolution radiographique de la formation osseuse	25
Figure 11 : les types de lésions infra-osseuses.....	27
Figure 12 : Indication du comblement osseux en fonction de l'architecture de la lésion intra osseuse	28
Figure 13 : Approche crestale et vestibulaire lors d'un comblement de sinus.....	30
Figure 14 : Arbre décisionnel CIST (Thérapeutique de soutien interceptée cumulative)	32
Figure 15 : Méthode de recherche bibliographique	37
Figure 16 : Images au MEB de l'adhésion et de la prolifération des cellules mésenchymateuses dans du BCP aux jours 1, 7 et 14.....	46
Figure 17 : Exemple d'un comblement sur mesure	47

Table des tableaux

Tableau 1 : Classification des biomatériaux	13
Tableau 2 : Les propriétés des matériaux alloplastiques	26
Tableau 3 : Paramètres liés au patient et au dentiste influençant la cicatrisation alvéolaire	33
Tableau 4 : Quantité de perte verticale et horizontale	33
Tableau 5 : Indication de l'antibioprophylaxie au cours des actes bucco-dentaires invasifs chez le sujet sain et chez le sujet à risque	35
Tableau 6 : Classification ASA et indications	35
Tableau 7 : Niveau de preuve des articles publiés selon la HAS	38
Tableau 8 : Résultats pour les lésions parodontales infra-osseuses	38
Tableau 9 : Résultats pour le comblement sinusien et l'implantologie	40
Tableau 10 : Résultats pour le comblement alvéolaire	43
Tableau 11 : Résultats des matériaux alloplastiques pour les lésions parodontales	44

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Docteur Adel HAMDANI

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes
Professeur Frédéric DARDEL
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Les matériaux alloplastiques : propriétés, indications d'utilisation, efficacité

Résumé :

Différents matériaux de comblement osseux peuvent être utilisés lors d'une chirurgie implantaire ou pré implantaire : os autogène, os xénogène (d'une espèce différente), os allogène (de la même espèce) ou matériaux alloplastiques (synthétiques). Il est accepté que l'os autogène donne de meilleurs résultats car il permet à la fois une bonne ostéoinduction et ostéoconduction. Cependant, les suites post-opératoires augmentées dues au site de prélèvement ainsi que la difficulté de mise en œuvre sont un frein à sa généralisation. Les biomatériaux osseux allogènes et xénogènes sont une bonne alternative à l'os autogène car ils sont disponibles en quantité et volumes importants et permettent d'éviter un second site opératoire de prélèvement. Néanmoins, face à une démocratisation de ces chirurgies, la limite de l'offre entraîne une explosion du coût de ces matériaux. Face à cette problématique, de plus en plus de matériaux de comblement synthétiques sont développés et utilisés par les chirurgiens-dentistes car ils offrent de nombreux avantages : la diminution du risque de contamination, de bonnes propriétés bio actives, une bonne résorbabilité, la possibilité pour le chirurgien d'avoir accès à des volumes de matériaux adaptés à toute sorte de défauts osseux et enfin un confort supplémentaire pour le patient qui n'aura pas besoin de subir un prélèvement osseux. Au travers d'une revue de littérature, nous allons chercher à déterminer les propriétés de ces nouveaux matériaux et leur efficacité face aux matériaux allogènes et xénogènes.

Discipline :

Chirurgie orale

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Substituts osseux -- classifications -- Dissertations universitaires ; Implants dentaires -- Dissertations universitaires ; Produits synthétiques -- Transplantation -- Thèses et écrits académiques ; Parodonte -- Régénération -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Bone Substitutes -- classification -- Academic Dissertations ; Dental Implants -- Academic Dissertations

Université Paris Descartes
Faculté de Chirurgie dentaire
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge