

**UNIVERSITE DE NANTES**  
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

-----

Année : 2012

N°057

**INTERETS DES BIOMATERIAUX SYNTHETIQUES UTILISES  
DANS LE COMBLEMENT DE SINUS**

-----

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE  
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée  
et soutenue publiquement par*

**GEFFRIAUD Valentine**  
Né le 18 juillet 1986

Le 15 novembre 2012 devant le jury ci-dessous

Président du jury : Monsieur le Professeur Pierre WEISS  
Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT  
Co-directrice : Monsieur le Docteur Guillaume CAMPARD  
Assesseur : Monsieur le Docteur Afchine SAFFARZADEH

**Par délibération en date du 6 décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.**

<b>UNIVERSITÉ DE NANTES</b>	
<b>Président</b>	Monsieur LECOINTE Yves
<b>FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE</b>	
<b>Doyen</b>	Pr.Yves AMOURIQUE
<b>Assesseurs</b>	Dr.Stéphane RENAUDIN Pr.Assem SOUEIDAN Pr.WEISS Pierre
<b>Professeurs des Universités</b> <b>Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>	
Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur JEAN Alain	Monsieur Philippen LESCLOUDS Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
<b>Professeurs des Universités</b>	
Monsieur BOHNE Wolf (Professeur Emérite)	Monsieur BOULER Jean-Michel
<b>Praticiens Hospitaliers</b>	
Madame Cécile DUPAS	Madame Emmanuelle LEROUXEL
<b>Maîtres de Conférences</b> <b>Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>	
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LAGARDE André Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur UNGER François Monsieur VERNER Christian	<b>Assistants hospitaliers universitaires</b> <b>des C.S.E.R.D.</b>  Monsieur BADRAN Zahi Madame BERTHOU-STRUBE Sophie Madame BORIES Céline Madame BOUVET Gaëlle Monsieur CAMPARD Guillaume Monsieur COIRIER François Monsieur DEUMIER Laurent Monsieur FREUCHET Erwan Monsieur FRUCHET Aurélien Madame GOEMAERE-GALIERE Hélène Monsieur LANOISELEE Edouard Madame Eve MALTHIERY Monsieur MARGOTTIN Christophe Madame ODIER Amélie Monsieur PAISANT Guillaume Madame RICHARD Catherine Monsieur Morgan ROLOT Madame TOURE Amadou (Assistant associé)

<b>1</b>	<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>LES NOTIONS ESSENTIELLES .....</b>	<b>6</b>
<b>2.1</b>	<b>Généralités sur le tissu osseux.....</b>	<b>6</b>
2.1.1	Composition du tissu osseux.....	6
2.1.2	Organisation du tissu osseux .....	8
2.1.3	La cicatrisation osseuse .....	12
2.1.4	Incidence en implantologie.....	14
<b>2.2</b>	<b>Généralités sur le sinus maxillaire .....</b>	<b>14</b>
2.2.1	Sa morphologie.....	15
2.2.2	Sa croissance et son évolution.....	16
2.2.3	Sa physiologie .....	17
2.2.4	Son innervation.....	17
2.2.5	Sa vascularisation.....	17
<b>2.3</b>	<b>Les techniques de comblement sinusien.....</b>	<b>19</b>
2.3.1	Par voie crestale.....	19
2.3.2	Par voie latérale .....	20
<b>2.4</b>	<b>Les différents matériaux de comblement actuels sur le marché .....</b>	<b>22</b>
<b>3</b>	<b>LES MATERIAUX SYNTHETIQUES UTILISES ACTUELLEMENT DANS LE COMBLEMENT DE SINUS .....</b>	<b>23</b>
<b>3.1</b>	<b>Généralités .....</b>	<b>23</b>
3.1.1	Les caractéristiques recherchées :.....	26
3.1.2	Leurs propriétés générales .....	27
3.1.3	Leurs contre-indications : .....	28
3.1.4	Leurs avantages .....	30
3.1.5	Leurs inconvénients .....	30
<b>3.2</b>	<b>La classification.....</b>	<b>31</b>
<b>3.3</b>	<b>Analyse de la littérature : Point de vue clinique et histologique.....</b>	<b>45</b>
3.3.1	Protocole expérimental.....	45
3.3.2	L'hydroxyapatite .....	Erreur ! Signet non défini.
3.3.3	Le phosphate tricalcique .....	49
3.3.4	Le phosphate de calcium biphasé .....	52
3.3.5	Le sulfate de calcium .....	55
3.3.6	Les bioverres .....	57
3.3.7	Les polymères .....	61
3.3.8	Les substituts osseux injectables .....	64
3.3.9	Le titane.....	65
<b>4</b>	<b>LES RESULTATS A LONG TERME EN RELATION AVEC LA POSE D'IMPLANTS .....</b>	<b>67</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>69</b>
<b>6</b>	<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>71</b>
<b>7</b>	<b>INDEX DES ILLUSTRATIONS.....</b>	<b>78</b>

## 1 INTRODUCTION

La pose d'implant en remplacement de dents perdues fait aujourd'hui partie intégrante des thérapeutiques odontologiques quotidiennes. Simple à mettre en œuvre dans un contexte osseux favorable, elle semble compromise dès lors que le volume osseux résiduel est faible. De nombreuses techniques de reconstruction osseuse pré implantaire ont été développées pour autoriser l'implantation des zones fortement résorbées. Dans le cas du maxillaire postérieur, cette résorption est associée au développement du sinus, dénommé « pneumatisation », phénomène associant faible densité osseuse et faible résistance de cet os à une pression atmosphérique certaine. Dès lors, la reconstitution d'un volume osseux destiné à recevoir le ou les futurs implants nécessite le comblement de la partie inférieure du sinus.

Le premier à décrire une technique d'élévation du plancher sinusien avec mise en place immédiate de l'implant fut TATUM dans le milieu des années 1970, cependant il attendit 10 ans pour publier ses premiers résultats afin d'avoir un recul suffisant.

La procédure d'élévation du plancher du sinus est une procédure chirurgicale efficace pour le placement d'implants chez les patients édentés .Il faut d'abord considérer plusieurs paramètres pour réaliser le succès d'une élévation de sinus et permettre la survie des implants à long terme. On suppose que le choix de la greffe joue un rôle central dans le succès implantaire. Un matériau de greffe devrait être ostéoinducteur, ostéoconducteur et ostéogénique.

Toutes ces propriétés différentes peuvent avoir de l'importance sur le résultat final, comme le maintien du volume de greffe au fil du temps. Par conséquent la connaissance accrue du comportement biologique de ces matériaux est importante.

L'os autogène pourrait donc représenter un choix idéal, comme il accomplit les propriétés mentionnées ci-dessus .Cependant, l'utilisation d'os d'autogène peut être associée à d'importants effets secondaires locaux, y compris des dégâts neuraux et une augmentation de la morbidité post-opératoire . En 2010, l'os autogène n'est plus le seul matériau de référence. Il n'y a plus de raison d'opérer un prélèvement osseux intra ou extra oral pour effectuer un comblement de sinus. C'est pour cela que des matériaux de greffe différents ont été évalués dans des procédures d'augmentation de sinus pour surmonter ces limitations potentielles.

Il est évident qu'un certain nombre de biomatériaux peuvent produire des résultats similaires à l'os autogène et sont recommandés en réalité comme le premier choix dans les procédures d'augmentation de sinus.

La multitude de produits disponibles est telle qu'il paraît difficile de s'y retrouver.

## 2 LES NOTIONS ESSENTIELLES

### 2.1 Généralités sur le tissu osseux (46)

Le tissu osseux constitue la charpente du corps, forme les pièces osseuses.

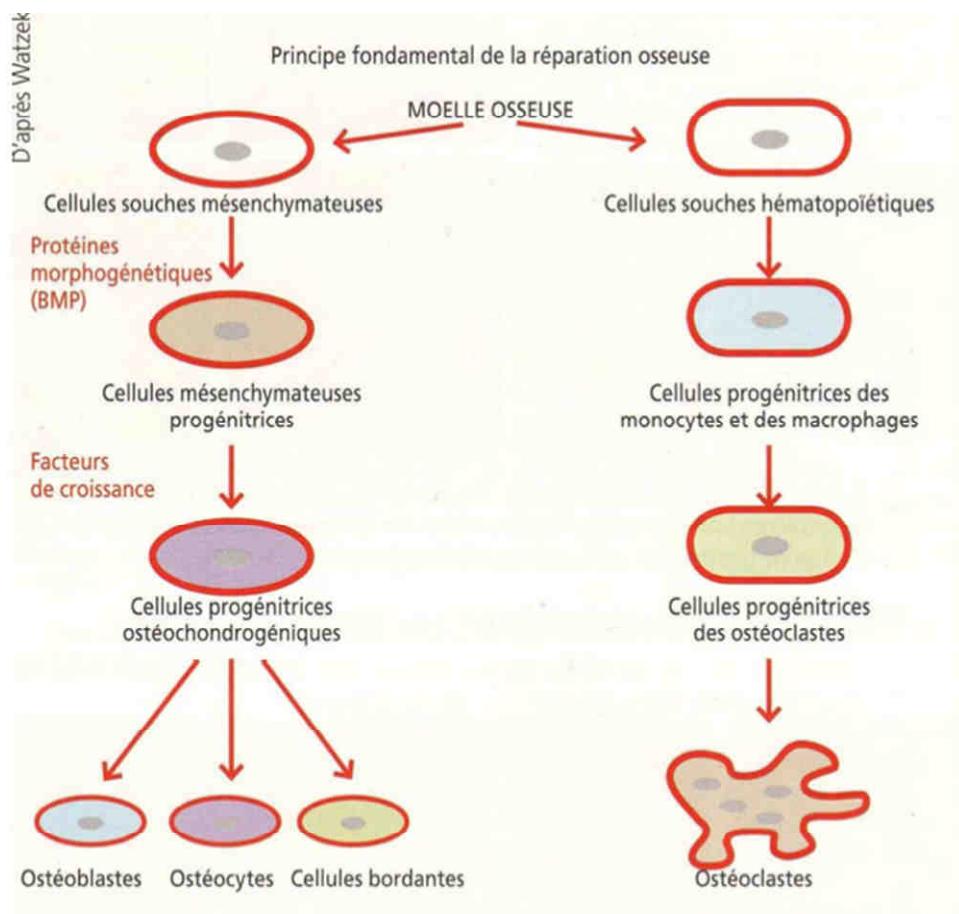
Il présente plusieurs fonctions notamment :

- Fonctions mécaniques
- Fonctions de protection des organes vitaux
- Il joue un rôle extrêmement important dans le maintien de l'homéostasie car il est un réservoir métabolique de sels minéraux, en particulier de calcium et contribue ainsi à la régulation de la composition du fluide extracellulaire via le calcium ionisé.

#### 2.1.1 Composition du tissu osseux

Le tissu osseux comprend divers types cellulaires à l'intérieur d'une matrice extracellulaire minéralisée formée principalement de fibrilles de collagène et de cristaux d'hydroxyapatites.

##### Les cellules



**Figure 1:** Schéma simplifié du principe fondamental de la réparation osseuse et des cellules osseuses qui interviennent

	Cellules bordantes	Ostéoblastes	Ostéocytes	Ostéoclastes
ORIGINE	-Cellule souches mésenchymateuses	-Cellules souches mésenchymateuses qui se différencie en pré ostéoblaste puis en ostéoblaste mature	- Maturation de l'ostéoblaste qui s'est retrouvé coincé dans la matrice osseuse qu'il a lui-même formé.	-Cellules souches hématopoïétique -Proviendraient de l'assemblage de monocytes qui se différencieront en pré ostéoclastes
MORHOLOGIE	- Cellules aplatis peu actives mononucléées (ostéoblastes au repos)	-Cellules jeunes présentant un noyau excentré - Cuboïde, prolongements -Equipements intra cytoplasmique riche en organites cellulaires (appareil de Golgi, mitochondrie) et par conséquent synthétise de nombreux éléments protéiques	-Fusiforme, prolongements -Peu riche en organites	-Fusiforme, prolongements -Peu riche en organites
LOCALISATION	-Repose sur de l'os minéralisé	-en surface	-Ce sont des cellules osseuses enfermées dans une lacune osseuse : l'ostéoplaste à l'intérieur de la matrice minérale	-Dans les lacunes de Howship -Sur les surfaces osseuses de lendoste dans les systèmes de havers -On les retrouve au niveau des sites actifs du remaniement osseux
ROLES	- Participent de manière réduite à la synthèse de la matrice osseuse -Capable si ils sont stimulés de devenir des ostéoblastes actifs	-Responsable de la synthèse de la partie organique de la matrice osseuse qui l'entoure, elle produit aussi les protéines de cette matrice. Ce tissu est appelé tissu ostéoïde et ce n'est qu'après calcification qu'il sera appelé tissu osseux. -Sécrète des cytokines et des facteurs de croissance -Contrôle la minéralisation de l'ostéoïde -Rôle indirect dans la résorption	-Assure le renouvellement de la matrice - Régulation des échanges calciques -Maintien de l'équilibre phosphocalcique -Communique entre elles par un système de prolongements dendritiques et permet ainsi d'envoyer des signaux aux ostéoblastes et entre eux	-Résorption du tissu osseux - Responsables de la dégradation de l'os minéralisé pendant le développement osseux, homéostasie et la réparation.
AVENIR		-Division -Se transforme en ostéocyte métaboliquement peu actifs ou en cellules bordantes	-Pas de division - Meurt sur place	-Pas de division - Meurt sur place

## Figure 2 : Tableau descriptif des cellules du tissu osseux

### **La matrice osseuse**

#### **Organique**

Elle contient 90% de fibres de collagène et 1% de facteurs de croissance. Ces fibres de collagènes sont réunies entre elles par une substance fondamentale.

#### **Minérale**

Elle correspond à 60-70% de l'os sec et contient des sels minéraux tel que calcium (99%), phosphore (85%), magnésium, sodium.

**Les protéines solubles** : cytokines, GAG, facteurs de croissance, BMP.

### **2.1.2 Organisation du tissu osseux**

Il s'organise en quatre compartiments. On distingue de l'extérieur vers l'intérieur:

- **Le périoste** (enveloppe externe de l'os) est très vascularisé : Il est formé de deux couches cellulaires :

-*la couche externe fibreuse* « périoste fibreux » joue le rôle d'encapsulation sans intervention dans l'ostéogenèse contient un réseau dense de fibres de collagène.

-*La couche interne* « périoste cellulaire » ou couche ostéogène d'Ollier est formée par plusieurs types cellulaires comprenant des cellules endothéliales vasculaires, des pré ostéoblastes (capacité de prolifération ostéoblastique) et des ostéoblastes responsables de la prolifération osseuse.

- **L'os cortical** (tissu osseux lamellaire précédé par du tissu osseux non lamellaire primaire) également appelé *l'os compact* : Il est formé par la juxtaposition d'ostéons, dans lesquels les lamelles osseuses sont disposées de façon concentrique autour d'un canal appelé « canal de havers », où circulent les vaisseaux. Les canaux de Havers sont reliés entre eux par des canaux transversaux, les canaux de wolkmann.

- **L'endoste** : tapisse l'os compact. Il est sous périosté et se constitue d'os en organisation

lamellaire. Les lamelles sont disposées concentriquement autour d'un canal médullaire dit canal de Havers.

- **L'os spongieux** ou os trabéculaire. Il est constitué d'un réseau tridimensionnel de travées osseuses.

### Le remodelage osseux (15, 64,69)

Ce phénomène est un mécanisme physiologique complexe qui fait intervenir des cellules et des facteurs de régulation systémiques et locaux.

Dans ce processus dynamique de remodelage continu, on assiste à une relation couplée entre les ostéoclastes qui permettent la résorption et le replacement de l'os ainsi que les ostéoblastes qui permettent la formation d'une nouvelle matrice osseuse.

Il a été montré dans la littérature que les ostéoblastes influencent la différenciation des ostéoclastes grâce à l'expression de RANK (Receptor for Activation of Nuclear factor Kappa B), RANKL (ligand de RANK) et d'OPG (ostéoprotégérine), entre autres. RANKL qui s'exprime à la surface des cellules pré ostéoblastique va se lier à RANK situé sur les cellules des précurseurs ostéoclastique et déclenche ainsi la différenciation ostéoclastique et le processus de maturation.

Cependant, la présence d'OPG protéine « leurre » synthétisée par les ostéoblastes (qui peuvent lier RANKL) provoquera l'arrêt du système entier en empêchant la fixation de RANKL/RANK et permettra ainsi de prévenir la formation osseuse par les ostéoblastes. Par compétition entre RANKL et OPG, l'ostéoblaste régule le nombre d'ostéoclastes actifs. Plus récemment, les scientifiques proposent que les ostéoclastes puissent influencer la formation osseuse. Ils contrôleraient la migration, la différenciation et la maturation des précurseurs ostéoblastiques par la synthèse "de facteurs couplé" et par le relargage de facteur de croissance par la matrice osseuse pendant la résorption.

Le cycle du remodelage osseux commence par l'activation d'ostéoclastes qui vont entraîner la destruction de la vieille matrice osseuse : La résorption.

Les ostéoclastes acidifient le milieu, formant ainsi des micro-chambres de résorption sous lesquelles la phase minérale est dissoute, tandis que la phase organique est mise à nue puis dégradée par des enzymes spécifiques. Les lacunes ainsi formées sont appelées lacunes de Howship. Puis les précurseurs ostéoblastiques sont ensuite recrutés au niveau du site de résorption et se différencient en ostéoblastes matures responsables de la synthèse de la nouvelle matrice osseuse. Les ostéoblastes stimulés sont indispensables à la différenciation des monocytes en préostéoclastes, à la fusion de ces précurseurs mononucléés en ostéoclastes quiescent et à la différenciation de ces ostéoblastes quiescents en ostéoclastes actifs (= possédant anneau étanche + bordure en brosse).

L'ostéoclaste polarisé forme une zone de cachetage. Des vésicules acides intracellulaires sont recrutées et vont fusionner avec la membrane cellulaire dans la zone de cachetage pour former la bordure en brosse. De grandes quantités d'acide hydrochlorique sont relarguées dans les lacunes de résorption pour dissoudre le minéral de la matrice osseuse.

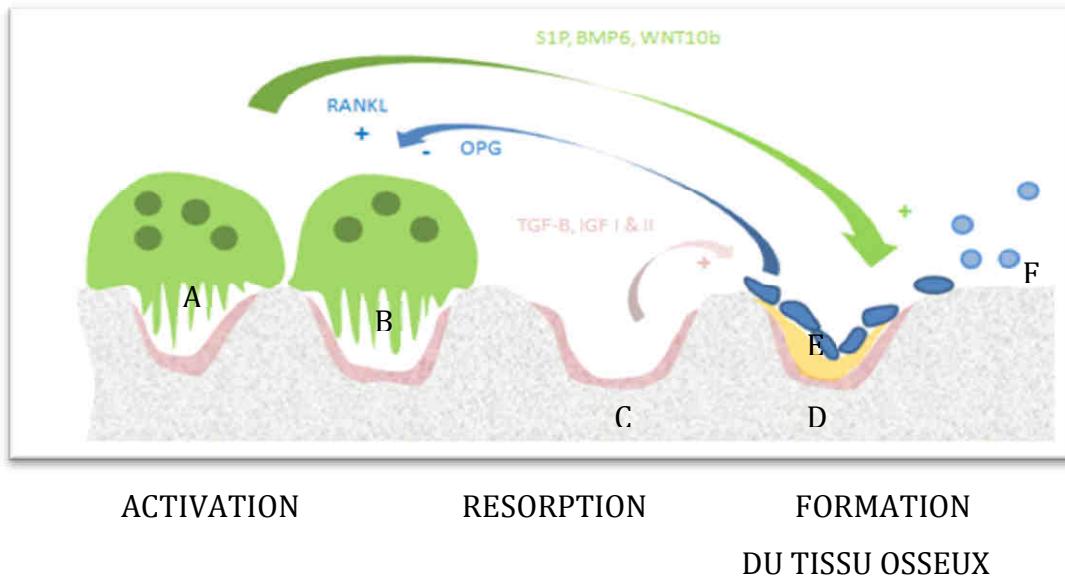
A ce stade, la trame osseuse organique, composée de protéines collagéniques et non collagéniques va être exposée à l'action des enzymes protéolytiques.

Les métallo protéinases (MMPs) et les cathepsines lysosomales sont les deux groupes d'enzymes qui jouent un rôle majeur dans la dégradation extracellulaire de la matrice osseuse. Lorsque la résorption est terminée, les ostéoclastes peuvent se déplacer à un autre site ou déclencher leur apoptose.

En même temps, l'ostéoblaste va synthétiser et sécréter la matrice extracellulaire aboutissant à la formation de nouvel os. Tout d'abord, les cellules progénitrices vont proliférer sur la surface osseuse puis vont se différencier en ostéoblastes matures. Ces ostéoblastes vont alors synthétiser activement la matrice osseuse (appelé ostéoïde) composée de protéines collagéniques (collagène de type I essentiellement) et de protéines non-collagéniques (sialoprotéines et phosphatase alcaline).

La minéralisation de la matrice ostéoïde se fera grâce à l'expression des protéines régulatrices (ostéocalcine, ostéopontine, sialoprotéine). Pendant la formation osseuse, certains ostéoblastes seront pris au piège dans la matrice osseuse et se différencieront en ostéocytes. Lors de l'arrêt de formation osseuse, certains ostéoblastes subiront une apoptose tandis que d'autres resteront à l'état de quiescence.

Ce tissu hautement spécialisé est caractérisé par sa structure dynamique en perpétuel remaniement. Il est continuellement produit par les ostéoblastes, modifié par les ostéocytes et détruit par les ostéoclastes, ce qui permet le renouvellement de l'os ancien par de l'os nouveau.



**Figure 3 :** Le remodelage osseux

**A :** Pré ostéoclaste

**B :** Ostéoclaste actif synthétise des facteurs couplés et des facteurs de croissance qui influent sur le comportement des précurseurs ostéoblastiques

**C :** Lacune de résorption (Howship)

**D :** Préostéoblate arrive au niveau du site de résorption et se transforme en ostéoblaste actif avec formation de la matrice osseuse

**E :** Ostéoblaste actif synthétise RANKL et OPG qui régule l'activité des ostéoclastes.

**F :** précurseurs ostéoblastique

### 2.1.3 La cicatrisation osseuse (67)

La résorption de l'os alvéolaire est une perte localisée, chronique et évolutive, dont le processus fondamental est mal connu. Son amplitude est liée aux capacités de remaniement tissulaire propre à chaque individu et son étiologie multifactorielle.

Au maxillaire, la perte osseuse sous sinusienne est :

-centripète, en rapport avec la résorption osseuse post extractionnelle.

-centrifuge, en rapport avec une pneumatisation physiologique du sinus maxillaire.

Ces pertes osseuses atteignent en moyenne 40 à 60% de la hauteur et de l'épaisseur originelle, avec le maximum de perte au cours de la première année.

Le processus de cicatrisation post-extractionnelle se met en place immédiatement après l'avulsion dentaire et débute par :

-la formation d'un caillot sanguin au fond de l'alvéole : l'hématome

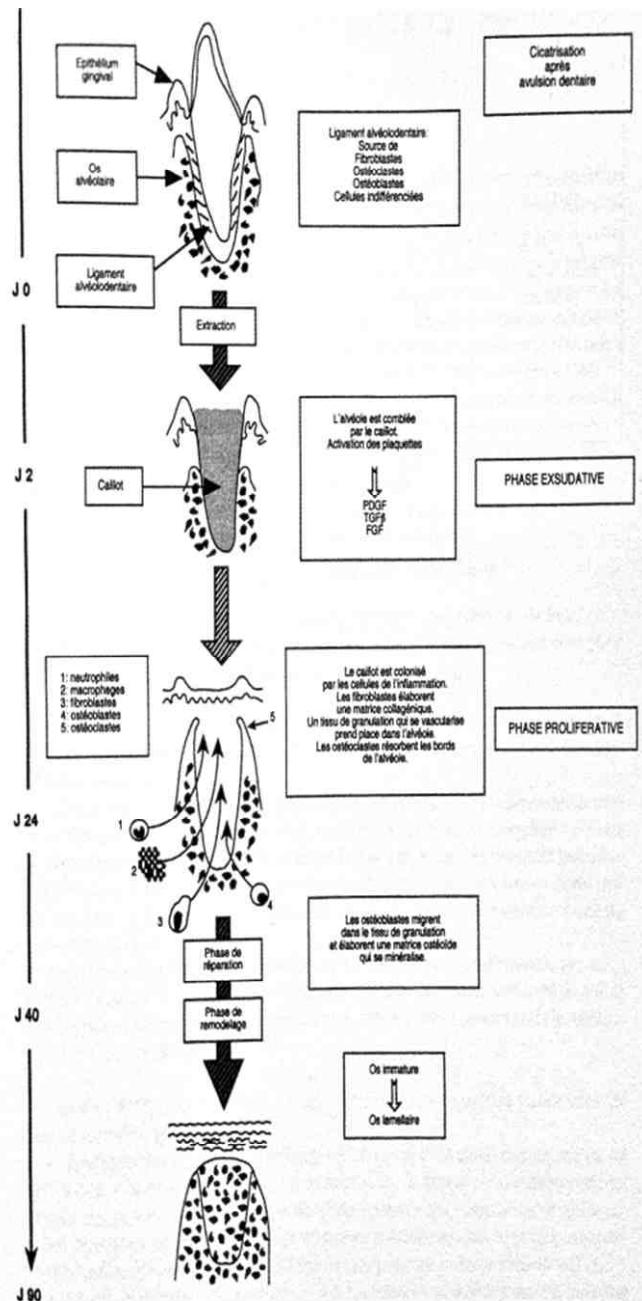
-détersion de la plaie : l'inflammation

- puis apparaît un tissu de granulation qui va progressivement remplacer le caillot.

- le modelage et le remodelage tissulaire.

Des ostéoclastes commencent à résorber les crêtes alvéolaires alors que des ostéoblastes, apparus dans le fond de l'alvéole, initient la synthèse d'un tissu ostéoïde.

Le tissu de granulation se transforme ensuite en tissu conjonctif jeune tandis que la néoformation osseuse se poursuit, laissant apparaître des trabécules minéralisées dès le 24ème jour. Après 15 semaines, l'alvéole est comblée par un tissu osseux en plein remaniement, mais la nouvelle crête osseuse n'atteint jamais le niveau denté.



**Figure 4 :** Chronologie de la cicatrisation osseuse au sein de l'alvéole après extraction d'une dent.

Afin de pallier à ce déficit osseux, différents matériaux vont être utilisés.

### **En présence de biomatériaux (45)**

La réparation osseuse en présence de biomatériaux se fait selon un mode d'ossification endo membranaire au contact et/ou à distance du matériau. Elle se caractérise tout d'abord par le recouvrement du matériau par les protéines du sérum, des ions, du sucre et des lipides, ainsi que par des cytokines produites par les plaquettes et les cellules de l'inflammation. L'intérieur des pores du substitut est ensuite comblé par un caillot fibrino plaquettaire qui est progressivement remplacé par un cal d'implantation caractérisé par du tissu fibreux qui se minéralise secondairement. On observe une minéralisation du tissu ostéoïde entre le 6<sup>ème</sup> et le 14<sup>ème</sup> jour. A partir du 21<sup>ème</sup> jour on a un recrutement des ostéoclastes qui signe le remodelage de l'os néoformé.

La réponse tissulaire à un matériau va dépendre d'une multitude de paramètres :

- La réactivité biologique du matériau
- L'implantation
- La réaction des tissus environnants

Les paramètres inhérents au matériau influençant la réparation osseuse sont :

- la composition chimique du matériau
- la rugosité (faciliterait la formation du tissu osseux)
- le module d'élasticité
- la porosité
- la taille de granules

Ainsi plus le matériau est poreux, plus les fluides et les cellules de l'hôte vont pouvoir coloniser les espaces et permettre sa résorption. Cependant la taille des particules intervient dans la mesure où une fois les particules incluses dans un tissu osseux, elles ne peuvent plus subir de résorption indépendante du remodelage du tissu néoformé. C'est pourquoi un certain nombre de particules reste visible.

Idéalement, le biomatériau devrait être totalement résorbé et remplacé par de l'os. En principe les minéraux libérés lors de la dissolution des matériaux sont disponibles pour favoriser la cicatrisation osseuse. Suivant leur comportement dans le tissu osseux les biomatériaux peuvent être biotolérants (incorporé à l'os avec formation d'un tissu fibreux entre l'os néoformé et le biomatériau), bioinertes (aucune réaction avec le tissu environnant seulement un contact osseux sans liaison chimique directe avec le tissu néoformé) ou bioactif (liaison chimique avec le tissu néoformé sans interposition d'une couche fibreuse). Mais tous sont biocompatibles.

Après implantation dans le tissu osseux, le matériau disparaît progressivement par phagocytose, par dissolution chimique ou par l'action des ostéoclastes et est remplacé par du tissu osseux. Les éléments libérés au cours de la résorption doivent être biocompatibles et pouvoir être assimilés par l'organisme. La vitesse de résorption du tissu osseux va dépendre de :

- la nature chimique du substitut osseux
- la composition du milieu physiologique
- l'interface substitut/milieu

#### **2.1.4 Incidence en implantologie**

La zone postérieure du sinus maxillaire supérieur est une région où le volume osseux est souvent insuffisant. Lorsque l'on observe la perte d'un organe dentaire dans cette région l'os se résorbe plus rapidement et le sinus maxillaire en profite pour se développer au détriment de l'os alvéolaire. Il semble alors nécessaire de trouver des solutions pour aménager et rendre cet espace favorable à la pose d'implants dentaires.

### **2.2 Généralités sur le sinus maxillaire (5,6,9,17,28,21)**

Les sinus de la face sont des cavités pneumatiques développées dans les os qui entourent les fosses nasales et qui communiquent avec elles. On en dénombre trois groupes principaux :

- Le groupe **maxillaire** qui est représenté par les sinus maxillaires.
- Le groupe **éthmoïdal** comprenant toutes les cellules éthmoïdales ainsi que les sinus frontaux.
- Le groupe **sphénoïdal** constitué par les sinus sphénoïdaux.

Nous nous intéresserons uniquement au sinus maxillaire dans notre travail.

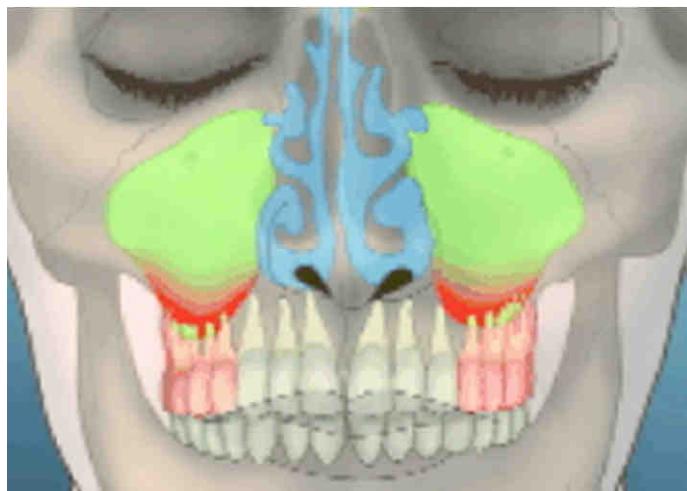


Figure 5 : Proximité des racines des dents maxillaires avec les dents postérieures

### 2.2.1 Sa morphologie

Elaboré dès la 12ème semaine de la vie intra utérine, il est visible sur les radiographies dès l'âge de 5 mois. Son volume croît considérablement dans l'enfance jusqu'à l'âge de 12 ans, puis plus lentement jusqu'à l'âge adulte.

Le sinus maxillaire est une cavité paire et symétrique creusée dans le corps du maxillaire. C'est le plus grand des sinus para nasaux. Sa zone de projection antérieure est située au niveau de la joue entre le rebord inférieur de l'orbite et l'arcade dentaire supérieure. Il présente une forme de pyramide à base interne.

Plusieurs auteurs dont Kamina dénombrent cinq parois qui délimitent le sinus maxillaire:

- son sommet latéral** qui s'étend dans le processus zygomatique.
- sa paroi inférieure** également appelé plancher correspond au processus alvéolaire du maxillaire. Elle est marquée habituellement par la saillie de la racine des premières et deuxièmes molaires supérieures qui peuvent la perforer. Son épaisseur est variable mais elle mesure en moyenne 3 à 4 mm.
- Sa paroi supérieure** appelée aussi toit du sinus ou plancher de l'orbite, mince, est creusée dans la gouttière du conduit infra orbitaire
- Sa paroi postérieure** répond aux fosses infra-temporale et ptérygo-palatine. Elle est perforée par les canaux alvéolaires postéro-supérieurs destinés aux molaires supérieures.
- Sa paroi antérieure** répond à la fosse canine.

**-sa base médiale** plus complexe (ou paroi nasale) correspond à la paroi latérale de la cavité nasale, c'est la base de la pyramide qui sépare le sinus des fosses nasales. On l'appelle cloison inter-sinuso-nasale. Elle présente, en son centre, sur l'os sec un vaste orifice : le hiatus maxillaire qui débouche dans la partie antérieure du méat nasal moyen.

Le rapport anatomique étroit entre le sinus maxillaire et les dents explique la fréquence des sinusites maxillaires d'origine dentaire.

La cavité nasale contient normalement de l'air, elle a une forme et une dimension variable. La configuration interne du sinus est très variable. Elle peut être lisse et régulière ou posséder des cloisons plus ou moins importantes allant jusqu'à séparer le sinus en deux cavités distinctes avec deux ostiums: les septums intra-sinusiens .

Chez l'adulte on distingue les petits sinus avec un volume moyen de 5 à 6 cm<sup>3</sup>, des sinus moyens de 12 cm<sup>3</sup> et des grands sinus dans la capacité peut dépasser 20 cm<sup>3</sup>

### **2.2.2 Sa croissance et son évolution**

C'est à partir de la paroi de la cavité nasale primitive puis du sac nasal primitif que se développent les sinus. Les cellules éthmoïdales antérieures apparaissent très tôt (10ème semaine de la vie intra utérine) puis deux récessus se forment à partir de là : un rostral, le récessus éthmoïdo-frontal qui deviendra le sinus frontal et l'autre caudal, le récessus éthmoïdo-maxillaire qui deviendra le sinus maxillaire.

Elaboré dès la 12<sup>ème</sup> semaine de la vie intra utérine, il est visible sur les radiographies dès l'âge de 5 mois.

A la naissance, le rapport entre le volume du crâne et celui du squelette facial est de 1/7ème. Le développement des germes dentaires et des sinus para nasaux va progressivement réduire ce rapport.

Son volume croît considérablement dans l'enfance jusqu'à l'âge de 12 ans, puis plus lentement jusqu'à l'âge adulte.

De plus, leurs développements se font parallèlement à celui de l'os maxillaire et des dents, ils occupent progressivement le volume osseux libéré par les dents en éruption.

### 2.2.3 Sa physiologie

Toutes les parois sinusoïdales sont tapissées par la muqueuse sinusoïdale. A l'état sain cette muqueuse est souple et fine, elle mesure entre 0,2 et 0,8mm. Elle est composée d'un épithélium de type respiratoire formé de cellules ciliées (80%), de cellules muqueuses et d'un tissu conjonctif sous-jacent.

On lui distingue 5 rôles :

- Sécrétion du mucus ayant un rôle important dans la défense antibactérienne et contre la poussière et les débris étrangers.
- Activité ciliaire, créant un courant d'évacuation vers l'ostium ayant un diamètre réduit et un contre-courant qui s'oppose à la pénétration de particules étrangères.
- Réchauffement de l'air grâce au plexus veineux sous le tissu épithéial de la muqueuse sinusoïdale.
- Rôle immunitaire par la présence de lymphocytes et de macrophages. C'est dans le sinus maxillaire que se trouve la plus forte concentration de bactéries et de particules allergènes.
- Résorption osseuse grâce à la présence d'ostéoclastes dans l'épithélium sinusoïde. Cette propriété peut être activée par des conditions pathologiques ou des conditions physiologiques défavorables. Cette activité contribue à la diminution du volume osseux disponible au niveau de la crête maxillaire édentée.

### 2.2.4 Son innervation

Le sinus est innervé par des fibres collatérales du nerf maxillaire supérieur, issu du nerf trijumeau, que sont les nerfs alvéolaires **supéro-postérieur, moyen** et antérieur et infra-orbitaire.

### 2.2.5 Sa vascularisation

Elle est assurée par les branches de l'artère maxillaire interne:

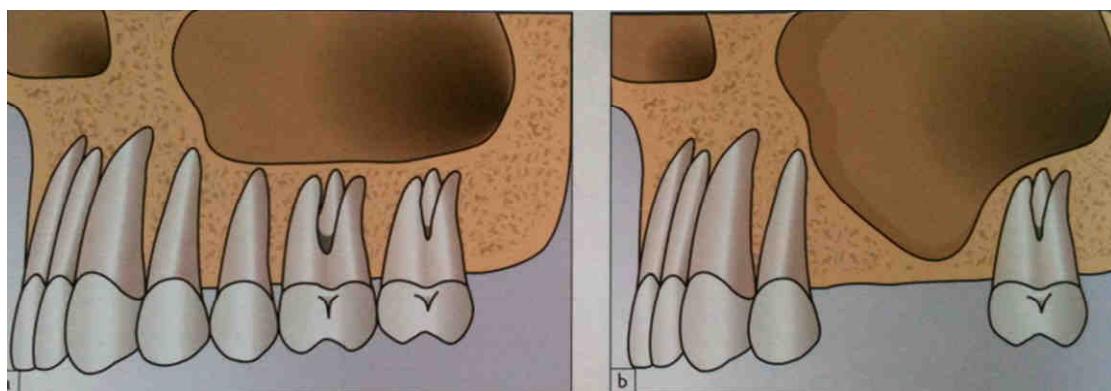
-l'artère infra-orbitaire qui chemine dans le plancher de l'orbite assure essentiellement la vascularisation du toit du sinus et de sa partie antéro latérale.

-l'artère alvéolaire postéro-supérieure qui assure la vascularisation de la partie postérieure du sinus

-L'artère palatine descendante donne des rameaux à la partie postérieure de la paroi médiale du sinus.

-Les artères éthmoïdales antérieure et postérieure participent à la vascularisation de la partie supérieure de la cloison médiale.

Nous avons pu voir précédemment que le développement du sinus se fait parallèlement à celui de l'os maxillaire et des dents qui vont progressivement donner sa forme finale. En cas de perte ou d'absence de dents, la résorption crestale du maxillaire est associée à leur pneumatisation, ce qui limite le volume osseux sous sinusien disponible. On observe alors une modification du sinus qui va par conséquent occuper la place libérée. Cette modification va entraîner des conséquences lors de la pose d'implant, puisque celui-ci doit nécessiter une hauteur nécessaire entre la crête osseuse et le plancher du sinus maxillaire. Pour pallier à ce déficit, on propose différentes techniques qui consistent à soulever le plancher du sinus ainsi que de greffer différents matériaux qui permettront d'obtenir une hauteur suffisante.



**Figure 6 :** Pneumatisation du sinus maxillaire après extraction

## 2.3 Les techniques de comblement sinusien

(24,52, 9, 29, 71 ,61, 59, 43, 42 ,43)

Dans la plupart des cas, la faible densité osseuse de cette région est mise en péril par la pneumatisation du sinus qui entraîne un manque de hauteur pour l'implant de longueur adéquate pour supporter les charges occlusales.

L'insuffisance osseuse verticale au maxillaire postérieur constitue un obstacle à une réhabilitation de la crête édentée par une prothèse implanto-portée. La qualité et la quantité de l'os résiduel vont être transformées par une technique de comblement du sinus maxillaire, destinée à corriger les défauts osseux pour positionner parfaitement les implants. Cette technique décrite à l'origine par Boyne et al. permet de créer un espace entre l'os alvéolaire résiduel, le nouveau plafond sinusien représenté par l'élévation de la membrane de Schneider et la limite que constitue les parois latérales du sinus ; une greffe va être utilisée pour combler l'espace ainsi établi. L'accès à la membrane sinusienne peut se faire par voie latérale ou crestale.

### 2.3.1 Par voie crestale

Tatum en 1986 a été le premier à envisager l'accès au sinus par la crête alvéolaire en proposant une ostéotomie qui provoque le retrait de l'os alvéolaire puis une fracture « en bois de verre » de l'os qui permet grâce à l'aide d'un ostéotome (instrument métallique) d'élever la membrane sinusienne ainsi que l'ajout d'un matériau qui comble l'espace nouvellement formé.

*SUMMERS*

Ensuite Summers en 1994 a élaboré la technique « des ostéotomes » ou encore appelé « bone added ostéotome sinus floor élévation », qui envisage une élévation de la membrane sinusienne en conservant l'os alvéolaire couplé à une greffe osseuse. Le but de cette thérapeutique peu invasive sans pénétration dans le sinus des instruments chirurgicaux est d'augmenter le volume osseux disponible. L'os est compacté latéralement et apicalement grâce à l'augmentation progressive du diamètre des ostéotomes.

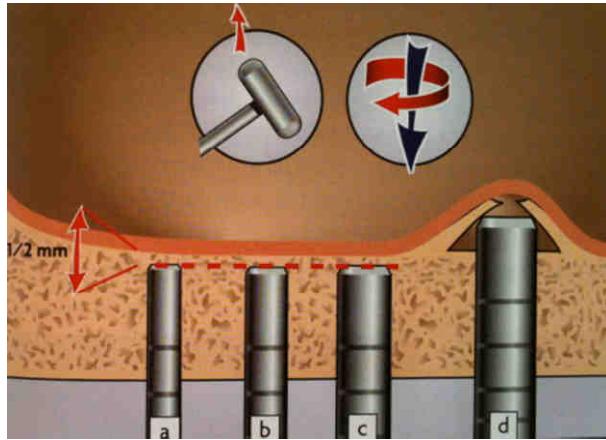


Schéma illustrant les étapes de la technique de l'ostéotome décrite par Summers.

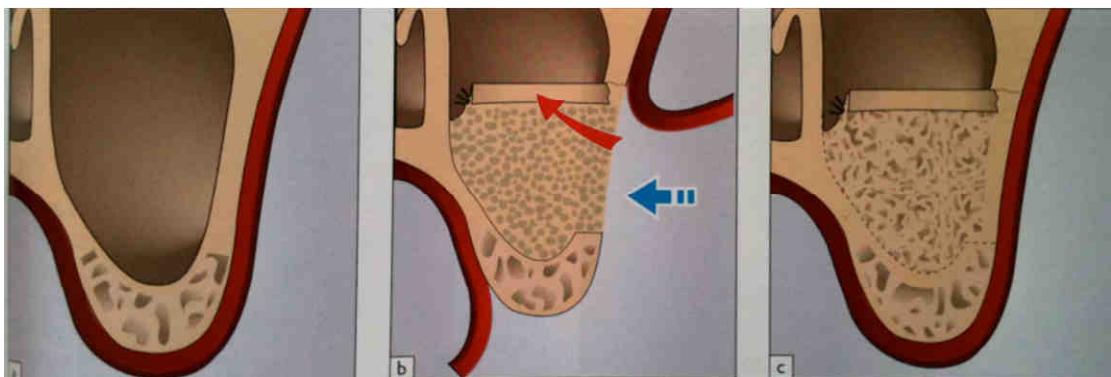
- a)b)c) passage des ostéotomes de diamètre croissant.
- d) passage du dernière ostéotome et fracture du plancher sinusien.

**Figure 7** : Schéma illustrant les étapes de la technique de l'ostéotome décrite par Summers.

### 2.3.2 Par voie latérale

La première publication fût réalisé par BOYNE et JAMES en 1980 qui décrivent la surélèvement sinusienne du plancher sinusien et son comblement. Depuis elle a subi de nombreuses modifications (Tatum, 1986 ; Wheeler et al 1996).

Cette technique est la plus utilisée aujourd'hui .Elle consiste cette fois-ci à réaliser le forage sur la paroi latérale du sinus, permettant d'accéder directement au sinus et de le soulever afin d'introduire le matériau de comblement.



**Figure 8** : Schéma illustrant les étapes d'une greffe sinusienne par abord latéral

Dans certains cas la hauteur osseuse sous sinusienne est trop faible pour assurer une rétention suffisante sur toute la hauteur de l'implant, même de courte longueur. Une augmentation osseuse devient alors indispensable.

	Voie Crestale	Voie Latérale
indications	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Os de faible densité</li> <li>-Hauteur d'os résiduel d'au moins 5mm</li> <li>-Implant simultanée</li> <li>-édentation encastrée de préférence</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Volume osseux inférieur à 5mm</li> <li>-Espace prothétique adéquat</li> <li>-3 implants ou plus sont à poser dans la zone où la hauteur est inférieure à 6 mm</li> </ul>
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Plus facile</li> <li>-Amélioration de la densité osseuse du site résiduel</li> <li>-Moins invasive</li> <li>-Chirurgie en un temps</li> <li>-Confort post opératoire</li> <li>-Vascularisation du sinus préservée</li> <li>-Préserve l'intégrité du sinus</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Plus précise</li> <li>-Le gain de hauteur est plus important</li> <li>-Accès direct</li> <li>-facilite le comblement de la cavité et la condensation du matériau</li> <li>-pose de plusieurs implants</li> </ul>
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Moins précise (risque de perforation membranaire)</li> <li>-Plus désagréable</li> <li>-moins de visibilité</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Manipulation précise et par conséquent plus difficile</li> <li>-Plus invasive</li> </ul>
Choix thérapeutique	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Hauteur d'os alvéolaire sup à 4 mm</li> <li>-Absence de septum sinusien</li> <li>-Qualité osseuse satisfaisante</li> <li>-Ouverture buccale satisfaisante</li> <li>-Indication implantaire simultanée</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Hauteur d'os alvéolaire inférieur à 5mm</li> <li>-Septum sinusien</li> <li>-Mise en place implantaire différée (si moins de 4 mm d'os et va dépendre de la stabilité primaire du volume osseux résiduel)</li> </ul>

**Figure 9:** Tableau récapitulatifs des avantages/inconvénients de l'utilisation de la voie crestale et de la voie latérale

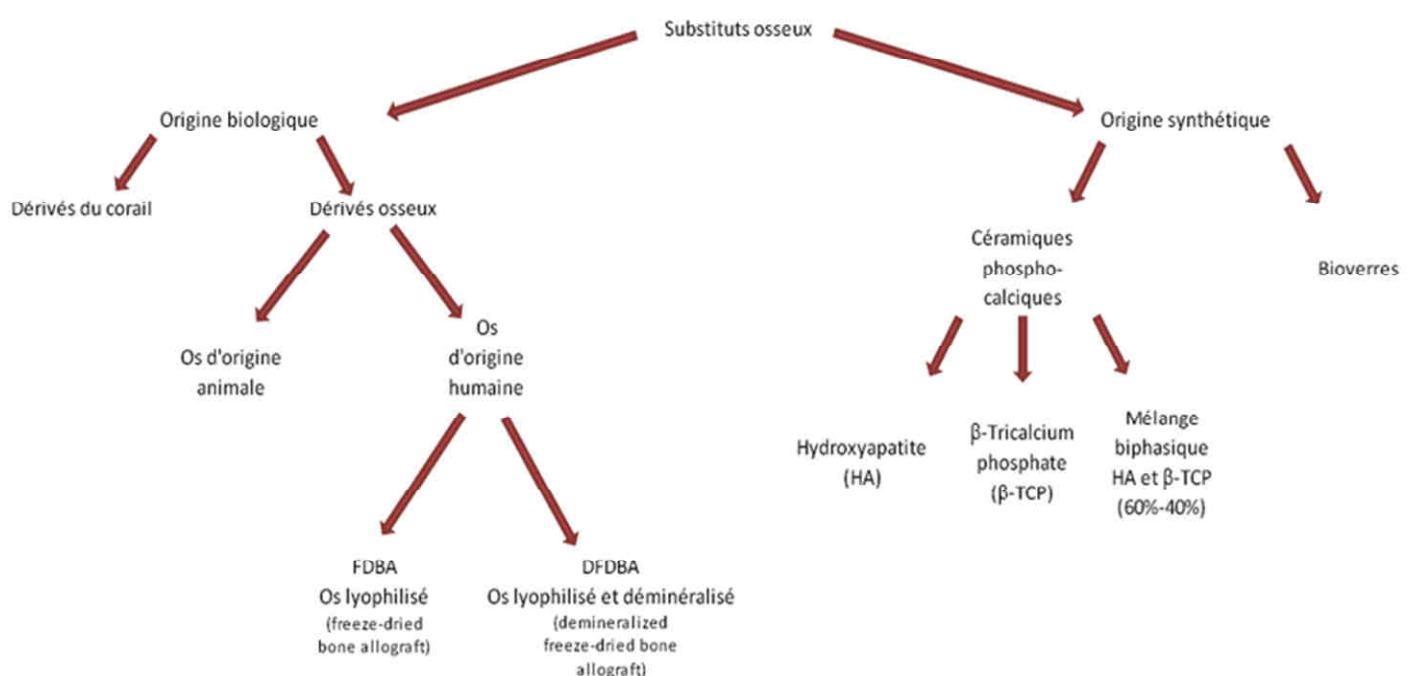
## 2.4 Les différents matériaux de comblement actuels sur le marché (9,12,27,38,45,71)

	AUTOGREFFE	ALLOGREFFE	XENOGREFFE	ALLOPLATES	AUCUN MATERIAU DE COMBLEMENT
<b>ORIGINE</b>	<i>OS HUMAIN</i> (du patient) Origine intra oral: -ramus -tubérosité du maxillaire -symphyse mentonnière Origine extra oral: -os iliaque -os tibial (endochondral) -os pariétal (membraneux)	<i>OS HUMAIN</i> (De banque): -FDBA (minéralisé): os est congelé puis lyophilisé (enlève la teneur en eau) -DFDBA(déminéralisé):os est en plus déminéralisé	<i>OS ANIMAL</i> -origine bovine (bio oss) ou porcine -corail	<i>OS SYNTHETIQUES</i> -Hydroxyapatite (HA) -Céramique biphasée(BCP) -Phosphate de calcium(bTCP) -Sulfate de calcium -Bioverres -Polymères -Titane	-Technique expérimentale -Peu de données dans la littérature
<b>CARACTERISTIQUES</b>	-Os provenant du patient lui-même -Considéré comme le "gold standard"	-Os prélevé dans les 24h sur des cadavres frais et conservé dans des banques d'os (cortical ou trabéculaire)	Le contenu organique est supprimé, seule la structure minérale est laissée intacte	-Inorganique	
<b>AVANTAGES</b>	-Absence de risques de contamination -parfaite biocompatibilité -Absence de risque de réaction immunologique - Très Ostéoinducteur, ostéoconducteur -Résorption rapide	-Ostéoinducteur (?) -ostéoconducteur -Pas de 2ème site chirurgicale -Temps d'intervention diminué -Quantité illimitée	-Facile à conserver et à travailler -Bonne adaptation -Présente une microporosité qui favorise la dissolution progressive des phosphates de calcium -ostéoconducteur	-Ostéoconduction -bonne intégration -biocompatibilité -radio opacité -absence de contamination -quantité abondante -Pas de 2nd site opératoire	
<b>INCONVENIENTS</b>	-Quantité d'os limité -Le 2ème site opératoire -Temps opératoire	-Intégration plus lente et incomplète -risque de transmission (de maladie virale) -résorption importante -Risque de rejet -Non ostéogénique	-Risque de transmission inexistant mais pas nul -Résorption lente -Favorise l'ostéogénèse -Non ostéogénique	-Nécessite souvent une membrane -Ne sont que ostéoconducteur -résorption incomplète -Non ostéoinducteur -Peu ostéogénique	

Figure 10 : Tableau récapitulatif des différents matériaux de comblements actuels sur le marché.

### 3 LES MATERIAUX SYNTHETIQUES UTILISES ACTUELLEMENT DANS LE COMBLEMENT DE SINUS

#### 3.1 Généralités (24, 40, 67)



**Figure 11 :** Classification des biomatériaux les plus utilisés pour le comblement sinusien.

Les matériaux alloplastiques sont des matériaux synthétiques, biocompatibles et faciles à manipuler. Ils représentent une alternative intéressante aux autogreffes qui sont limités quantitativement. Ils permettent également de résoudre le problème des transmissions de maladies posé par les allogreffes ou les xénogreffes. Le principal défi à relever avec ces matériaux est l'obtention de résultats comparables à ceux des autres matériaux d'origine osseuse.

Ces résultats sont liés aux propriétés biologiques c'est à dire à la capacité d'engendrer une formation et une intégration osseuse afin d'obtenir un remodelage physiologique. Les alloplastes peuvent être résorbables ou non. Leur vitesse de résorption varie selon la variété du matériau lui-même, la taille des particules, la porosité et la surface spécifique.

Ces matériaux peuvent également être utilisés seuls ou mélangés avec de l'os autogène. L'intérêt est de réduire la quantité du prélèvement osseux autogène et de rajouter aux produits ostéoconducteurs une substance possédant des propriétés ostéogéniques.

La sécurité d'un biomatériau repose sur la qualité de sa reproductibilité, sur sa biocompatibilité et sur l'absence de toxicité de ce biomatériau ainsi que ses produits de dégradation

Les mécanismes de colonisation et de remodelage du matériau se déroulent selon trois mécanismes : Ostéoconduction, ostéoinduction et ostéogénèse

- **Un matériau ostéogénique** contient des cellules osseuses vivantes et possède la capacité de produire des cellules osseuses à condition qu'une vascularisation du greffon s'opère. Seul le tissu osseux autologue vivant (vascularisé) est capable pour le moment de déclencher des phénomènes d'ostéogénèse.
- **Les matériaux ostéoconducteurs** sont capables d'engendrer la formation du tissu osseux s'ils sont mis au contact avec un os. Le matériau sert de matrice à la prolifération osseuse de l'hôte. L'ostéoconduction est la propriété passive d'un matériau à recevoir la repousse osseuse par invasion vasculaire et cellulaire à partir d'un tissu osseux receveur au contact du matériau.
- **Un matériau ostéoinducteur**, ne contient pas forcément de cellules vivantes mais induit de manière active une différenciation cellulaire c'est à dire la colonisation et la prolifération des cellules osseuses dans le but de synthétiser une matrice osseuse qui se minéralisera plus tard .Ceci concerne tous les matériaux imprégnés de facteurs de croissance et les blocs d'os cortico-spongieux (LINDHE, 2006).

	OSTEOCONDUCTEUR	OSTEOINDUCTEUR	OSTEOGENIQUE
<b>Os ostéogène</b>			
<b>Matériaux de substitution osseuse allogène</b>			
<b>Matériaux de substitution osseuse xénogène</b>		?	
<b>Matériaux de substitution osseuse alloplastique</b>		+/-	

**Figure 12 : Répartition des matériaux de greffe selon leurs propriétés (40)**

Il existe plusieurs types de matériaux synthétiques que l'on peut classer selon :

- leur présentation : -non durcissant : poudres, granules, blocs, pâtes
  - auto-durcissant : ciments
- leur utilisation : -injectabilité
  - prise et durcissement
  - résorbabilité et ostéoconductivité
- leur composition chimique : -bioverres
  - céramiques phosphocalciques
  - ciments phosphocalciques
  - polymères
  - sulfate de calcium
  - titane

### **3.1.1 Les caractéristiques recherchées :**

**IL DOIT ETRE :**

- biocompatible c'est à dire qu'ils ne doit pas induire une réaction inflammatoire chronique, ni être immunogénique ou cytotoxique
- biorésorbable
- ostéoconducteur
- servir à former un treillis pour une nouvelle formation osseuse et donc être bioactif
  - Il doit être résorbable à long terme et avoir la possibilité d'être remplacé par l'os hôte
- ostéogénique, ou au moins, faciliter la formation d'un nouvel os
- radio opaque
- facile à stériliser
- absence de risque de transmission de maladie
- hydrophile
- disponible dans des formes modelées ou en particules
- microporeux
- disponible à tout moment
- pas être allergène
- avoir une porosité interconnectée (afin de permettre la vascularisation du site et la colonisation des cellules)

**ET**

- avoir des propriétés mécaniques adéquates pour être manipulé facilement par le chirurgien
- avoir une surface qui est favorable à la greffe
- avoir une action comme une matrice ou un véhicule pour d'autres matériaux (BMP par exemple)
- avoir une grande résistance à la compression

Les alloplastes peuvent seulement faciliter l'ostéoinduction en agissant comme un échafaudage sur lequel le nouvel os peut grandir.

Les matériaux synthétiques doivent avoir une cinétique de dégradation compatible avec celle de la repousse osseuse. La dégradation doit être progressive pour éviter au corps de devoir éliminer des quantités de produits de dégradation trop importante (ce qui se traduirait par une réaction inflammatoire).

## **Quelques termes sont à définir concernant les propriétés et les fonctions du substitut osseux :**

-Bioactivité : Selon Hench (1990), elle désigne les caractéristiques d'un matériau lui permettant d'obtenir une liaison avec les tissus environnants sans interposition d'une couche fibreuse. Elle dépend directement des propriétés chimiques et physico-chimiques du matériau et s'oppose à la bio inertie.

-Biocompatibilité : C'est la qualité de tolérance du matériau au sein du milieu biologique. Cela correspond à l'absence de nocivité.

-Biorésorption : implique une biodégradation qui aboutit à la disparition du matériau, les produits de dégradation étant éliminés par voie rénale et métabolisés.

-Ostéointégration : définit une interface mécanique fonctionnelle entre l'os et le matériau. Cette interface est le fait d'une ostéointégration quand il s'agit d'un matériau bio inerte et d'une ostéocoalescence lorsqu'il s'agit d'un matériau bio actif.

### **3.1.2 Leurs propriétés générales :**

➤ Les propriétés biologiques : qui correspondent au type de liaison formée entre l'os et le biomatériau qui peut être :

- matériau bio inerte
- matériau bio tolérant
- matériau bio actif

➤ Les propriétés physico-chimiques :

- forme : soit en blocs, soit en granules
- composition
- macroporosité : lorsque les pores font plus de 100 um de diamètre (taille, forme et taux des micropores)

=) qui influenceront la pénétration des fluides et liquides biologiques

- microporosité : diamètre des pores inférieur à 5 um
  - taille des micropores
  - taux de micropores

=) qui influenceront la vitesse de résorption

➤ Les propriétés mécaniques :

- Résistance à la compression

- Résistance à la traction
- Résistance à la torsion
- Résistance au cisaillement
- Résistance à la fatigue
- L'élasticité
- La rigidité
- La flexibilité
- La plasticité
- La ductilité
- La malléabilité

### **3.1.3 Leurs contre-indications :**

- D'ordre local :
  - tabac
  - hygiène défavorable
  - problème parodontal
- D'ordre général :
  - Chez les personnes à risque d'endocardite (risque A)
  - Patient immunodéprimé
  - Patient ayant reçu de la radiothérapie (secteur tête et cou)
  - Biphosphonate intaveineux
  - Selon la classification ASA (American Society of Anaesthesiologists) : les contre-indications absolues concerneront les patients classés ASA IV et V et les contre-indications relatives les patients classés ASA III.

Classification ASA	Statut physiologiques	Précautions thérapeutiques
<b>ASA I</b>	-Bon état général	-Aucune
<b>ASA II</b>	-Affection générale légère à modéré -Médiamente stable	-Réduire le stress -Précautions mineures
<b>ASA III</b>	-Affection générale sévère limitant l'activité	-Exposition minimale au stress -Précaution au cours des soins -Consultation médicale nécessaire
<b>ASA IV</b>	-Affection générale sévère limitant l'activité et représentant un risque vital	-Soins minimum en urgence au fauteuil -Soins spécifiques en milieu hospitalier -Consultation médicale urgente
<b>ASA V</b>	-Espérance de vie inférieure à 24 heures	-Pas de soins dentaires

**Figure 13 : La classification ASA [www.asahg.org](http://www.asahg.org)**

### **3.1.4 Leurs avantages**

- Quantité illimitée
- ostéoconduction
- pas de deuxième site chirurgical.
- Temps opératoire plus court
- bonne intégration (mélange du matériau avec le sang)
- absence de risque de contamination
- morbilité post-opératoire diminuée.
- biocompatibilité
- radio opacité
- pas de résorption durant la cicatrisation.

Certains matériaux alloplastiques comme les bioverres jouent en même temps le rôle de barrière vis avis du conjonctif

### **3.1.5 Leurs inconvénients**

- Ne présente pas de potentiel ostéogénique et d'ostéoinduction
- Manque de facteur de croissance
- la capacité de résorption varie selon le matériau, elle n'est pas toujours complète
- Le temps de régénération avant la mise en place de l'implant est plus important qu'avec un matériau autogène. La technique la plus appropriée et la composition optimale du mélange ne sont pas encore clairement définies.
- fragilité du matériau selon sa composition et sa forme

### 3.2 La classification

	COMPOSITION	ELABORATION	FORMES, ASPECT	PROPRIETES
CERAMIQUES A BASE DE PHOSPHATE DE CALCIUM				
<b>HYDROXYAPATITE DE SYNTHESE</b>	<p><b>HA : Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub></b> - <b>Composé de phosphate de calcium</b> qui présente la formule chimique la plus proche de la partie organique de l'os.</p> <p><b>Deux formes :</b>  <b>-Dense</b> (non résorbable): indiqué dans les comblements ne nécessitant pas de résorption et contre indiquée en thérapeutiques pré implantaire  <b>-Poreuse</b> résorbable et utilisable dans le comblement de sinus.</p>	<p><b>HA poreux :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Conversion de carbonate de calcium du corail naturel en phosphate de calcium par échange hydrothermique.</li> <li>-Libération d'ions H<sup>+</sup> dans un site inflammatoire avec légère acidose</li> <li>-Dissolution partielle des macrocristaux du matériau: augmentation de Ca<sup>2+</sup> et PO<sub>4</sub><sup>2-</sup></li> <li>- jusqu'à saturation</li> <li>-à la surface du matériau: reprécipitation de microcristaux d'apatite ayant incorporé des ions Ca<sup>2+</sup>, Mg<sup>2+</sup>, HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>, phosphates HPO<sub>4</sub><sup>2-</sup>, PO<sub>4</sub><sup>3-</sup>, ainsi que des molécules organiques présentes dans les fluides environnants.</li> </ul> <p>Formation en périphérie d'une couche d'apatite carbonatée, très proche du minéral osseux, de par sa composition chimique et sa structure.</p>	<p><b>Granules :</b>  <b>250 et 600 um</b> de diamètre</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-faible densité et cristallinité</li> <li>-haut degré de porosité bimodale (10 à 60 um)</li> <li>- parfaitement biocompatible</li> <li>-ostéoconducteur</li> <li>-bioactif</li> <li>-biorésorbable</li> <li>-non immunogène</li> <li>-plus ostéoconductrice que le phosphate tricalcique</li> </ul> <p><b>Résorption lente</b></p> <p><b>Non ostéoinducteur</b></p>

Les formes commerciales				
<b>OSBONE</b>	Hydroxyapatite de synthèse d'origine minérale, obtenue à partir de calcium et de phosphate	<p><b>Origine synthétique</b> Processus de fabrication par frittage céramique garantissent l'absence de germes pathogènes et de pyrogène.</p> <p><b>Utilisation :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Avant l'application, mélanger Osbone® avec du sang autologue (qui s'est déjà enrichi en facteurs contribuant à la cicatrisation).</li> <li>-Application simple</li> <li>-Peut également être associé à de l'os spongieux autologue, à de la moelle osseuse aspirée ou à du plasma enrichi en plaquettes.</li> <li>-La lacune osseuse doit être complètement remplie, (sans déborder ni tasser).</li> </ul>	<p>La pureté de phase (absence d'autres substances) du substitut osseux favorise une résorption uniforme. Grosseur de grains du substitut osseux &gt;10 µm.</p> <p>La structure poreuse des granulés crée les conditions d'inclusion du matériau et d'apposition cellulaire.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-stabilité mécanique de la structure</li> <li>-microporosité assure les interconnexions.</li> <li>-radio opaque</li> <li>-forte porosité</li> <li>-biocompatible.</li> <li>-ostéo-intégration prétendue rapide.</li> </ul>
<b>CERAPATITE</b>	<p><b>Ca10 (PO4) 6 (OH) 2</b> <b>Hydroxyapatite &gt; 95 %</b></p> <p><b>Phosphate tricalcique &lt; 5 %</b> <math>1,66 &lt; \text{Ca/P} &lt; 1,72</math>.</p>	<p>-Hydroxyapatite synthétique <b>poreuse non résorbable</b></p> <p>-Cristaux sont obtenus par précipitation en milieu aqueux, puis traités par frittage durant lequel les cristaux se lient les uns aux autres conférant sa cohésion au matériau.</p>	<p><b>Porosité : 30% constituée</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- d'une macroporosité (pores de 100 à 400 um)</li> <li>- d'une microporosité (&lt;10um)</li> <li>- Macroporosité: favorise la vascularisation et la formation de travées osseuses.</li> <li>-Microporosité: augmente la surface de contact et les échanges ioniques entre l'implant et l'os, renforçant sa bio activité</li> </ul> <p><b>Présentation : granulé ou bloc parallélépipède</b></p>	Non résorbable
<b>OSTIM</b>	<p>Sa composition chimique correspond aux composants phosphocalciques de l'os naturel.</p> <p><b>-65% d'eau et 35% HA</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>synthétique,</b></li> <li>- <b>inorganique,</b></li> <li>- constitué d'hydroxyapatite en phase nanocrystalline pure, non frittée, commercialisé sous le nom <b>d'Ostim.</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-consistance pâteuse</li> <li>-La taille minuscule des nano cristaux dissous dans l'eau augmente leur surface active totale qui est de 106 m<sup>2</sup> par gramme ( résorption cellulaire accélérée et complète).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-contenu en eau élevé (plasticité)</li> <li>-manipulation aisée</li> <li>-vascularisation rapide</li> <li>-est légèrement radio opaque (contrôle radiographique ultérieur de l'os néoformé).</li> <li><b>-résorption incomplète et lent</b></li> </ul>

	COMPOSITION	ELABORATION	FORMES, ASPECT	PROPRIETES
<b>PHOSPHATE TRICALCIQUE BETA</b>	<p><b>Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub></b></p> <p><b>-l'oxyde de calcium (CaO)</b> <b>-et du pentoxyde de phosphore.</b></p> <p>Le rapport atomique calcium/phosphore est de 1,5 (rapprochant le plus possible du rapport atomique calcium/phosphore de l'os.)</p>	<p><b>-Poreux</b></p> <p>-produit par compactage d'une poudre de phosphate tricalcique et d'une poudre de billes de Naphalène (donnant la structure poreuse 36%)</p> <p>-mise sous pression et élevé une température de 1000 à 2000 °C.</p> <p>-permet d'obtenir une structure poreuse assurant l'interconnexion osseuse avec chaque particule de phosphate tricalcique.</p> <p><b>- Sous forme d'alpha ou bêta tri calcium phosphate (la plus utilisée).</b></p> <p>La forme bêta est stable jusqu'à 1125 °C, au dessus c'est la forme alpha qui est stable.</p>	<p><b>-Porosité : 100 et 300 um</b></p> <p><b>-La microporosité</b> (pores inférieurs à 10µm) dépend de la température de synthèse.</p> <p><b>-La macroporosité</b> (pores de taille supérieure à 200µm), obtenue traditionnellement par addition de substances volatiles porogènes telles que le naphalène avant synthèse thermique.</p>	<p>-absence de différence dans l'élasticité de la nouvelle substance osseuse</p> <p>-réaction inflammatoire limitée</p> <p>-absence de dégradation en particules</p> <p>-innocuité infectieuse</p> <p>-Ph neutre</p> <p>-propriétés ostéoconductrices</p> <p>-biocompatible</p> <p>-supposé bioactif</p> <p><b>-Résorption rapide</b></p> <p><b>-Non ostéoinducteur</b></p> <p><b>-Inconvénient: absence de résistance mécanique</b></p>
<b>PHOSPHATE TRICALCIQUE ALPHA</b>	<p><b>Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub></b></p> <p><b>-l'oxyde de calcium CaO(53%)</b> <b>-du pentoxyde de phosphore (47%).</b></p> <p>-Composé essentiellement de phosphate alpha tricalcique synthétisé exempt de phases d'hydroxyapatite.</p>	<p>-Substitut osseux de fabrication synthétique pouvant être résorbé et totalement assimilé par l'os du patient dans un délai prévisible</p>	<p>Sous forme de granules.</p> <p>-Composé essentiellement de phosphate alpha tricalcique synthétisé exempt de phases d'HA.</p> <p>-Granules de 1,4 à 3,2 mm.</p>	<p>-remplacement complet du matériau par une nouvelle substance osseuse</p> <p>-guérison sans risque de réaction</p> <p>-temps de résorption prévisible</p> <p>-pas de dégradation en particules</p> <p>-pas de risque d'infection</p> <p>-pas de modification du PH</p> <p>-ostéoconducteur</p> <p>-supposé bioactif</p>

Les formes commerciales				
<b>CERASORB</b>	<b>99,9% de bTCP</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Cerasorb ne doit être utilisé que si le lit osseux est bien vascularisé</li> <li>-lors de la mise en place granulé: éviter une compression trop importante</li> <li>-recouvrir le granulé par une membrane ou du PRP</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Porosité : 32% de volume poreux</li> <li>-Granules:  <ul style="list-style-type: none"> <li>- 50-150 um</li> <li>- 500-1000um</li> <li>- 1000-2000 um</li> </ul> </li> </ul>	
<b>CALCIRESORB</b>	<b>Ca3 (PO4) 2.</b> Phosphate tricalcique b > 96 % Hydroxyapatite < 4 % $1,48 < \text{Ca}/\text{P} < 1,51$ .	<ul style="list-style-type: none"> <li>- blocs obtenus par pressage et frittage de la poudre de départ.</li> <li>-les granulés (porosité plus élevée) se résorbent plus rapidement que les blocs</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Deux types de porosité : <math>30 \% \pm 5 \%</math> et <math>45 \% \pm 5 \%</math>. La porosité totale est constituée</li> <li>-d'une macroporosité (pores de 100 à 400 <math>\mu\text{m}</math>): 80% de la porosité totale</li> <li>-d'une microporosité (pores inférieurs à 10 <math>\mu\text{m}</math>).</li> <li><b>Granulés</b> : 0,5 à 1 mm et de 1 à 2 mm</li> <li><b>Blocs parallélépipédiques</b> : porosité de <math>45 \% \pm 5 \%</math></li> <li><b>Coins</b> : porosité de <math>45 \% \pm 5 \%</math> ou de <math>30 \% \pm 5 \%</math>.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-pureté de phase de la céramique</li> <li>-porosité d'inter connexion</li> <li>-absence de risque de transmission d'agents pathogènes</li> <li>-résorption entière au prorata de la croissance osseuse</li> <li>-transformation totale en os vital</li> </ul>
<b>TBR</b>	<b>Ca3 (PO4)2</b> De rapport CA/P= 1,50		Porosité : <ul style="list-style-type: none"> <li>-60 à 85%</li> <li>-diamètre des pores de 150 à 400 um</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-résistance mécanique inférieure à 5 MPa</li> <li>-biocompatible</li> <li>-ostéointégrable</li> </ul>

	COMPOSITION	ELABORATION	FORMES, ASPECT	PROPRIETES
<b>LES CERAMIQUES BIPHASEES</b>	<p><b>BCP = %HA +% TCP</b></p> <p>Mélanges développé afin d'essayer de réaliser des équilibres de résorption et de substitution osseuse.</p>	<p>-mélange des deux substances dans des proportions adéquates</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- résorption contrôlée, avec conservation des propriétés ostéoconductrice de l'os.</li> <li>-dissolution des cristaux (essentiellement le TCP) provoquent la libération d'ions.</li> <li>-la saturation en ions conduit à une précipitation cristalline (constituée de cristaux d'apatites biologiques identiques aux cristaux d'os).</li> <li>-la précipitation se fait en présence des propres protéines du patient et constitue désormais une nouvelle interface reconnue par les cellules et les tissus comme une surface autologue et non plus comme une surface synthétique.</li> </ul>	<p><b>- Porosité globale de 70%</b> dont 2/3 de macroporosité et 1/3 de microporosité.</p> <p>Les macropores :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-guident les cellules en profondeur de l'implant (ostéoconduction), lesquelles pourront résorber le matériau et former à la place un tissu osseux différencié.</li> </ul> <p>La microporosité (pore &lt; 10µm) :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- diffusion des fluides biologiques.</li> </ul>	<p><b>Le phosphate tricalcique :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-très soluble</li> <li>-résorbe plus rapide (que HA)</li> <li>-rôle important dans la prolifération cellulaire, la revascularisation et donc l'ostéoconduction.</li> </ul> <p><b>L'hydroxyapatite :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-peu soluble (conserve l'intégrité du substitut osseux pendant plus longtemps que le TCP).</li> </ul> <p><b>Le BCP:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- associe la stabilité de l'hydroxyapatite (support d'adhésion pour les ostéoblastes) et la résorption du TCP (libération d'ions et dégradation par les ostéoclastes).</li> <li>-se rapproche de l'os autologue</li> </ul> <p><b>-semi-résorbables</b></p> <p><b>-Non ostéoinducteur</b></p>

Les formes commerciales				
<b>TCH</b>	<b>75% HA et 25% de bTCP</b> Proche de la partie minérale de l'os.	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Céramique macroporeuse</li> <li>-obtenue à partir d'un mélange de HA et bTCP.</li> <li>-poudre de TCP pur : HA et de l'eau.</li> <li>-Les pièces formées sont calcinées à haute température pour y subir un frittage (provoquent la fusion des grains).</li> <li>-Les interstices persistant entre les grains constituent les micropores. Il est indispensable de créer dans la céramique une macroporosité, afin que les tissus de cicatrisation puissent y pénétrer.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li><b>Formes</b> : granules, bâtonnets, blocs, coins, cylindres, cônes</li> <li><b>Porosité interconnectée</b> : 60- 80%</li> <li><b>Taille des pores</b> : 200-500um</li> <li>-La macroporosité de TCH favorise la colonisation osseuse.</li> <li>-La taille optimale des macropores : 200 et 500 um.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-propriétés mécaniques sont faibles.</li> <li>-aucune toxicité</li> <li>-biocompatibilité</li> <li>-aucun risque de contamination</li> <li>-usage unique</li> <li>-ostéoconducteur</li> <li>-associe deux substances dont les propriétés se complètent : persistance dans le temps pour l'HA et forte bio activité immédiate pour le TCP</li> </ul>
<b>STRAUMANN BONE CERAMIC</b>	<b>60% de HA et 40% de TCP</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>-100% cristalline</li> <li>-90% de porosité</li> <li>-pores entre 100 et 500 um</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-biocompatible</li> <li>-ostéoconducteur</li> <li>-n'engendre aucun processus inflammatoire, ni d'infection</li> <li>-engendre la formation d'os</li> </ul>
<b>BCP</b>	60 % hydroxyapatite : Ca <sub>10</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>6</sub> (OH) <sub>2</sub>  40 % phosphate tricalcique : Ca <sub>3</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>2</sub> Rapport Ca/P = 1.6		<ul style="list-style-type: none"> <li>-Taille des macropores : 200-500 µm</li> <li>-Taille des micropores : &lt; 5µm</li> <li>-Volume des macropores : % porosité = 60-85 %</li> <li>Granules : 2-3 mm</li> <li>- porosité : 60-85 %</li> <li>- taille des pores : 200-500µm</li> <li>- flacon de 5 grammes</li> </ul>	
<b>CROSS BONE</b>	60% HA 40% TCP		Seringue	
<b>SBS</b>	70% HA 30% TCP		Granules 0,5 à 1mm	

	COMPOSITION	ELABORATION	FORMES, ASPECT	PROPRIETES
<b>CERAMIQUE A BASE DE SULFATE DE CALCIUM</b>				
<b>SULFATE DE CALCIUM</b>	<p>Sulfate de calcium hémihydraté (plâtre de paris): <b>CaSO<sub>0.5</sub>H<sub>2</sub>O</b></p> <p>Sulfate de calcium dihydraté (gypse): <b>CaSO<sub>4.2</sub>H<sub>2</sub>O</b></p> <p>1er substitut utilisé par Dreesman en 1892 (application humaine 1980).</p> <p>C'est le plus ancien des substituts osseux.</p>	<p><b>MGCSH</b> : Medical Grade Calcium Sulfate</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Obtenue après passage du sulfate de calcium prétraité dans un four à 140 degrés pendant 1 heure.</li> </ul>	<p>-La porosité de la céramique après durcissement est faible</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-<b>pas d'activité ostéo-conductrice</b></li> <li>-<b>faible résistance mécanique.</b></li> <li>-inorganique, non poreux</li> <li>-facile à manipuler</li> <li>-rapidement et complètement résorbable</li> <li>-facilement disponible</li> <li>-facile à stériliser</li> <li>-peu coûteux</li> <li>-biocompatible</li> <li>-inducteur de la formation osseuse</li> <li>-non toxique</li> <li>-non ostéoinducteur</li> </ul>
<b>Les formes commerciales</b>				
<b>CAPSET</b>	Sulfate de calcium (CaSO <sub>4</sub> ) et un hémé-hydrate de forme cristalline alpha (plâtre de paris)	<ul style="list-style-type: none"> <li>-obtenu par calcification de gypse.</li> <li>-doit être purifié pour obtenir la qualité médicale.</li> <li>-se présente sous forme de poudre à mélanger avec de l'eau additionnée d'un accélérateur de prise.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-poudre et solution aqueuse à mélanger sous emballage stérile</li> <li>-granules</li> <li>-Porosité : faible après durcissement.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-résorption : en 4 à 6 semaines</li> <li>-plus grande résistance à la compression</li> <li>-taux de résorption plus prévisible que d'autres sulfates (dû à la densité, la forme des particules uniformes, la taille et la formation cristalline régulière attribuable au calcium médical Alpha GRADE hémihydrate sulfate t.)</li> <li>-généralement mélangé à une autre greffe osseuse (ex : DFDBA).</li> </ul>

	COMPOSITION	ELABORATION	FORMES, ASPECT	PROPRIETES
LES BIOVERRES				
BIOVERRE	<p>Composition : <b>53% SiO<sub>2</sub>, 23% Na<sub>2</sub>O, 20% CaO et 4% P<sub>2</sub>O<sub>5</sub></b></p> <p>Silicates qui peuvent contenir différents oxydes tels que Na<sub>2</sub>O, CaO, K<sub>2</sub>O, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, Na<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, ZnO et NiO...</p> <p>Les verres biactifs sont de nature et de composition variée.</p>	<p>Deux procédés d'élaboration :</p> <p>1) <b>classique</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-traitement thermique (1200-1500°C) des poudres comprenant une phase de décarbonatation, de fusion puis de trempe dans l'eau ou l'air.</li> <li>-matériaux peuvent ensuite être broyés afin d'obtenir des granules.</li> </ul> <p>2) <b>sol-gel</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-fabrication d'un polymère inorganique (sans fusion) par des réactions chimiques simples (hydrolyse puis condensation) et à une température proche de la température ambiante (20 à 150°C)</li> </ul>	<p>Formes : - petits granules - blocs Non poreux</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- grande variété de composition et de cinétique de résorption</li> <li>- lentement résorbables sous formes de particules</li> <li>- hémostatique</li> <li>- facile à manipuler</li> <li>- favorise la formation osseuse</li> <li>- bioactif</li> <li>- biocompatible</li> <li>- non toxique</li> <li>- ostéoconducteur</li> <li>- contrainte à compression supérieure à celle de l'os et une contrainte à rupture en flexion comparable à celle de l'os.</li> <li>- Non ostéoinducteur</li> <li>- Peu d'études significatives</li> <li>- études animales en majorité</li> <li>- résultats et effets mitigés</li> </ul>

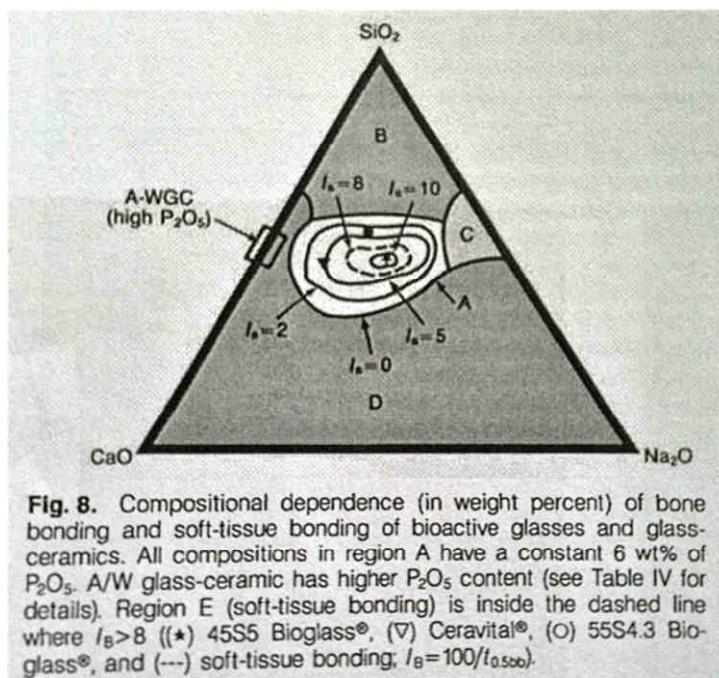
Formes commerciales				
<b>BIOGLASS 45S5</b>	<p><b>45% de SiO<sub>2</sub>, 24,5% de NaO<sub>2</sub>, 24,5% de CaO 6% de P2O<sub>5</sub>.</b></p> <p>Classe A: Indice de bioactivité le plus élevée</p>	<p>-Bioactivité : capacité du bioverre lorsqu'il est immergé dans le milieu physiologique, de former de l'hydroxyapatite carbonatée (HAC).</p> <p>-Cette couche HAC permet un accrochage chimique en environ 12 heures de l'implant à l'os.</p>		<p>-bioactif -ostéoconducteur -ostéostimulation -résorption</p>
<b>BIOGRAN</b>	<p>-Synthétique résorbable -Gel de silice au sein d'une coquille de phosphate de calcium</p> <p><b>45% SiO<sub>2</sub> 24,5% CaO, 24,5% NaO 6% P2O<sub>5</sub></b></p>	<p>-soit sous forme : -de seringue préremplie de 750 mg -de godet dappen préformer de 500, 700 ou 1500 mg</p>	<p>-Porosité : 300-355 um</p>	<p>-améliore la réparation osseuse (ostéoconducteurs et potentiel à stimuler la formation osseuse.) -résorption complète -facile à manipuler -hémostatique (prévient l'assèchement de l'alvéole) -hydrophile -se pose facilement dans le site chirurgical sans flotter hors du site de la lacune, diminuant ainsi la perte du matériau.</p>

Les bioverres peuvent subir des translocations ioniques. Par conséquent, ils peuvent échanger des ions ou des groupes moléculaires avec des fluides biologiques (HENCH 1991). Ils forment une couche d'apatite carbonatée inorganique à leur surface.

Cette propriété peut lui permettre d'adhérer chimiquement à l'os.

Le premier et le plus connu comme verre biactif a été développé au début des années 70 par Hench et ses collaborateurs sous le nom de **BIOGLASS 45S5**.

Ce bioverre est classé sur toute la gamme des matériaux bioactifs dans la classe A, qui correspond à l'indice de bioactivité le plus élevé. Cette bioactivité est due à la capacité du bioverre lorsqu'il est immergé dans le milieu physiologique, de former de l'hydroxyapatite carbonatée (HAC). Cette couche HAC permet un accrochage chimique en environ 12 heures de l'implant à l'os. La bioactivité du bioverre 45S5 lui confère des propriétés d'ostéoconduction, d'ostéostimulation et de résorption.



**Fig. 8.** Compositional dependence (in weight percent) of bone bonding and soft-tissue bonding of bioactive glasses and glass-ceramics. All compositions in region A have a constant 6 wt% of  $P_2O_5$ . A/W glass-ceramic has higher  $P_2O_5$  content (see Table IV for details). Region E (soft-tissue bonding) is inside the dashed line where  $I_B > 8$  ((★) 45S5 Bioglass®, (▽) Ceravital®, (○) 55S4.3 Bioglass®, and (---) soft-tissue bonding,  $I_B = 100/t_{0.5bo}$ ).

**Figure 15 :** Les lignes Iso IB montrant des compositions d'indice de bio activité équivalent sont montrés sur la figure 8. Dans la région A, les verres sont bioactifs et se lient à l'os. Les verres situés en B sont quasi inertse et donnent lieu à une capsule fibreuse à l'interface implant-tissu. Les verres en C sont totalement résorbés en 10-30 jours dans le corps. Les compositions situées en région D ne sont pas techniquement praticable et n'ont jamais été implantées. Au centre de la région A, une plus petite région (en pointillé), dans laquelle les constituants du collagène du tissu mou peuvent adhérer fortement aux verres bioactifs.

Durant l'ostéointégration du Biogran les phagocytes pénètrent à travers des fentes de la coquille externe et retirent le noyau de silice. Une cavité de croissance osseuse en phosphate de calcium (poche protectrice) se forme et permet aux cellules osseuses souches de se différencier en ostéoblastes et de déposer de l'os au centre du granule de Biogran. Le tissu osseux croît alors de granule en granule. Il s'agit d'un phénomène unique ne survenant qu'avec le Biogran, à l'exclusion de tout autre matériau de greffe. Le granule de verre du Biogran se résorbe totalement dans le corps et s'élimine via le cycle de Krebs.

	COMPOSITION	ELABORATION	FORMES, ASPECT	PROPRIETES
LES POLYMERES				
<b>PMMA+PHEMA</b>	Une combinaison de polyméthylmétacrylate (PMMA) + de polyhydroxyéthylmétacrylate (PHEMA) qui sont des polymères non résorbables.		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Seringue avec granules de 500 um ou de 750 um de diamètre.</li> <li>-Grains de PMMA: 550 à 880 um de diamètre sont inclus dans du PHEMA, le tout combiné à de l'hydroxyde de calcium (HTR : hard tissue replacement).</li> <li>-Pores : 600 um sont entourés d'une tri-couche (PHEMA-PMMA-PHEMA) de 150 um.</li> <li>-Taille des grains est de 750 um avec une ouverture sur un côté de 350 um.</li> </ul>	<b>Indication :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>-comblement d'alvéole, de sinus</li> <li>-augmentation de crête</li> <li>-comblement de cavités kystiques</li> </ul> <b>Inconvénients :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>-faibles propriétés mécaniques</li> <li>-faible bioactivité</li> <li>-non ostéoinducteur</li> <li>-non résorbable</li> </ul>
<b>POLYSETERS ALIPHATIQUES</b>	Polymères acides poly-lactiques et poly-glycoliques (PLA-GLA).	-Longues chaînes formées par la répétition d'un motif élémentaire: le monomère		<ul style="list-style-type: none"> <li>-ces polyesters englobent une large famille de polymères résorbables</li> <li>-une grande flexibilité de leur configuration</li> <li>-une biodégradation contrôlable.</li> </ul>
<b>Les formes commerciales</b>				
<b>HTR</b>	Le noyau : polyméthyl métacrylate (PMMA) et la surface: polyhydroxyéthylmétacrylate en addition avec de l'hydroxyde de calcium qui lui permet de se lier à l'os.		<ul style="list-style-type: none"> <li>-Porosité : Les blocs sont formés par agglutination de billes dont le diamètre est de 700-850 um et des pores de diamètres 200 à 250 um</li> <li>-Formes : bille ou bloc prémolé</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-bioinerte</li> <li>-hydrophile (se mélanger facilement au sang et à la salive)</li> <li>-charge négative en surface de -10mV( facilite la formation osseuse)</li> <li>-bien toléré et biocompatible</li> <li>-non résorbable</li> <li>-biodégradable</li> <li>-grande flexibilité</li> <li>-microporeux</li> </ul> <b>Inconvénients :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Faible propriétés mécaniques</li> </ul>

## LES SUBSTITUTS OSSEUX INJECTABLES

<p>Deux types:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) les ciments hydrauliques phosphocalciques</li> <li>2) les céramiques injectables : association de granules phosphocalciques et d'un polymère biocompatible.</li> </ol>	<p>Le défi est d'associer la biactivité, l'ostéoconduction et la substitution rapide des biomatériaux de phosphate de calcium aux propriétés rhéologiques pour les employer dans la chirurgie osseuse en leur permettant d'être facilement injectable.</p> <p>Des substituts injectables osseux ont été proposés afin d'améliorer le comportement biologique et d'élargir la gamme des applications de biomatériaux à base de phosphate de calcium.</p>
<p><b>LES CIMENTS PHOSPHOCALCIQUES HYDRAULIQUES</b></p>	<p>Mélange entre:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>une solution aqueuse</b> (une solution de phosphate d'hydrogène de diammonium) et</li> <li>- <b>un ou plusieurs phosphates de calcium</b> (phosphate tricalcique, phosphate de magnésium, phosphate d'hydrogène de magnésium et carbonate de strontium).</li> </ul> <p>-Une prise et un durcissement en milieu humide.</p> <p>-Ils résultent d'une réaction d'hydrolyse ou d'une réaction de type acide-base, donnant naissance à un sel phosphocalcique qui précipite.</p> <p>-La dégradation de ces matériaux est beaucoup plus élevée que celle des céramiques</p> <p>-la surface est beaucoup plus instable</p> <p>-la taille des particules relarguées est beaucoup plus faible.</p> <p>-Après mélange des deux phases, les phosphates de calcium se dissolvent et précipitent sous forme de composés phosphocalciques moins solubles : hydroxyapatite</p> <p>-Les précipités de phosphate de calcium (après la prise du ciment) ont des caractéristiques différentes de celles des céramiques de phosphate de calcium.</p> <p>-Ils ne sont densifiés par aucun processus thermique après leur prise</p> <p>-ont une microporosité et une surface spécifique très élevées par rapport aux céramiques.</p> <p>-durs</p> <p>-biocompatibles</p> <p>-sont remplacés graduellement par du tissu osseux néoformé.</p> <p>-propriétés mécaniques primaires grâce à la réaction de prise du ciment en dépit de l'absence de macroporosité initiale ou induite de ces composés.</p> <p>-pas de risque immunologique</p> <p>-radio opaque</p> <p>-injectabilité</p> <p>-épousent parfaitement les contours de la cavité à combler</p> <p>-excellente biocompatibilité</p> <p>-ostéoconducteur</p> <p>-favorable à la formation osseuse</p> <p>-après durcissement présente une résistance mécanique en compression proche de celle de l'os spongieux</p> <p>Inconvénients :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-propriétés mécaniques faibles et sujette à la rupture dans de conditions de charges</li> <li>-absence de macroporosité</li> <li>-difficile à manipuler en présence de sang.</li> </ul>

Les formes commerciales				
<b>VITALOS :</b> (ciment hydraulique phosphocalcique) En association avec un greffon autologue		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Deux pâtes de phosphate de calcium</li> <li>- conditionnées dans une double seringue</li> <li>- se transforme en brushite durant son durcissement.</li> </ul> <p>-Double seringue prête à l'emploi.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Aucune manipulation préalable</li> <li>- Le mélange obtenu est malaxable et façonnable pendant 3 minutes</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Sa résistance maximale de 23 mPa en moins de 10 min.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-ostéoconducteur</li> <li>-complètement biorésorbable</li> <li>-aucune migration de particules</li> <li>-stabilise le greffon</li> <li>-évite l'utilisation d'une membrane (coût réduit)</li> <li>-maintient le volume entre le greffon et la crête maxillaire</li> <li>-simple et rapide d'utilisation</li> </ul>
<b>CEMENTEK</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>-HA phosphocalcique de synthèse</li> <li>-obtenue par réaction entre un phosphate de calcium acide et un phosphate de calcium basique.</li> <li>-mélange d'une solution et d'une poudre.</li> <li>-réaction entre du phosphate tricalcique, du phosphate tétra calcique, de l'HA et de l'acide ortho phosphorique.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Porosité : 50%</li> <li>-Microporosité inférieure à 1um</li> </ul>	
<b>IBS: INJECTABLE BONE SUBSTITUTES</b>	Une suspension aqueuse de céramique de phosphate de calcium biphasé (charges 43inerals) dans un polymère cellulosique en solution (vecteur polymère :hydroxypropylméthyl cellulose (HPMC)).	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Prêt à l'emploi</li> <li>-stérile</li> <li>-injectable,</li> </ul> <p>L'injectabilité peut être adaptées en changeant la granulométrie de la phase minérale.</p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>-stérile et prêt à l'emploi</li> <li>-biocompatible</li> <li>-favorable à la néoformation osseuse</li> <li>-capable d'ostéoconduction</li> <li>-conserve les propriétés bioactives de la phase minérale</li> </ul>

LE TITANE				
<b>LE TITANE</b>	Formule : Ti	-Il s'applique dans la cavité en association avec du sang et une solution saline.	-Granules irréguliers et poreux de le diamètre est compris entre 500 et 1,000 um. -Quand ils sont implantés dans la cavité théoriquement les granules s'interloquent et forme une structure ininterrompue stable et poreuse.	-Radio opaque -ostéoconducteur -favorise la formation osseuse -résiste à la résorption -maintient le volume osseux -Non ostéoinducteur
		Les formes commerciales		
<b>TIGRAN (PTG)</b>	Granules uniques de titane composé: <b>-80% air</b> <b>-20% de titane.</b>	Deux couleurs : -gris pour le secteur postérieur -blanc pour le secteur antérieur (esthétique).	-poreux -s'agrègent entre eux par capillarité (mélange sang ou sérum physiologique) -la porosité optimale associée à une structure se surface maximisée reproduit parfaitement les propriétés de l'os humain, créant une voie naturelle pour une croissance osseuse rapide et saine.	surface hautement thrombogénique permettant la formation d'un caillot sanguin stable qui intègre les granules. -améliore l'ostéointégration en favorisant la prolifération des ostéoblastes. -apportent une stabilité mécanique instantanée -non résorbables. -faciles à utiliser -aucune instrumentation spécifique n'est nécessaire.

**Figure 14 :** Tableau descriptifs des différents biomatériaux synthétiques

### **3.3 Analyse de la littérature : Point de vue clinique et histologique**

#### **3.3.1 Protocole expérimental**

Afin de pouvoir analyser ces différents matériaux au fur et à mesure de leur étude, chaque auteur a dû procéder à une analyse histomorphométrique et une évaluation histologique à travers des échantillons. Ces échantillons ont été prélevés selon un mode opératoire précis :

- 1°Après 6-8 mois de cicatrisation suite à la greffe, des carottes osseuses sont récoltées à l'aide d'un trépan sous spray stérile
- 2°Ces carottes sont ensuite récupérées dans des zones situées entre les implants et la crête osseuse (à environ 8mm de profondeur)
- 3°Puis sont ensuite lavées dans une solution saline et immédiatement fixées dans du formaldéhyde (4%) et du glutaraldéhyde (0,1%) pendant une nuit.
- 4°Ces échantillons sont déshydratés dans une série ascendante de bain d'alcool (70%) et intégrés dans du glycol méthacrylate (paraffine)
- 5°Après polymérisation les spécimens ont été sectionnés dans leur axe longitudinal d'une épaisseur d'environ 5 mm à l'aide d'un microtome.
- 6° Les lames obtenues sont enfin colorées avec de la fuchsine et du bleu de toluidine
- 7°Puis observation au microscope

A travers ces coupes, on va pouvoir analyser différents paramètres qui vont nous permettre d'étudier ces biomatériaux :

- Volume osseux
- Surface ostéoïde
- Tissu fibreux et moelle
- Matériau transformé/ Matériau résiduel
- Surface résorbé

### 3.3.2 Hydroxyapatite (3,34,36,50,51,63)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"Histopathological morphometric evaluation of 2 different hydroxyapatite bone derivatives in sinus augmentation procedures: A comparative study in humans" Z.Artzi, H.Tal et col J Periodontol 2001		Cas 1: HA minérale bovin Cas 2: HA synthétique non céramique	48 patients: -26 femmes -22 hommes		267 implants A 5 mois	38 implants perdus	Formation osseuse est évidente Fraction de zone osseuse: -cas 1: 42,1% -cas 2: 32,3% Fraction de surface de moelle osseuse: -cas 1: 24,7% -cas 2: 24,6%		12 mois
"Porous HA for grafting the maxillary sinus: A comparative histomorphometric study in sheep" R Hass, M Baron et col Oral maxillofac implants 2002	Approche latérale Test animal	HA poreux non résorbable (interpose 200) en association avec de l'os autogène (os iliaque)	27 femelles 54 sinus		2 implants 1) 18 sinus avec interpose 200 2) 18 sinus avec de l'os autogène 3) 18 sinus non greffé: contrôle		A 12 semaines: Les particules de HA sont entrecoupées de tissu conjonctif contenant beaucoup de collagène. A 16 s: la plupart des particules de HA sont incorporées dans l'os 1) contact os-implant: 5,9 +/- 3mm et augmente de 29,8% à 41,7% 2) Contact os-implant: 3,9 +/- 3mm et augmente de 20% à 25%	A 12 semaines: Présence de lacunes qui reflètent le début de la résorption du matériau A 16 s: la résorption est de plus en plus importante	
"A new porous hydroxyapatite for promotion of bone regeneration in maxillary sinus augmentation: clinical and histological study in a man" C Mangano, Enrico G et col Oral maxillofac implants 2003	Approche latérale Test sur l'homme	Poudre de HA poreuse	12 patients: -4 femmes, -8 hommes	<3,5mm	28 implants A 5-6 mois	Bon	On observe: -une formation osseuse au contact direct de l'HA -le nouvel os formé se transforme en os lamellaire lié aux particules de HA -on observe la présence de BSP et OPV qui sont des bone sialoprotéines		A 6 mois
"Maxillary sinus augmentation with a porous synthetic hydroxyapatite and bovine-derived hydroxyapatite: A comparative clinical and histological study" C Mangano, A Scarano et coll Int oral Maxillofac implant 2007	Approche latérale Test sur l'homme	Association de HA dérivé de l'os bovin et de HA poreux synthétique	40 patients de 42 à 67 ans 18 hommes, 22 femmes Groupe 1: HA bovin, 50 implants, 20 patients Groupe 2: HA synthetic, 20 patients, 50 implants	3-5mm	100 implants: -diamètre compris entre 3,75 et 4,75 mm -longueur: 10 à 16 mm A 6 mois	4 implants( 2 par groupe) mobiles au cours de la seconde chirurgie ont été replacé	Groupe 1: formation osseuse: 36,2% (+/- 1,4%). De nombreuses particules sont entourées d'os nouvellement formé. Cet os est mature et présente une structure bien organisée Groupe 2: formation osseuse: 34,7% (+/- 3,1%). On observe une nouvelle formation osseuse ainsi que des particules entourées de grandes lacunes ostéolytiques. Peu de différence significative	Matériau résiduel: Groupe 1: 39% (+/- 2,9%) -Moelle osseuse: 38,1% +/- 2,2% Groupe 2: 35,9% (+/- 4,2) Les particules de HA sont partiellement résorbées et remplacées par de l'os Peu de différence significative Aucune inflammation	A 6 mois 50 biopsies Cette étude a montré que l'application clinique de HA synthétique et de HA dérivé d'os bovin est similaire
"Hydroxyapatite nanocristalline en tant que matériau de substitution osseuse (Ostim) pour le rhaussement du plancher du sinus maxillaire" R Smeets, M Grosjean, G Jelitte et col Rev mens suisse odontostom vol118 3/2008	Voie crestale Test sur l'homme	Ostim: HA nanocristalline pure, no frittée (65% eau, 35% HA)	1 femme 60 ans		2 implants immédiats	Néoformation osseuse et régénération Ostim est une alternative	Incomplète après 3 ans		

Figure 16 : Tableau d'analyse de la littérature : Hydroxyapatite

ARTZI et col en 2001 ont comparé à travers 48 sinus et 262 implants deux hydroxyapatites : bovine et l'autre synthétique.

A 12 mois, on observe une différence significative entre les fractions de zones osseuses ainsi que les fractions de moelle osseuse entre les 2 différentes HA.

On observe donc une plus grande formation osseuse à travers les biopsies ayant été greffées avec de l'HA bovine.

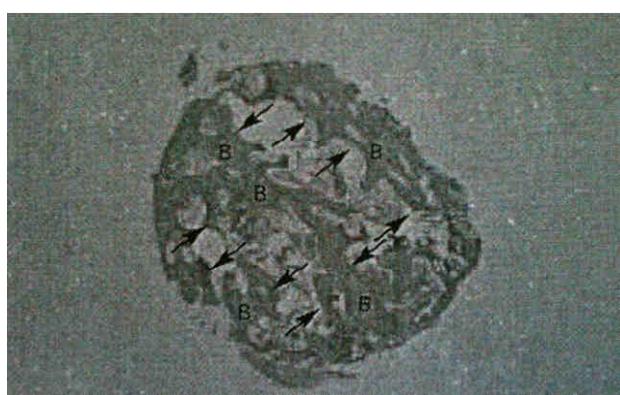
HASS et col se sont penchés sur une étude animale visant à étudier l'association de HA poreux non résorbable (Interpore 200) et de l'os autogène.

L'étude finit par conclure que l'utilisation de HA seule ne serait pas assez satisfaisante pour obtenir une stabilité et une formation osseuse adéquate mais serait très intéressante en accompagnement d'un autre matériau.

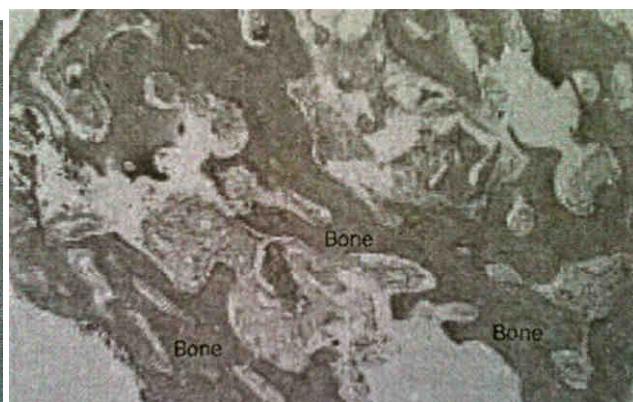
MANGANO et col quant à eux ont étudié l'utilisation et l'efficacité de la poudre de HA poreux à travers 12 patients et 28 implants. On a pu observer dans cette étude un nombre important d'ostéoblastes entre les particules de HA ainsi que des cellules multinucléées en contact avec la surface du matériau qui sont apparemment impliquées dans la résorption de certaines particules.

L'étude a confirmé que chez l'homme BSP et OPN infiltrent les granules de HA.

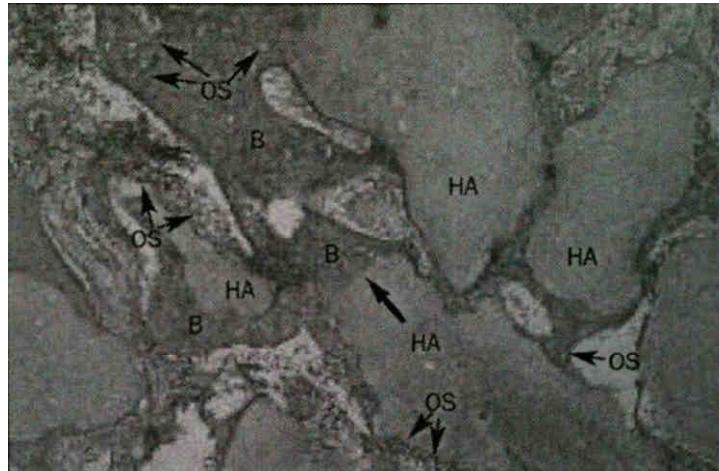
Ce matériau a donc la capacité d'induire une formation osseuse et d'attirer les biocomposants circulants autour de lui.



**Figure 17:** Image de la biopsie à 6 mois post-opératoire.  
Le nouvel os (B) s'est formé autour des granules de HA.



**Figure 18 :** Observation de la présence d'os lamellaire formé autour des granules de HA



**Figure 19:** Observation de cellules multinucléées qui ont résorbé certains granules de HA qui sont entourées du nouvel os.

SCARANO et col en 2007 ont fait une étude très limitée avec seulement une patiente sur une forme nanocristalline de HA (OSTIM). L'étude a permis de mettre en évidence une augmentation du remaniement osseux avec néoformation osseuse, un signe d'une régénération osseuse suffisante.

### 3.3.3 Le phosphate tricalcique (41, 54, 73, 41, 54, 59, 62)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"Histomorphometry of human sinus floor augmentation using a porous b Tricalcium phosphate: a prospective study" Zerbo, Zilderveld et coll Histomorphometry of human sinus floor augmentation using a porous b-tricalcium phosphate: a prospective study. Clin Oral Implant 2003	Approche latérale Unilatérale et bilatérale L'objectif de cette étude est de voir si l'augmentation osseuse avec Cerasorb produit un volume osseux similaire qu'avec l'utilisation d'os autogène	1) Groupe Test: Cerasorb 100% bTCP 2) Groupe contrôle: 100% d'os autogène	9 patients: 18 à 70 ans -6 femmes, 3 hommes Dont 5 patients: bilatérale avec bTCP et os autogène et 4 patients: unilatérale avec 100% bTCP	< 8mm > 4mm	A 6 mois		Groupe 1: 17% bTCP est ostéoconducteur Groupe 2: 41% La formation ostéoïde semble plus importante au niveau des biopsies tests. La quantité et la qualité osseuse va diminuer dans le groupe 1 car il n'est pas ostéogène	L'os résiduel du groupe 1 est similaire à celui du groupe 2	A 6 mois
"Maxillary sinus floor augmentation using a B-tricalcium phosphate (Cerasorb) alone compared to autogenous bone". Zijderveld, R Zerbo et coll Int J oral maxillofac implants 2005	Approche latérale 6 bilatérales 4 unilatérales	1) Groupe Test : 100% bTCP 2) Groupe contrôle:100% d'os autogène	10 patients: 18 à 70 ans -16 sinus -6 perforations de membrane	< 8mm > 4mm	A 6 mois 41 implants: groupe 1 :26 groupe 2:15		Groupe Test: -formation osseuse active -ostéoconduction plus lente -bTCP presque complètement remplacé -17% os formé Groupe contrôle: -41% d'os formé -ostéoconduction plus rapide -ostéogénèse	Chez 2 patients: -légère résorption de bTCP -démarcation entre le nouvel os formé et l'os présent Chez 2 patients: pas de démarcation Chez 6 patients: démarcation modérée Chez 1 patient: on observe 2 mm d'adhésion fibreuse La résorption est presque complète	6 mois
Greffes sinusiennes massives par phospahte tricalcique. Résultats à long terme . C Meyer, B Chatelain et coll Science direct 2008	Approche latérale Unilatérale et bilatérale	bTCP associé à des facteurs de croissance PRP et PRF Suivi de 2002 à 2008	20 patients 33 sinus	≈3,3mm	123 implants A 6 mois	Taux de succès implantaire: 97,7%	Le gain moyen de hauteur est de 16,9mm	Résorption moyenne du matériau est de 20,3%. Cette résorption s'est essentiellement produite lors des 6 premiers mois puis s'est stabilisée	Le recul post-opératoire à été de 4-5 ans
"Sinus lift augmentation and bTCP: A microCT and histologic analysis on human bone biopsies . D Shppard, B Guillaume et coll Micron 2009	Approche latérale	70-80% de granules de bTCP en association avec 20-30% d'os autogène	70-80% de granules de bTCP en association avec 20-30% d'os autogène		A 6 mois A 12 mois	Bon résultat Favorise l'apposition de nouvel os lamellaire	Résorption bonne D'après Knabe et al 2008: Le bTCP est incomplètement résorbé après 9,5 mois sur les biopsies dans des conditions similaires à cette étude		A 6 mois A 12 mois
"Early implant survavil in posterior maxilla with or without bTCP sinus floor graft". Uckan, K Deniz et al J oral maxillofac surg 2010	Approche latérale L'objectif de cette étude est de comparer la survie des implants avec une augmentation de sinus ou sans (avec une hauteur osseuse adéquate 10 mm)	1)bTCP 2) rien	1) Groupe test: -62 patients 31 à 72 ans -70 sinus, 121 implants 2) Groupe contrôle: -45 patients ,136 implants -sans sinus lift	3-7 mm	A 6 mois 1) 121 implants 2) 136 implants		Résultats comparables		A 6 mois

**Figure 20:** Tableau d'analyse de la littérature : le phosphate tricalcique

Deux auteurs ont choisis de comparer le bTCP et l'os autogène dans leurs études. Tout d'abord ZERBO et col en 2004 ont pour objectif à travers cette étude comprenant 9 patients de montrer si un comblement de sinus utilisant cerasorb (100% bTCP) produit un volume osseux similaire à l'utilisation de 100% d'os autogène. A 6 mois tous les patients ont suffisamment de hauteur osseuse pour pouvoir placer des implants;

50 biopsies

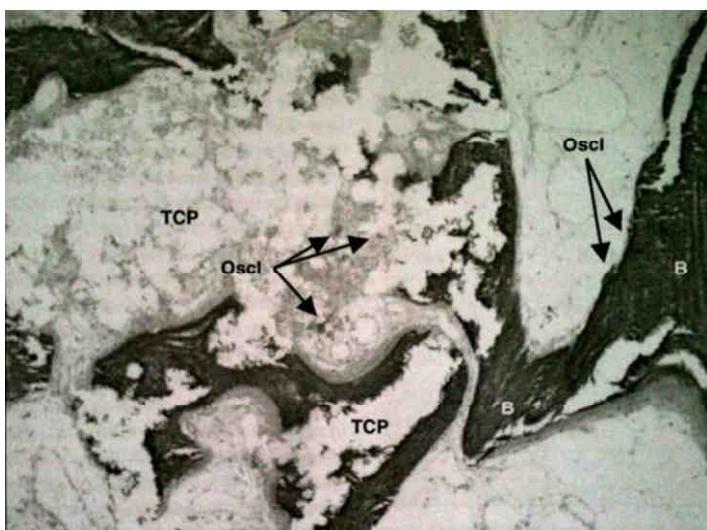
Le bTCP est capable de produire une hauteur osseuse similaire au groupe contrôle. On observe cependant une différence sur la qualité osseuse. La quantité d'os lamellaire au niveau des sites test est inférieure de moitié à celle du site contrôle.

Cerasorb est un substitut osseux acceptable pour l'augmentation du sinus maxillaire mais l'os autogène reste le meilleur actuellement.

Puis de nouveau ZERBO et ZILVDERVELD en 2005 recomparent l'efficacité du bTCP par rapport à l'os autogène sur 10 patients. L'étude a montré de nouveau que le b TCP peut être considéré comme un remplacement temporaire de l'os. Il a été démontré qu'il se résorbait presque complètement simultanément avec la formation osseuse.

Le processus trop lent de l'ostéoconduction du côté du groupe test (100% bTCP) à l'égard de la résorption du bTCP serait probablement trop long dans le cas d'une hauteur d'os inférieur à 4mm au niveau de l'implant.

Donc la procédure d'élévation du plancher sinusien utilisé en combinaison avec un volume limité de bTCP semble être une procédure fiable.



**Figure 21:** Détails histologiques d'ostéoclastes en relation avec les particules de bTCP.

CHAPPARD et col ont décidé dans leur étude de mélanger 70-80% de bTCP avec 20-30% d'os autogène chez 14 patients. L'os autogène permettrait ainsi de fournir au bTCP les propriétés ostéoinductrices qui lui manquent.

La morphologie des granules garantit un espace adéquat pour la vascularisation et l'invasion des cellules osseuses progénitrices.

Les particules de bTCP en association avec de l'os autogène apparaissent comme une solution intéressante pour l'élévation de sinus car il n'induit pas d'inflammation, favorise l'ostéoconduction et est bien dégradé par les macrophages.

L'objectif de l'étude de UCKAN et col est de comparer la survie des implants avec ou sans l'usage de bTCP uniquement. De nombreux patients ont participé à cette étude, 62 pour le groupe test et 45 pour le groupe contrôle.

En conclusion cette étude montre que la survie des implants insérés dans un maxillaire avec ou sans greffe osseuse est la même. Le fait d'avoir du bTCP en plus ne change pas vraiment le résultat final.

### 3.3.4 Le phosphate de calcium biphasé (27,25,16)

Colonne1	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"Histomorphometric comparison of a biphasic bone ceramic to anorganic bovine bone for sinus augmentation: 6 to 8 month postsurgical assessment of vital bone formation. A pilot study" S.J Froum, S.S Wallace et al Int j periodontics restorative dent 2008	Approche latérale bilatérale	BCP (60% HA, 40% bTCP) est placé dans un sinus ou ABBM (bio oss) est placé dans l'autre sinus	12 sinus 12 patients	≤5 mm	A 6-8 mois	3 implants perdus Parmi les 12 patients qui ont eu chacun un comblement de sinus avec BCP(D ou G) et l'autre avec ABBM( G ou D): -1 patient avec une biopsie satisfaisante avec BCP et 1 biopsie insatisfaisante avec ABBM -2 patients avec une biopsie insatisfaisante avec BCP et insatisfaisante avec ABBM.	Analyse des 10 biopsies avec BCP: 28,35% de volume osseux moyen vital Analyse des 11 biopsies avec ABBM: -22,27% de volume osseux moyen vital	Matériau résiduel 28,4% BCP 26% ABBM	6 à 8 mois
"The use of straumann bone ceramic in a maxillary sinus floor elevation procedure: a clinical, radiological,histological and histomorphometric evaluation with a 6 month healing period" J.W.F.H Frenken,S.A Zilderveld et al clin oral implant 2010		Straumann bone ceramic: 60% HA 40% bTCP donc 100% BCP	6 patients entre 37 et 77 ans Non fumeur	< 8 mm > 4 mm	A 6 mois	A 3 mois les implants apparaissent bien ostéointégré .	27% (+/-) 7% La maturation osseuse est évidente grâce à la présence d'os lamellaire	On observe en même temps que la formation osseuse une résorption osseuse	A 6 mois
"Case series of maxillary sinus augmentation with biphasic calcium phosphate: a clinical and radiographic study" J.K Cha, J.C Park, U-W Jung et al J periodontal implant 2011	Approche latérale	Ostéon: 70 % HA 30% bTCP	20 patients: -8 hommes -12 femmes De 57 à 67 ans 20 sinus	≤ 5 mm	45 implants dont 34 pose immédiate et 11 pose différée		Hauteur d'origine du sinus: 4,3mm Hauteur du sinus après la greffe: 13,4 mm	Ostéon a bien été maintenu dans le sinus et diminuée petit à petit dans les 3-5 ans	

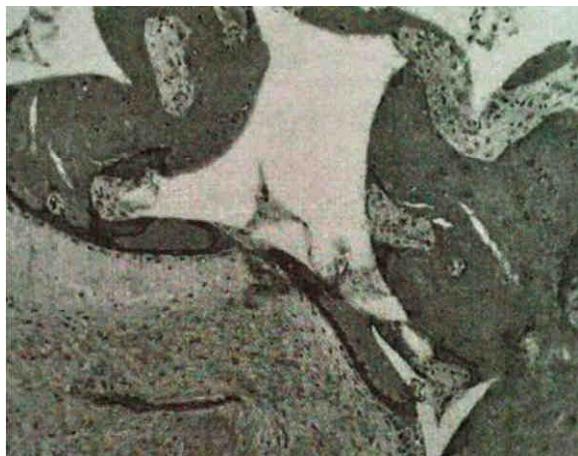
Figure 22 : Tableau d'analyse de la littérature : le phosphate de calcium biphasé

FROUM et WALLACE en 2008 ont comparé le phosphate de calcium biphasé avec l'utilisation du bio-oss chez 12 patients. Ils ont donc placé pour chaque patient 100% de BCP dans 1 sinus et 100% de bio-oss dans l'autre. Les auteurs ont trouvé que la formation osseuse était significativement plus importante avec du Bio-oss® qu'avec du BCP.

Les autres études ont été basées sur l'utilisation exclusive de BCP, avec des proportions différentes de HA et de TCP. FRENKEN et col en 2010 évaluent la qualité et la quantité d'os formé après une élévation de sinus faite avec du BCP chez 6 patients.

L'analyse histologique a montré que le tissu osseux minéralisé est en intime contact avec les particules de BCP. La frontière entre l'os initial, l'os nouvellement formé et le BCP est difficile à définir.

Les résultats radiographiques nous montrent une augmentation de la hauteur osseuse avant l'intervention ( $\approx 6,2$  mm) et 1 an après l'intervention ( $\approx 13,5$  mm). A 6 mois la greffe de BCP est complètement intégrée à l'os préexistant et apparaît stable pour permettre avec succès la pose implantaire. On observe simultanément une formation osseuse ainsi qu'une dégradation progressive du BCP. BCP est donc résorbé par les ostéoclastes et remplacé par une nouvelle formation osseuse. Malgré un nombre limité de patients, cette étude confirme sur tous les plans la qualité et la capacité de la céramique biphasée « Straumann bone ceramic » à permettre une augmentation de la hauteur osseuse du maxillaire atrophié à travers un comblement de sinus.



**Figure 23:** Formation osseuse



**Figure 24:** Ostéoclastes visibles

Enfin CHA et col ont étudié à travers un « case report » le comblement de sinus chez 20 patients avec du BCP (osteon). Les résultats de cette étude montrent qu'Osteon est bien maintenu dans le sinus et se résorbe lentement à travers une période de 3 à 5 ans.

Ce matériau peut être utilisé dans le comblement de sinus grâce son excellente biocompatibilité.

### 3.3.5 Le sulfate de calcium (1, 23, 31,32)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"Prospective study on the augmentation of the maxillary sinus with calcium sulfate: histological results". D.Leonardis, G.Pecora J Periodontol 2000	Approche latérale unilatérale et bilatérale	1) MGCSH 2)Stratification et compaction de sulfate de calcium avec une membrane biorésorbable	57 patients Groupe 1: contrôle 12 patients( 7 femmes, 5 hommes) 15 sinus Groupe 2: 45 patients ,50 sinus	1 à 7 mm	130 implants Groupe 1: 16 implants immédiats, 8 sinus puis 14 implants différé à 6 mois si os < 5mm Groupe 2: 100 implants, 50 sinus	98,5% de succès	A 9 mois -Formation osseuse dans tous les échantillons qui augmente avec le temps Groupe 2 : l'os trabéculaire est plus ou moins important dans le cas où le matériau a été compacté. Groupe 1: 34,256% +/- 10,02% Groupe 2: 55,54 +/- 19,82%	La résorption est plus rapide dans le groupe 1	A 6 mois
"Maxillary sinus augmentation using prehardebed calcium sulfate: A case report". R.Guarnieri, M.Bovi Int J Periodontics 2002	Approche latérale Unilatérale	MGCSH	1 femme 50 ans	1 femme 50 ans	3 implants A 8 mois différé	Bon	Il est conseillé d'utiliser le MGCSH par compactage pour améliorer la densité osseuse A 8 mois: un nouveau tissu avec des trabéculations irrégulières, et une bonne consistance	A 8 mois la résorption est presque complète, le matériau n'est plus détectable	A 8 mois Le sulfate de calcium conduit à une nouvelle formation osseuse.
"Maxillary sinus elevation for implant placement using calcium sulfate with and without DFDBA: six cases". S.Andreana, R.Cornelini et al Implant dentistry 2004	Approche latérale Unilatérale gauche ( 1,4,5,6) et unilatérale droite ( 2 et 3)	Cas 1: 1 Capset/3 DFDBA Cas 2: 1 Capset/3 DFDBA Cas 3: Capset 100% Cas 4: 1 Capset/3 DFDBA Cas 5: 1 Capset/3 DFDBA Cas 6: 1 Capset/3 DFDBA	Cas 1: 1 femme 53 ans Non fumeur Cas 2: 1 femme 54 ans Fumeur Cas 3: 1 femme 37 ans Non fumeur Cas 4: 1 homme 48 ans Fumeur Cas 5: 1 homme 49 ans Fumeur Cas 6: 1 femme 52 ans Fumeur		Cas 1: 2 différé Cas 2: 2 immédiats Cas 3: 2 différé à 6 mois Cas 4: 2 immédiats Cas 5: 3 immédiats Cas 6: 3 immédiats	Cas 1: 2 différé Cas 2: 2 immédiats Cas 3: 2 différé à 6 mois Cas 4: 2 immédiats Cas 5: 3 immédiats Cas 6: 3 immédiats		Sulfate de calcium: en 4 à 6 semaines donc rapide	Cas 1: A 1 an Cas 2: A 2 ans Cas 3: 6 mois Cas 4: 8 mois Cas 5: 8 mois Cas 6: A 8 mois
"Maxillary sinus augmentation using granular calcium sulfate(surgiplaster sinus) : Radiographic and histologic study at 2 year". R.Guarnieri, R.Grassi, G.Pecora et al Int J Periodontics 2006	Approche latérale	MGCSH	10 patients: 6 femmes 4 hommes	≤ 4mm	40 implants 15 sinus Immédiat	A 4 mois: nouveau design trabéculaire commence à la périphérie de la région greffée Entre 5 et 6 mois : le matériau greffé devient radiologiquement invisible et la région greffée montre un design trabéculaire irrégulier.	Résorption centripète détectable dès 2 mois et presque complète à 6 mois	A 6 mois	

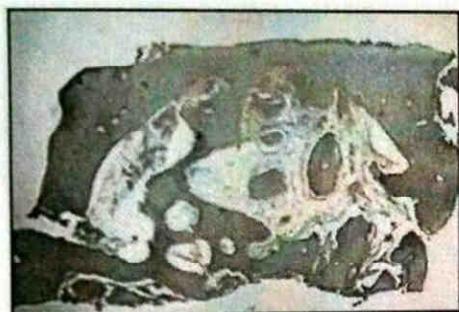
Figure 25 : Tableau d'analyse de la littérature : le sulfate de calcium.

Pour le MGCSH nous disposons de 3 études. La première est celle de LEONARDIS et col en 2000. Ils testent alors l'efficacité du MGCSH compacté ou non chez 57 patients. Au total 130 implants ont été mis en place, et après 1 an, 128 se sont intégrés, ce qui amène un taux de succès de 98,5%. A 6 mois l'étude a montré que l'utilisation de sulfate de calcium engendre une nouvelle formation osseuse, viable pour le placement d'implant. La formation d'os se fait dans tous les échantillons et augmente avec le temps. L'étude a également mis en évidence que le taux d'os trabéculaire est plus important dans les cas où le matériau a été compacté soigneusement ( $55,54\% \pm 19,82$  d'os trabéculaire dans les échantillons provenant du groupe où le matériau est compacté et  $34,25\% \pm 1,02\%$  dans l'autre groupe). Pour ce qui est de la résorption du matériau, il semble que celui-ci ne soit plus détectable après 9 mois. Le nouvel os formé était viable à 100%, sans reste de greffon à 9 mois de cicatrisation. La technique proposée semble améliorer la qualité de la formation osseuse ainsi que la densité osseuse.

Les deux dernières études de GUARNIERI et col et de PECORA et col aboutit à la même conclusion. Le MGCSH permet la néoformation osseuse dans les sites greffés, et une maturation lamellaire peut être obtenue vers 9 mois. Les auteurs suggèrent d'utiliser le MGCSH en effectuant un **compactage** minutieux pour obtenir la meilleure densité osseuse possible après cicatrisation.

ANDREANA et col quant à eux ont comparé l'utilisation du sulfate de calcium (CAPSET) avec de l'os autogène et l'utilisation de Capset seul. L'étude s'est basée sur 6 patients et 14 implants immédiats ou différés. Il apparaît donc comme un matériau facile à manipuler, rapidement résorbable, et qui peut être mixé à d'autres matériaux.

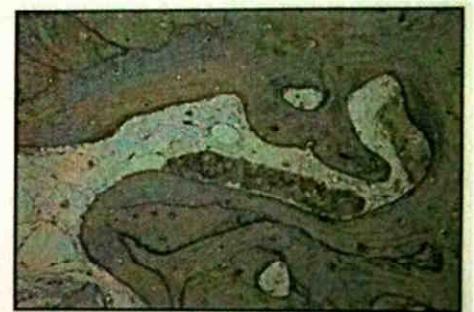
Le sulfate de calcium peut être utilisé pour les comblements de sinus avec ou sans DFDBA avec succès.



**Figure 26:** Os trabéculaire tissé avec une structure lamellaire



**Figure 27:** os trabéculaire spécialement coloré pour révéler la teneur en calcium.



**Figure 28:** Formation osseuse apparente

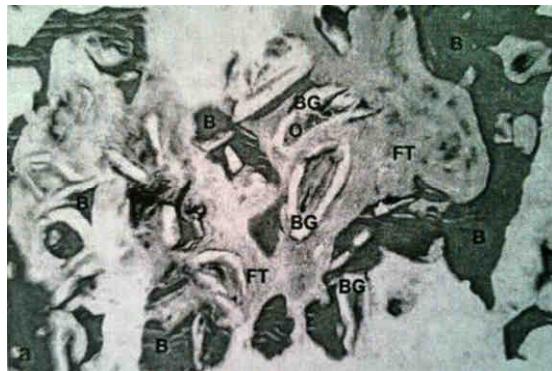
### 3.3.6 Les bioverres (56,20,66,60)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"Obliteration of the frontal sinus cavity with bioactive glass" .M.Peltola, J.Suonpaa et al Head & Neck 1998	Oblitération de la cavité sinusoïdale frontale	100% granules de verres bioactifs	10 patients dont 3 femmes et 7 hommes De 20 à 78 ans					Pas de résorption	A 6 mois
"Maxillary sinus floor augmentation using bioactive glass granules and autogenous bone with simultaneous implant placement". G.Cordioli, C.Mazzocco et al Clin oral implant 2001	Approche latérale Unilatérale et bilatérale	70-80% Biogran en association avec 20-30% d'os autogène	12 patients: 8 femmes et 4 hommes De 35 à 63 ans	3-5mm	27 implants immédiats	1 implant perdu 2 ans plus tard	Emplacement apical: -os: 14,2% -tissu fibreux: 69% -bioverre transformé: 15% Emplacement coronaire: -os:30% -tissu fibreux:59% -bioverre transformé:9,6%  Augmentation moyenne de la hauteur tissulaire minéralisée de 7,1% et une moyenne de 30,6% de tissu osseux dans les sites greffés		A 9-12 lmois: 10 prélèvements -3mm de gain de hauteur d'os gagné -difficulté à voir la limite entre le nouvel os formé et l'état osseux initial -bonne propriétés ostéoconductrices <b>Cette association d'os autogène et de biogran apporte un tissu minéralisé de qualité et en quantité</b>
"High concentration of bioactive glass material (biogran) vs. autogenous bone for sinus floor elevation". E.S.Tadjoeedin, D.M. Lyaruu et al Clin oral implant 2002	Approche latérale en deux temps Bilatérale  Dans cette étude on évalue chez 3 patients l'efficacité d'une haute concentration en bioverre lors d'un comblement de sinus.	A)Groupe expérimental: 3 femmes 80-100% BG 0 à 20% crête iliaque 4ème patient: pas de greffe  B)Groupe contrôle: 100% os autogène	4 patients	<3 mm	22 implants  Différé		A 4 mois: volume osseux total 1) 90% BG / 10% AB en comparaison avec 100% AB 2) 80 BG / 20% AB en comparaison avec 100% AB 3) 100% BG/ 0% AB en comparaison 100% AB 4) contrôle: pas de greffe  A 4 mois: volume osseux total 1) 90% BG: 26,9% 100% AB: 39,3% A 6 mois: 2) 80% BG :35,6% 100% AB :40,8% A 15 mois: 3)100% BG :38,8% 100% AB :41,7% 4) 38,9% Le remodelage osseux est très actif dans les 2 groupes durant plus de 6 mois	% restant de GB: A 4 mois 1) 29% A 6 mois: 2) 15% A 15 mois: 2) 8% Les particules de BG semblent se résorber après une ou deux années plus par dissolution que par résorption .	22 biopsie 4-5-15 mois
"Maxillary sinus augmentation with different biomaterials : A comparative histologic and histomorphometric study in a man". A.Scarano, M.Degidi et al Implant dentistry 2006	Approche latérale 44 patients reçoivent une augmentation unilatérale. 50 patients reçoivent une augmentation bilatérale;	9 matériaux utilisés: 1)Os autogène 2)DFDBA 3)Biocoral 4)Bioglass 5)Fisiograft 6)Pepgen 7)Sulfate de calcium 8)Fingranules 9)HA	94 patients de 52 à 68 ans 144 sinus	3 à 5 mm	362 implants	7 implants perdu	Nouvel os formé: 1) 40,1% 2)29% 3)39% 4)31% 5)33% 6)37% 7)38% 8)39% 9)32%	Matériau résiduel: 1)18% 2)34% 3)22% 4)18% 5)3% 6)37% 7)13% 8)31% 9)34%	A 6 mois Bioglass : -a donc la capacité de promouvoir la formation osseuse -il se résorbe lentement -En présence de tissu liquide, bioglass est recouvert d'une double couche composé de gel de silice et de calcium phosphore .

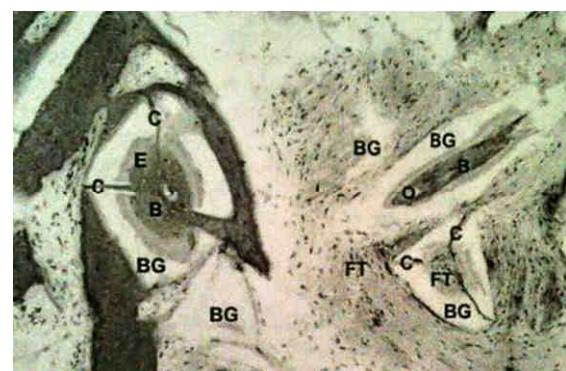
Figure 29 : Tableau d'analyse de la littérature : les bioverres.

CORDIOLI et col ont donc évalué les résultats d'un greffon composé de Biogran® et d'os autogène avec mise en place des implants dans le même temps chirurgical que la greffe alors que la hauteur d'os résiduelle est de 3 à 5 mm.

Des biopsies ont été effectuées entre 9 et 12 mois après la greffe. A cette date, la majorité de l'os formé est de type immature (« woven bone »). A 6 mois, le bioverre engendre une oblitération totale de tous les sinus. Entre les particules de bioverres on observe du tissu fibreux dense.



**Figure 30:** coupe microscopique osseuse à 9 mois contenant des bioverres



**Figure 31 :** coupe microscopique osseuse plus précise contenant des bioverres

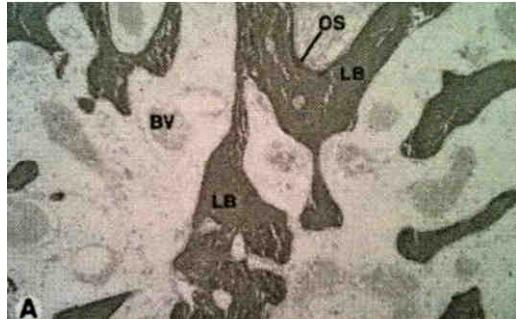
Concernant la combinaison os autogène et Biogran®, TADJOEDIN et col ont étudié ce type de greffon à différentes dates (4,6 et 15 mois) et à différentes concentrations (80, 90 et 100%). Les résultats histologiques obtenus laissent penser qu'il s'agit d'une bonne association pour l'élévation du plancher sinusien. Les particules de Biogran® se dissolvent progressivement puis des cellules mésenchymateuses avec un pouvoir ostéogénique envahissent le centre des particules et synthétisent du tissu osseux. Comme pour les autres matériaux, la quantité d'os produit augmente avec le temps, et dans le cas d'un mélange d'os autogène et de Biogran®, l'ajout d'os autogène permet d'accélérer la vitesse de formation osseuse mais pas forcément la quantité. De plus, au niveau des 22 biopsies effectuées, à 4,6 et 15 mois le meilleur résultat se trouve chez le 1er patient: 80- 90% BG et 10-20% AB à 6 mois.

L'étude a confirmé la supposition et a montré que les particules de bioverres seules sans autres greffes osseuses sont capables de former de l'os au niveau du sinus maxillaire.

Les bioverres sont donc capables d'ostéotransduction.

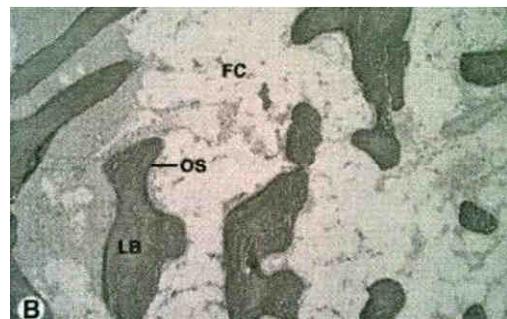
Ces résultats suggèrent que le mélange BG et AB était efficace pour la régénération osseuse et s'accompagne d'un temps de cicatrisation de 6 mois tandis que cette période doublait lorsque l'on utilisait 100%BG.

Il semble donc qu'à partir de 6 mois il y ait plus une maturation du tissu osseux (vers une structure lamellaire) que de formation de tissu proprement dit. Les auteurs recommandent d'attendre 9 mois pour obtenir une bonne maturation tissulaire avec ce type de greffon.



**Figure 32:**

Coupe microscopique à 15 semaines montrant une portion osseuse avec 100% d'os autogène greffé



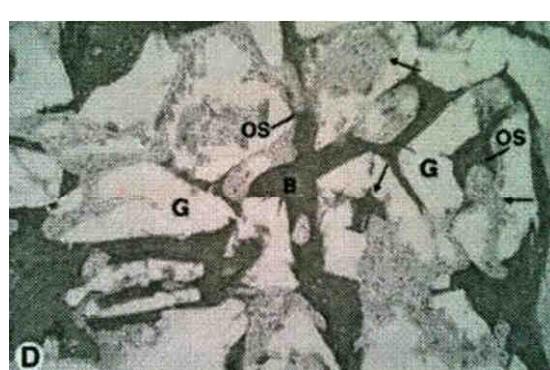
**Figure 33:**

Coupe microscopique à 15 semaines montrant une portion osseuse avec 100% de Bioglass greffé



**Figure 34**

Caractéristiques histologiques à 15 mois des échantillons de contrôle (A) et expérimentaux (B, C et D).



**Figure 35**

Caractéristiques histologiques des échantillons expérimentales avec 100% particules de BG montrant de l'os nouvellement formé entre les particules de BG résiduelles.

*Caractéristiques histologiques à 15 mois des échantillons de contrôle (A) et expérimentaux (B, C et D).*

*A: Formation d'os au niveau du site contrôle (100% os autogène), avec de l'os trabeculaire (LB), une couche d'ostéoïde (OS) qui entoure la surface de l'os néoformé, des vaisseaux et espaces médullaires normaux (BV).*

*(B,C) : Formation d'os au niveau du site expérimental (100% BG particules), dans la portion du milieu de la biopsie. Le matériau de greffe est remplacé par de l'os lamellaire (LB). La couche d'ostéoïde 5OS)*

*se trouve à la périphérie de l'os néoformé et de la moelle osseuse contenant des adipocytes (FC). Même coupe que (B) mais photographié avec des lentilles polarisantes, montrant la maturité de l'os lamellaire. Il persiste de l'os immature (WB). (D): partie apicale du site expérimental contenant de l'os néoformé entre les particules de BG résiduelles. Une couche d'ostéoïde borde l'os néoformé. Remarquez la transformation de certaines particules de BG par du tissu conjonctif et la formation d'os au centre des particules*

GALINDO.MORENO et col ont comparé l'association d'os autogène avec de l'HA bovin dans un sinus et l'association d'os autogène avec du bioverre dans l'autre sinus chez 5 patients.

Le bioverre est un matériau ostéoconducteur et possède un taux élevé de résorption.

Ce matériau a montré sa capacité à accélérer l'activité ostéogénique et l'expression de la phosphatase alcaline in vitro.

Par contre on observe que la densité osseuse autour des implants est plus élevée avec le groupe HA. Cela confirme que la désorganisation des bioverres est évidente.

Le bioverre possède des capacités ostéoconductrices réelles, lorsqu'il est associé avec 10 ou 20% d'os autogène, un délai de 6 à 9 mois semble devoir être respecté entre l'élévation de la membrane et la mise en place des implants. Des études plus longues et sur un plus grand nombre de patients seraient cependant intéressantes pour évaluer ses résultats sur le long terme ainsi que sur la mise en place des implants dans le même temps chirurgical. Les études sont souvent faites avec un faible nombre de patients et le fréquemment sur des animaux. Elles restent peu significatives quant aux effets réelles des bioverres qui dans la réalité ne semblent pas être le matériau de 1<sup>er</sup> choix .

### 3.3.7 Les polymères (65,10,13,53)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"HTR polymer ans sinus elevation: A human histologic evaluation". G.Szabo, Z.Suba et coll	Approche latérale unilatérale et bilatérale	HTR polymer	16 patients: -10 hommes et 6 femmes 26 sinus dont 10 bilatérales	≤ 5mm	A 6 mois: 4 implants A 8 mois :10 implants A 10 mois: 9 implants A 12 mois:3 implants		L'étude montre que c'est au 8ème et 10 ème mois qu'on obtient la meilleure qualité osseuse.		A 6-8-10-12 mois
"Histomorphometric evaluation of human sinus floor augmentation healing reponse to placement of calcium phosphate or ricinus communis polymer associated with autogenous bone". R.G.Boeck-Neto,M.F.Gagliardi et al 2005	L'objectif de cette étude est d'évaluer l'utilisation de 2 matériaux en association avec de l'os autogène.	Ricinus communis polymer Ou du phosphate de calcium en association avec de l'os autogène	10 patients: 7 hommes et 3 femmes Cas 1: phosphate de calcium + os autogène Cas 2: RC polymer + os autogène	≤ 4mm	A 10 mois		Cas 1: os 44,24% Cas 2: os 38,77%	Cas 1: os 44,24% Cas 2: os 38,77%	A 10 mois
"Long term success of sinus augmentation using a synthetic alloplast: A 20 patients, 7 years clinical rapport". S.J.Butz, L.W.J.Huys Implant dent 2005	Approche latérale 18 patients unilatéral 2 patients bilateral	22 sites: 21 sites avec 80% HTR ( BIOPLAN) (=PMMA + PHEMA) +20% d'os autogène Seulement 1 site avec 100% HTR	20 patients: -5 hommes (2 temps) -15 femmes (simultanée) 20 sinus	>4 mm	56 implants 22 sites -17 personnes reçoivent 48 implants immédiats -5 reçoivent 8 implants différés				facile à utiliser -hydophile -chargé -succès implant même en absence d'os autogène
"Histological and clinical survey of polylactic-polyglycolic acid and dextrane copolymer in maxillary sinus lift: a pilot in vivo study". R Martuscelli, MC Maltarello et al International journal of immunopathology and pharmacology 200	Petite étude	Copolymer PLA-GLA + Dextrane	7 patients: -3 femmes, 4 hommes 42 à 55 ans 7 sinus	≤ 4mm	A 6-9 mois		Volume d'os trabéculaire: A 6 mois: 51% A 9 mois: 77% Formation osseuse rapide L'os nouvellement formé à la même organisation que l'os trabéculaire. On relève une moyenne élevée du volume osseux trabéculaire de 77% et un pourcentage moyen de surface ostéoïde autour du nouvel os.	Matériau résiduel: A 6 mois: 2% A 9 mois: 0% Résorption rapide L'activité ostéoclastique n'est pas observée autour de la surface du nouveau tissu osseux formé	A 6-9 mois 17 biopsies

**Figure 36:** Tableau d'analyse de la littérature : les polymères

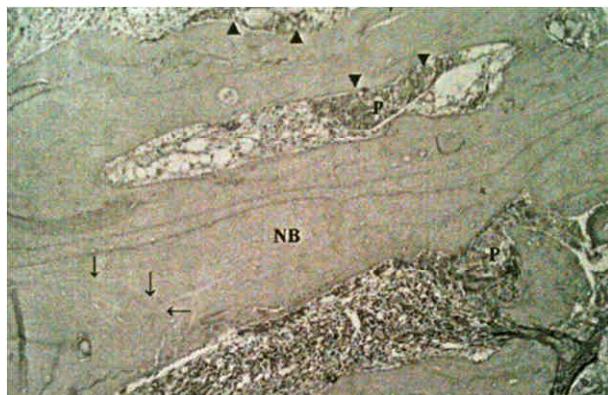
En 1992 SZABO et col étudient l'association polymère et comblement de sinus chez l'homme. Cette étude a été effectuée sur 16 patients nécessitant au total 26 comblements de sinus. A 6 mois après l'implantation du HTR, on observe un tissu fibrovasculaire autour des granules.

A 8 mois, ce tissu est plus dense et à la périphérie de ces particules on observe des capsules de tissus collagéniques.

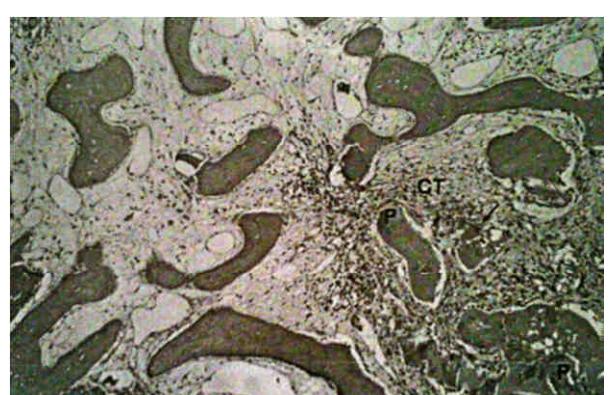
A 10 mois, on observe du tissu osseux trabéculaire en périphérie mais également à proximité des particules de HTR.

L'étude met en évidence un processus long d'ossification.

Deux études ont comparé l'utilisation de polymère avec 20% d'os autogène. Cette association a pour but d'augmenter le volume disponible ainsi que de réduire la résorption. GABRIELLI et col ont pour objectif dans leur étude de comparer l'utilisation du phosphate de calcium en association avec de l'os autogène puis d'un polymère (*ricinus communis*) avec de l'os autogène (20%). Concernant l'association du polymère avec l'os autogène, à 10 mois les biopsies révèlent la présence d'os mature et compact et des espaces d'os spongieux. On observe également une absence d'activité ostéogénique au niveau des blocs de polymères. Par contre le polymère n'est toujours pas résorbé à 10 mois ainsi que le phosphate de calcium. On observe cependant qu'avec le phosphate de calcium, l'os nouvellement formé est mieux organisé.



**Figure 37:** Observation au microscope de la nouvelle formation osseuse ainsi que des Particules de polymères noyées dans le tissu fibreux.



**Figure 38 :** Section histologique du cas polymère + os autogène. L'espace est rempli de moelle ainsi que de tissu conjonctif.

Une dernière étude sur l'utilisation de copolymère en association avec du dextrane dans le comblement de sinus a été faite par MARTUSCELLI et col.

On observe grâce à une micro-analyse aux RX qu'il y a une variation dans le degré de minéralisation du tissu, notamment dans la similitude des rapports entre Ca et P ainsi qu'une différence significative dans le rapport Ca/Mg entre l'os nouvellement formé à 9 mois et l'os existant (de contrôle).

Les clichés pris suggèrent que le biomatériau est complètement remodelé et structuré par la matrice osseuse.

L'os nouvellement formé à la même organisation que l'os trabéculaire.

Les tissus ostéoides et fibreux sont toujours présents. Le tissu ostéoïde est à proximité étroite de l'os minéralisé ce qui suggère une formation osseuse active et une association au gel (PLA-GLA) résiduel.

On observe également la présence de fibroblastes, de cellules mésenchymateuses, de cellules ostéoblastiques ainsi que de fibres de collagènes qui entourent le gel résiduel.

L'os nouvellement formé est tout à fait satisfaisant, et la maturation osseuse progresse au delà des 9 mois. Cette étude ne peut être validée totalement du fait d'un nombre réduit de patients et du temps d'observation (9 mois) limité.

### 3.3.8 Les substituts osseux injectables (71,2)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	FORMATION	BIOPSIE
"Utilisation d'un ciment phosphocalcique de comblement osseux dans l'élévation du plancher sinusal en combinaison avec un greffon cortico spongieux". J.H Torres, F.Cuisinier Revue d'implantologie 2007	Approche latérale unilatérale	Vitalos cement composé de ciment phosphocalcique en association avec un greffon autologue ( de l'os mandibulaire)	1 patient de 52 ans		2 implants A 6 mois		Le matériau est remplacé par de l'os spongieux après 5 mois		A 6-mois Les propriétés ostéoconductrices se confirment chez l'homme .
"Injectable calcium phosphate cement as a graft material for maxillary sinus augmentation: an experimental pilot study" A.Aral,J.A.Jansen et al Clin oral implant 2008	Approche latérale bilatérale Test animal	<b>Groupe 1:CaP injectable</b> délivré sous forme de seringue qui contient un liquide( phosphate d'hydrogène de diamonium) et une poudre( phosphate tricalcique,phosphate de magnésium,carbonate de strontium..) <b>Groupe 2: os autologue</b>	3 moutons 6 sinus		12 implants dont 2 immédiats ( os autologue)	Perte 1 implant	Groupe 1: Contact os implant est de 36% en moyenne (31% à 45%) Très bonne biocompatibilité et ostéoconductivité. Le ciment est en contact direct avec l'os environnant  Groupe 2: Contact os implant est de 37% en moyenne (35% à 42%)	Très rapide	A 7 jours A 3 mois Le ciment injectable a été sélectionné grâce à ses propriétés ostéoconductrices malheureusement il est affecté par le sang environnant qui provoque sa dissolution et sa migration. Cependant il favorise la formation osseuse.

**Figure 39:** Tableau d'analyse de la littérature : les substituts osseux injectables

Peu d'études ont été faites sur l'utilisation de ciment dans le comblement de sinus. TORRES et CUISINIER ont étudié l'utilisation d'un ciment phosphocalcique (Vitalos) avec de l'os autogène mais seulement sur 1 patient. Ils concluent à l'efficacité de cette association sans en décrire plus de détails.

La seconde a été proposée sur des animaux par ARAL et col qui comparent l'utilisation d'un ciment qui contient un liquide (phosphate d'hydrogène de d'ammonium) et une poudre (phosphate tricalcique, phosphate de magnésium, carbonate de strontium..) et une greffe avec de l'os autogène. Le ciment injectable a été sélectionné grâce à ses propriétés ostéoconductrices et sa capacité à favoriser la formation osseuse. Malheureusement on constate qu'il est affecté par le sang environnant provoquant ainsi sa dissolution et sa migration.

### 3.3.9 Le titane (14, 55,30)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	HAUTEUR D'OS	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"Porous titanium granules used as osteoconductive material for sinus floor augmentation: A clinical pilot study" H.Bysted,L.Rasmussen Journal compilation 2008, wiley periodontics	Comblement de sinus	Granules de titane (NATIX)	16 patients: 11 femmes, 5 hommes entre 55 et 83 ans	2-5mm	23 implants: 1) 18 implants sur 12 patients en 1 temps 2) 7 implants sur 4 patients en 2 temps à +5 mois	3 implants perdus - 1 infection - Risque de déplacement des granules	A + 6 mois Signe de formation osseuse autour des particules de HA bovin avec un espace radio-opaque autour des implants	A 6 mois: 55% résorption: -Permet le maintien du volume -Mais les granules peuvent empêcher l'os nouvellement formé d'atteindre la surface implantaire	A 6 mois
"The use of titanium mesh in sinus augmentation". N.Papadogeorgakis, M.E.Prokopidi, S.Kourtis Implant dentistry 2010	Comblement de sinus	Maillage de titane en association avec 50% d'os autogène et 50% HA (Algipore). Les matériaux utilisés sont fixés sur la maille de titane qui devient le nouveau plancher de la cavité créée au sein du sinus	1 patient		6 implants A 6 mois				
"Histological and histomorphometric evaluation of bone substitutes in experimental defects". G.A.Gholami, M.Tehranchi et al Research journal of biological sciences 2010	Test animal L'objectif de cette étude est de comparer la qualité et la quantité de l'os formé à partir de ces 3 matériaux	3 matériaux sont utilisés: -BIO OSS -BIO GEN -PTG (titane)	5 chiens entre 25-30kg 1) BIO OSS 2) BIOGEN 3) PTG 4) seulement une membrane BIOGIDE 5) seulement une membrane MOCG 6) Groupe contrôle				-Formation osseuse évidente dans chaque cas mais on observe une démarcation entre l'os nouvellement forlé et d'origine.	- Ne montre pas clairement de cellules ostéoclastiques à la limite entre le matériau et le nouvel os.	bonne qualité osseuse -PTG ne doit pas interférer avec la guérison initiale de la plaie chirurgicale.

**Figure 40:** Tableau d'analyse de la littérature : le titane

Trois études décrivent le comblement sinusien en association avec l'utilisation de Titane.

Tout d'abord BYSTED et col en 2008 basent leur étude sur l'utilisation de granules de Titane dans le comblement de

sinus chez 16 patients. Le titane a montré qu'il était capable d'induire une formation osseuse et qu'il avait une certaine résistance à se résorber. Cette résistance à la résorption présente un avantage car il permet de maintenir le volume de greffe. Cependant on peut soulever certains côtés négatifs comme un risque important de déplacement des granules ainsi que la capacité à empêcher le nouvel os formé d'atteindre la surface des implants et donc limiter leurs stabilité.

Une autre étude n'utilisant qu'un patient a été effectué par PAPADOGEOORGAKIS et col sur l'utilisation d'un maillage de titane pour maintenir une greffe composée de 50% d'os autogène et de 50% de HA. Ce maillage de titane outre son excellente biocompatibilité et intégration a montré qu'il offrait une meilleure condensation de la greffe ainsi une meilleure stabilité des implants. Enfin GHOLAMI et col en 2010 à travers des tests animaux ont comparé la qualité de l'os formé à partir de trois greffes différentes (BIO OSS, BIO GEN et PTG (titane)). Concernant la greffe de PTG on constate que l'os lamellaire pénètre à travers les micro et macropores des granules de PTG et que la moelle osseuse formée autour des granules de PTG apparaît normale et similaire à un site non greffé.

On observe à travers cette étude que le titane aide à la formation d'os cortical et est considéré comme un matériau ostéoconducteur convenable pour la régénération osseuse.

## LES RESULTATS A LONG TERME EN RELATION AVEC LA POSE D'IMPLANTS (68,13,60,49,58,47)

	TYPE D'INTERVENTION	TYPE DE GREFFE	NOMBRE DE PATIENT	MISE EN PLACE IMPLANT	SUIVI DES IMPLANTS	FORMATION	RESORPTION	BIOPSIE
"Composite grafting of the maxillary sinus for placement of endosteal implant" J.K.Tidwell et al Trauma, oral surgery 31 mars 1991	Approche latérale	HA dense non résorbable en association avec de l'os autogène	48 patients: 22 hommes et 26 femmes	A 3 mois 267 implants: -203 dans sinus greffé -89 dans maxillaire	Echec de 18 des 263 implants : -13 dans sinus greffé -5 dans maxillaire antérieur Groupe 1: < 5 mm -127 implants -11 échecs, 91% d'échecs Groupe 2: ≥ 5 mm -76 implants -2 échecs -97% succès			A 17 mois
"Long term success of sinus augmentation using a synthetic alloplast: A 20 patients, 7 years clinical rapport." S.J.Butz, L.W.J.Huys Implant dent 2005	Approche latérale -18 patients unilatéral - 2 patients bilatéral	22 sites: - 21 sites avec 80% HTR (BIOPLAN) (=PMMA + PHEMA) + 20% d'os autogène - seulement 1 site avec 100% HTR	20 patients: -5 hommes (2 temps) -15 femmes (simultanée) 20 sinus	56 implants 22 sites -17 personnes reçoivent 48 implants immédiats -5 reçoivent 8 implants différés				facile à utiliser -hydrophile -chargé -succès implant même en absence d'os autogène
"Maxillary sinus augmentation with different biomaterials: A comparative histologic and histomorphometric study in man". A.Scarano et al implant dent 2006	44 unilatérales 50 bilatérales	9 biomatériaux différents: 1) Bioglass 2)PepGen 3)Sulfate de calcium 4)Bio oss 5)Bioceramic (phosphate de calcium, HA) 6)Biocoral 7)DFDBA 8)Fisiograft 9)Os autogène	94 patients: 52 à 68 ans			Os nouvellement formé: 1)31% +/- 1,9% 2)37% +/- 2,3% 3)38% +/- 3,2% 4)39% +/- 1,6% 5)32% +/- 2,5% 6)39% +/- 3,1% 7)29% +/- 2,3% 8)33% +/- 2,1% 9)18% +/- 3,2%	Matériau résiduel: 1)18% +/- 2,4% 2)37% +/- 3,2% 3)13% +/- 2,1% 4)31% +/- 2,4% 5)34% +/- 1,6% 6)22% +/- 2,8% 7)34% +/- 1,2% 8)3% +/- 2,3% 9)18% +/- 2,3%	A 6 mois 144 biopsies
"Sinus elevation with alloplasts or xenogenic materials and implants: an up to 4 year clinical and radiologic follow up" "Bone resorption around dental implants" C.Maiorana et al Maxillofac implants 2005 et 2006	L'objectif de cette étude est d'évaluer la résorption osseuse autour des implants en fonction depuis 5 ans placés dans des sinus greffés	Deux matériaux: -Biostite : HA + collagène -Bio oss : xénogreffe	1997 à 2001 -34 patients dont 18 participent à l'étude	A 8 mois 37 implants 44 sinus greffés 1)Biostite: -12 à droite -12 à gauche 2) Bio oss -8 à droite -12 à gauche			Perte osseuse: 0,9mm d'os à 1an 0,1mm à 2ans  Peu de différence significative entre les deux greffes	
Maxillary sinus lift with solely autogenous one compared to a combination of autogenous bone and growth factors or solely bone substitutes. A systematic review. D.Rickert, R.H.Slater et al Int J oral maxillofac 2012; 41:160-167	Cette étude s'est basée sur la comparaison d'un grand nombre d'articles sur l'utilisation de différents matériaux de greffe dans le comblement d'e sinus. Seulement 12 articles ont été finalement sélectionnés sur 1124. Nous étudierons seulement quelques études parmi celle-ci	Os autogène (groupe contrôle) 1)Saboo: bTCP 2)Zuiderveld: bTCP 3)Hallman: AB+ bio oss 4)Bettega: AB + PRP 6) Tadjoedin: AB + bioverre	1) 20 patients 40 élévarions de sinus 2) 6 patients 12 élévarions de sinus 3) 11 patients 22 élévarions de sinus 4) 56 implants 5) 10 patients 20 élévarions de sinus	1) 80 implants à 6 mois 37 implants à 11 mois 3) 68 implants à 12 mois 4) 56 implants à 12 mois 5) 72 implants	Survie à 1 an: 1) 95% 2) 100% 3) 94% 4) 100% 5) ?	1) 36,5% Contrôle: 38,5% 2) 19,2% Contrôle 41% 3) 37% Contrôle 39,9% 4) ? 5) 34,5% Contrôle 42%		1) 6 mois 2) 6 mois 3) 4 mois 5) 6 mois
"Implant survival after sinus elevation with straumann bone ceramic in clinical practice: ad-interim results of a prospective study at a 15 month follow-up" U.Covani, A.Barone Clin oral implant 2012	Approche latérale unillatérale et bilatérale	Straumann bone ceramic: HA + bTCP	50 patients Plus de 18 ans	En 2 temps 40 implants	Survie des implants évaluée tous les 3 mois pendant 2 ans puis tous les 6 mois les 3 prochaines années. A 15 mois: -Échec de 3 implants sur un patient -92,5% de succès			
"A prospective 1 year clinical and radiographic study of implants placed after maxillary sinus floor augmentation with synthetic biphasic calcium phosphate or deproteinized bovine bone". C.Lindgren, M.Hallman et al Clinical implant dentistry 2012	L'objectif de cette étude est d'évaluer le succès des implants placés dans un sinus maxillaire après une greffe de BCP ou de Bio-oss.	BCP: Phosphate de calcium biphasé: 60% HA et 40% TCP Os bovin déprotéinisé (DBB) (Bio-oss)	9 patients édentés totaux 2 patients partiellement édentés ≈ 67 ans Os compris entre 4 et 5 mm 22 sinus	A 8 mois 62 implants: -24 dans un site avec BCP -23 dans un site avec DBB -15 dans de l'os résiduel	A 118 jours: - Echec 1 implants avec BCP - Echec 1 implant avec DBB  Succès de 86,8%: -Avec BCP: succès de 91,7% -Avec DBB: succès de 95,7%  Pas de différence significative		A 1 an résorption: -BCP: 0,43mm, 4% -DBB: 0,29mm,4,5% -Os résiduel:0,52 mm	

#### **Figure 41:** Tableau des résultats à long terme des études en relation avec les implants

Selon les découvertes de l'étude présente, Rickert et al montrent qu'il n'y a aucune preuve clinique sur la supériorité des greffes osseuses autogènes par rapport aux autres substituts osseux.

Dans une autre étude, Tadjoedin a montré que l'utilisation combinée de granules de verre bioactifs avec de l'os d'autogène pour l'augmentation du sinus a diminué la quantité d'os nécessaire pour l'augmentation du sinus et a abouti à la même quantité d'os qu'avec de l'os d'autogène seul . TADJOEDIN et Al ont également montré dans le groupe témoin, utilisant des particules verres bioactifs en association avec l'os d'autogène que la nouvelle formation osseuse a augmenté rapidement en 2 mois, de 29 % à 4 mois et de 38 % à 6 mois.

Selon Barone et al l'élévation de sinus avec BCP peut représenter une option chirurgicale prometteuse pour augmenter la survie des implants. Plus particulièrement quelques études cliniques récentes utilisant « Straumann Bone Ceramic », ont montré des résultats favorables (Cordaro et d'autres. 2008; Froum et d'autres. 2008; Frenken et d'autres. 2010) au cours d'une période de suivi de 6-8 mois. Cependant, les informations concernant la survie d'implant après cette procédure chirurgicale sont toujours limitées. L'étude de Barone et al va évaluer la survie des implants sur 5 ans chez des patients ayant subi une élévation de sinus avec une greffe de BCP (Straumann Bone Ceramic).

Il a été spéculé que la haute survie des implants pourrait être attribuée, au moins en partie, aux propriétés de Straumann BoneCeramic. Le BCP présente une très bonne biocompatibilité et est rapidement résorbé. Le HA permet d'engendrer une rapide intégration, tandis que le b-TCP peut permettre un remodelage rapide.

Il faut cependant garder en tête que ces résultats sont purement descriptifs et devraient donc être interprétés avec une certaine prudence.

Lindgren et al ont évalué le succès des implants placé à 8 mois après une greffe de BCP ou de DBB. Ces implants ont été suivis pendant 1 an sur le plan fonctionnel.

Dans cette étude limitée, on observe qu'il n'y a aucune différence significative dans le taux de réussite des implants placés dans le sinus greffé avec BCP (91.7 %) qu'avec des implants placés dans un sinus greffé avec DBB (94.7 %) après 1 ans de mise en charge fonctionnelle.

## 4 CONCLUSION

Une multitude de cas d'élévation du plancher du sinus à travers une analyse de la littérature ont été passé en revue. L'objectif étant de créer une fraction osseuse suffisante pour permettre la pose d'implants. Les fractions osseuses et le taux de survie des implants sont ensuite évalués pour déterminer quelle greffe synthétique est la plus efficace.

Actuellement les greffes autogènes sont les plus largement utilisées. Elles possèdent des propriétés ostéogéniques, ostéoinductrices et ostéoconductives et par conséquent un grand nombre de cellules viables et riches en facteur de croissance. Ces cellules participent à la réorganisation et la formation d'un nouvel os. Les autres alternatives comme les biomatériaux synthétiques ne fournissent pas à eux seuls les éléments cellulaires nécessaires pour l'ostéogénèse. Ils sont uniquement ostoconducteur.

On a pu observer à travers ces études que les qualités principales d'un biomatériau sont sa porosité et sa résorbabilité. Le matériau sert de support physique sur lequel les cellules adhèrent, migrent, prolifèrent et se différencient. Il est poreux et résorbable. La porosité du matériau est un élément clé du succès. Son volume de porosité (volume de vide à l'intérieur), la taille des pores et leur interconnexion a une influence majeure sur la capacité de l'implant à se vasculariser et se résorber progressivement. Il est fondamental que la résorption du biomatériau s'effectue de façon concomitante à la néoformation osseuse. En effet si un biomatériau support se dégrade trop vite, le matériau ne sert pas de support à la néoformation osseuse et l'on obtient un tissu fibreux impropre à combler l'os. A l'inverse, s'il se dégrade trop lentement, la persistance du biomatériau au sein du défaut osseux va empêcher la formation osseuse par manque de place

Les matériaux alloplastiques et plus particulièrement le phosphate de calcium biphasé, l'hydroxyapatite, le phosphate tricalcique et les bioverres représentent une alternative sérieuse. Ils sont disponibles en grande quantité, ne présentent pas de risque de transmission infectieuse et semblent capables de promouvoir une néoformation osseuse.

Les autres substituts comme le sulfate de calcium, les polymères, le titane ont permis également la mise en place d'implants. Cependant le faible nombre d'études envisagées utilisant ces produits nous oblige à être prudent quant à leur utilisation.

Malheureusement on a pu remarquer que ces biomatériaux synthétiques ne fournissent pas à eux seuls les éléments cellulaires nécessaires pour l'ostéogénèse. Ils sont uniquement ostoconducteur. La multiplicité des produits existant montre qu'il n'existe pas un biomatériau qui surpassé tous les autres de manière déterminante. Cliniquement, tous les matériaux semblent donc permettre

d'envisager la mise en place d'implants après le comblement. Les échecs constatés interviennent préférentiellement pendant la phase d'ostéointégration

Pour conclure, il est possible de dire que chaque matériau présente des avantages et des inconvénients qui devront être pris en compte par le praticien. En attendant la mise au point de substances pouvant totalement remplacer l'os autogène, la tendance devrait être à l'utilisation de greffon associant os autogène et matériau alloplastique. En effet la combinaison os autogène et substituts osseux semblent la solution la plus fiable pour reconstruire un manque osseux présent et permettre la survie des implants à long terme (à partir de 5 mois). Le rapport optimal entre os autogène et matériau alloplastique reste cependant à préciser. L'intérêt est de réduire la quantité d'os autogène et de rajouter aux produits ostéoconducteurs une substance possédant des propriétés ostéogéniques.

Grâce à ce type de greffon il est possible de limiter le volume du prélèvement autogène et les complications qui peuvent en découler.

Des études récentes ont démontré que le simple levé du sinus et le placement simultané d'implants peut aboutir à une formation osseuse sans l'utilisation d'une greffe material Actuellement, cette technique est seulement appliquée pour des conditions tenant compte de la stabilité primaire suffisante de l'implant ainsi qu'une largeur suffisante de la crête alvéolaire.

Le formidable potentiel des cellules souches adultes permet d'envisager de nouvelles approches thérapeutiques associant cellules et biomatériaux pour la médecine régénérative.

## 5 BIBLIOGRAPHIE

### 1. ANDREANA S, CORNELINI R, EDSBERG E et NATIELLA R.

Maxillary sinus elevation for implant placement using calcium sulfate with and without DFDBA: six cases.

Implant Dent 2004;13(3):270 –277.

### 2. ARAL A, KARABUDA et JANSEN A.

Injectable calcium phosphate cement as a graft material for maxillary sinus augmentation: an experimental pilot study.

Clin Oral Implant Res 2008;19(6):612–617.

### 3. ARTZI Z, TAL.H et CARLOS E.

Histological morphometric evaluation of 2 different hydroxyapatite bone derivatives in sinus augmentation procedures: a comparative study in humans.

J Periodontol 2001;72(7):911-920.

### 4. BAE JH, KIM YK, KIM SG et coll.

Sinus bone graft using new alloplastic bone graft material (Osteon)—II: clinical evaluation.

Oral Surg Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;109(3):14-20.

### 5. BAQUE, PASTORET, DE BEHR et coll.

Manuel pratique d'Anatomie.

Paris: Ellipses, 2008.

### 6. BERDUGO H.

L'efficacité en implantologie.

Paris: Masson, 2007.

### 7. BERT et MISSIKA P.

Implantologie chirurgicale et prothétique..

Velizy: Cdp, 1996.

### 8. BERT M et MISSIKA P.

Chirurgie implantaire.

Velizy: Cdp, 1998.

### 9. BESSADE J.

Le comblement de sinus préimplantaire .

Implant 2011; 17:7-18.

### 10. BOECK-NEO R, GABRIELLI M et ELCIO MARCANTONIO.

Histomorphometric evaluation of human sinus floor augmentation healing responses to placement of calcium phosphate or ricinus communis polymer associated with autogenous bone.

Clin Implant Dent Relat Res 2005; 7(4):181-188.

### 11. BROOME M, MONNIER Y et JAQUES B.

Les sinusites d'origine dentaire : prise en charge et diagnostic

Rev med suisse 2008 ; 4(173) :2080-2084.

### 12. BROWAEYS H, BOUVRY P et DE BRUYN H.

A literature review on biomaterials in sinus augmentation procedures.  
Clin Implant Dent Relat Res 2007;9(3):166-177.

**13. BUTZ S et HUYSEN WJ.**

Long term success of sinus augmentation using a synthetic alloplast: A 20 patients, 7 years clinical report.  
Implant Dent 2005;14(1):36-42.

**14. BYSTED H et RAMUSSON L.**

Porous titanium granules used as osteoconductive material for sinus floor augmentation: A clinical pilot study  
Clin Implant Dent Relat Res 2009;11(2):101-5.

**15. CAMPARD G.**

The effect of cathepsin k inhibition in the osteoblast and in osteoclast on bone

**16. CHA JK, PARK J-C et KIM CS.**

Case series of maxillary sinus augmentation with biphasic calcium phosphate: a clinical and radiographic study.  
J Periodont Implant Sci 2011;41(2):98-104.

**17. CHEVREL JP.**

Anatomie tête et cou. Collection QCM  
Paris: Masson, 2002.

**18. CHOW LC.**

Next generation calcium phosphate-based biomaterials.  
Dent Mater J 2009; 28(1): 1-10.

**19. COLOMBIER ML, LESCLOUS P et TULASNE JF.**

La cicatrisation des greffes osseuses.  
R Stomatol Chir Maxilla fac 2005;106(3):157-165.

**20. CORDIOLO G, MAZZOCCHI C, SHEPPERS E et coll.**

Maxillary sinus floor augmentation using bioactive glass granules and autogenous bone with simultaneous implant placement.  
Clin Oral Implant Res 2001;12(3):260-269

**21. COULY G.**

Anatomie maxillo-faciale.  
Paris: Cdp, 1989.

**22. DACULSI G, LAYROLL P.**

Bioceramics 20.  
Nantes; 2-vol.hardcover:20(1),2008

**23. DE LEONARDIS D et PECORA E.**

Prospective study on the augmentation of the maxillary sinus with calcium sulfate: histological results.  
J Periodont 2000;71(6):940-947.

**24. DVARPPANAH M et SMUZLER-MONCLER S.**

**25. FRENKEN F, BOUWMAN F, BRAVENBOER N et coll**

The use of Straumanns Bone Ceramic in a maxillary sinus floor elevation procedure: a clinical, radiological, histological and histomorphometric evaluation with a 6-month healing period  
Clin Oral Implant Res 2010;21(2):201-208.

**26. FRIEDMAN A, DARD M, KLEBER M et coll.**

Ridge augmentation and maxillary sinus grafting with a biphasic calcium phosphate: histologic and histomorphometric observations.  
Clin Oral Implant Res 2009;20(7):708-714.

**27. FROUM J, WALLACE S, SANG-CHOON CHO et coll.**

Histomorphometric comparison of a biphasic bone ceramic to anorganic bovine bone for sinus augmentation: 6- to 8-month postsurgical assessment of vital bone formation. A pilot study.  
Int J Periodont Rest Dent 2008; 28(3): 273-281.

**28. GAUDY JF.**

Anatomie Clinique. 2ème edition JPIO  
Ruel-Malmaison:Cdp,2007

**29. GAUDY JF.**

Atlas d'anatomie implantaire.  
Issy-les-Moulineaux: Masson, 2007.

**30. GOHLAMI G et TEHRANCHI M.**

Histological and histomorphometric evaluation of bone substitutes in experimental defects.  
J Bio Sci. 2010; 5(7): 465-469.

**31. GUARNIERI R et BOVI M.**

Maxillary sinus augmentation using prehardened calcium sulfate: A case report.  
Int J Periodont Rest Dent 2002; 22(5): 503-508.

**32. GUARNIERI R, GRASSI R, RIPARI M et coll.**

Maxillary sinus augmentation using granular calcium sulfate: radiographic and histologic at 2 years.  
Int J Periodont rest dent 2006; 26(1): 79-85.

**33. GUARNIERI R, PECORA G, FINI M et coll.**

Médical hemihydrate année sulfate de calcium dans la guérison des alvéoles d'extraction de l'homme: Clinique et histologique observation à 3 mois.  
J Periodontol 2004; 75(6): 902-908.

**34. HAAS R, BARON M, DONAT K et coll.**

Porous hydroxyapatite for grafting the maxillary sinus: A comparative histomorphometric study in sheep.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17:337-346.

**35. HANDSCHEL J, SIMONOWSKA M et NAUJOKS C.**

A histomorphometric meta-analysis of sinus elevation with various grafting materials.  
Head Face Med 2009;5:12.

**36. HEINEMANN F, MUNDT T et BIFFARI R.**

A 3-year clinical and radiographic study of implants placed simultaneously with maxillary sinus floor augmentation using a new nanocrystalline hydroxyapatite.

Physiol Pharmacol 2009;60(Suppl 8):91-97.

**37. HENCH L.**

Bioceramics: From Concept to Clinic.

J Am Ceram Soc 1991;74(7):1487-510.

**38. H-Y JANG, HYOUN -CHULL KIM, SANG-CHULL LEE et coll.**

Choice of graft material in relation to maxillary sinus width in internal sinus floor augmentation.

J Oral Maxillofac Surg 2010;68(8):1859-1868.

**39. KHOURY G.**

Les matériaux allogéniques de substitution osseuse.

Clinic 2008;12:11-15.

**40. KHOURY CH, NEUGEBAUER J, TERPELLE T et coll.**

Greffes osseuses en implantologie

Paris : Quintessence, 2010.

**41. KNABE C, KOCH C, RACK A et coll.**

Effect of b-tricalcium phosphate particles with varying porosity on osteogenesis after sinus floor augmentation in humans.

Biomaterials 2008;29:2249-2258.

**42. KOLERMAN R, MOSE O, ARTZI Z et coll**

Maxillary sinus augmentation by crestal bone elevation technique.

J Periodontol 2011;2(1):41-51.

**43. LALO J, BROUKHRIS G, DJEMIL M et coll.**

Technique sécurisée d'élévation du plancher du sinus maxillaire par voie crestale par ostéotome à "butée".

Implantodontie 2005;14:45-108.

**44. LEE JH, JUNG W, KIM S et coll**

Histologic and clinical evaluation for maxillary sinus augmentation using macroporous biphasic calcium phosphate in human

Clin Oral Implant Res 2008;19(8):767-771.

**45. LOTY C, LOTY S, SAUTIER JM et coll.**

Interface os/matiériaux biocompatibles implantables.

Implant 1998 ;4(2) :101-109.

**46. LULLMAN -RAUCH.**

Histologie.

Bruxelle: De boeck, 2008

**47. LUNGREN S, CRICCHIO G PALMA VC et coll.**

Sinus membrane elevation and simultaneous insertion of dental implants: a new surgical technique in maxillary sinus floor augmentation.  
J Periodontol 2008; **47**: 193-205.

**48. MAINARD D.**

Les substituts osseux.  
Paris: Romillat, 2003.

**49. MAJORANA C, SIGURT D, MIRANDOLA A et coll.**

Bone resorption around dental implants placed in grafted sinuses: Clinical and radiological follow-up after up to 4 year.  
Maxillofac Implants 2005; **20**(2):261-266.

**50. MANGANO C, BAOTOLUCCI G et MAZZOCCO C.**

A new porous hydroxyapatite for promotion of bone regeneration in maxillary sinus augmentation: clinical and histologic study in humans.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2003; **18**(1):23-30.

**51. MANGANO C, SCARANO A, PERROTTI V et coll.**

Maxillary Sinus Augmentation with a Porous Synthetic Hydroxyapatite and Bovine-Derived Hydroxyapatite: A Comparative Clinical and Histologic Study.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2007; **22**(6):980-986.

**52. MARTINEZ H ET RENAULT P et GEORGES-RENAULT G.**

Les implants: chirurgie et prothèse. Collection JPIO.  
Ruel Malmaison :Cdp, 2008.

**53. MARTUSCELLI, MALTARELLO MC, MARALDI M et coll.**

Histological and clinical survey of polylactic-polyglycolic acid and dextrane copolymer in maxillary sinus lift: A pilot in vivo study.  
Int J Immunopathol Pharmacol 2008; **21**(3):687-695.

**54. MEYER C, CHATELAIN B, GARNIER JF et coll.**

Greffes sinusiennes massives par phosphate tricalcique. Résultats à long terme.  
Rev Stomatol Chir Maxillofac 2009; **110**:69-76.

**55. PAPADOGEOORGAKIS N, PROKOPIDI ME, KOURTIS S et coll.**

The use of titanium mesh in sinus augmentation.  
Implant Dent 2010; **19**(2):109-114.

**56. PELTOLA E, AITASALO K, VARPULA M et coll.**

Obliteration of the frontal sinus cavity with bioactive.  
Head Neck 1998; **20**:315-319.

**57. PRICE M, NUNN M, FRANK G et coll.**

De novo bone formation after the sinus lifts procedures.  
J Periodontol 2011; **82**(9):1245-1255.

**58. RICKERT D, MEIJER H J A, VISSINK A et coll.**

Maxillary sinus lift with solely autogenous bone compared to a combination of autogenous bone and growth factors or (solely) bone substitutes. A systematic review.  
Int J Oral Maxillofac Surg 2012; **41** (2) :160-167.

**59. SAADOUN A.**

B-TCP, Un nouveau matériau de greffe en implantologie.  
Implantodontie 2002;44:15-27.

**60. SCARANO A, DEGIDI M, LEZZI G et coll.**

Maxillary sinus augmentation with different biomaterials: A comparative histologic and histomorphometric study in man.  
Implant Dent 2006;15(2):197-207.

**61. SEBAN A , BONNAUD P et DEBOISE A.**

Insuffisance osseuse vertical circonscrite de la region maxillairepostériaure par un comblement sinusien alloplastique pour un traitement implantaire.  
Implantodontie 2005;14:186-190.

**62. SHAPPARD D, GUILLAUME B, MALLET R et coll.**

Sinus lift augmentation and b-TCP: A microCT and histologic analysis on human bone biopsies.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010; 109:14-20.

**63. SMEETS R, HEELAND M, KASAJ A et coll.**

Hydroxyapatite nanocrystalline en tant que matériau de substitution osseuse (Ostim®) pour le rehaussement du plancher du sinus maxillaire . Présentation d'un cas.  
Schweiz Monatssehr Zahmed 2008;118(3):109-211.

**64. SUNDDEEP KHOSLA.**

Minireview: The OPG/RANKL/RANK system.  
Endocrinology 2001;142(12):5050-5055.

**65. SZABO G, SUBA T, DIVINVI A et coll.**

HTR polymer and sinus elevation: A human histologic evaluation.  
J Long-term Effects Med Implants 1992;2(1):81-92.

**66. TAODJOEDIN S, BURGER H, KUIPER L et coll.**

High concentrations of bioactive glass material (Biogran) vs.autogenous bone for sinus floor elevation.  
Clin Oral Implants Res 2002;13(4):428-4368.

**67. TENENBAUM H, CUISINIER F, FRICAIN JC,**

Les matériaux de substitution osseuse.  
Association Dentaire Française 2005 ; Paris, 66 p.

**68. TIDWELL JK, BLIJDORP PA, BROUNS JB et coll.**

Composite grafting of the maxillary sinus for placement of endosteal implants.  
Int J Maxillofac Surg 1992;2(4):204-209.

**69. TOPPETS, PASTORET, DE BEHR et coll.**

Morphologie, croissance et remaniement du tissu osseux.  
Ann Med Vet 2004;148(1):1-13.

**70. TULASNE JF, ANDREANI JF et COLOMBIER ML.**

Les greffes osseuses en implantologie  
Paris: Quintessence international 2004.

**71. TORRES J.F, CUISINIER.F**

Utilisation d'un ciment phosphocalcique de comblement osseux dans l'élévation du plancher sinusien en combinaison avec un greffon cortico spongieux".

Rev Implantologie 2007;87-94.

**72. WHEELER SL.**

Sinus augmentation for dental implants: The use of alloplastics materials.

Oral Maxillofac Surg 1997;55(11):1287-1293.

**73. ZUCK G.**

Le défi implantaire.

Paris : Multimédia, 2009.

**74. TIGRAN (laboratoire)**

Titane

[Http://www.tigran.se/en/](http://www.tigran.se/en/)

## 6 INDEX DES ILLUSTRATIONS

- 1- Schéma simplifié du principe fondamental de la réparation osseuse et des cellules osseuses qui interviennent  
ZUCK G. ; 2009.
- 2- Tableau descriptif des cellules du tissu osseux  
K HOURY.C ET COL :  
Greffes osseuses en implantologie Quintessence.
- 3- Le remodelage osseux.  
CAMPARD.G  
  
Proximité des racines des dents maxillaires avec les dents postérieures
- 4- Chronologie de la cicatrisation osseuse au sein de l'alvéole après extraction d'une dent.  
Tenenbaum H, Cuisinier F, Fricain JC, Lemaitre J  
Dossier ADF 2005.
- 5- Proximité des racines des dents maxillaires avec les dents postérieures
- 6- Pneumatisation du sinus maxillaire après extraction.  
DE LEONARDIS, PECORA.E.
- 7- Schéma illustrant les étapes de la technique de l'ostéotome décrite par Summers.  
TULASNE.JF, ANDREANI.JF  
Les greffes osseuses en implantologie.
- 8- Schéma illustrant les étapes d'une greffe sinusoïdale par abord latéral  
DVARPPANAH.M, SMUZLER-MONCLER.S  
Manuel d'implantologie Clinique 2ème édition JPIO.
- 9- Tableau récapitulatif des avantages/inconvénients de l'utilisation de la voie crestale et de la voie latérale.  
MARTINEZ.H, RENAULT.P  
Les implants: chirurgie et prothèse JPIO.
- 10- Tableau récapitulatif des différents matériaux de comblements actuels sur le marché  
Protocoles chirurgicaux de mise en place d'implants dans les secteurs postérieurs.  
Editeur: Quintessence International.
- 11- Classification des biomatériaux les plus utilisés pour le comblement sinusoïdal.
- 12- Répartition des matériaux de greffes selon leurs propriétés  
K HOURY.C ET COL  
Greffes osseuses en implantologie Quintessence.
- 13- La classification ASA : [www.asahg.org](http://www.asahg.org).
- 14- La classification des matériaux synthétiques.

15-Les lignes Iso IB montrant des compositions d'indice de bio activité.

16-Tableau d'analyse de la littérature : Hydroxyapatite

17-Image de la biopsie à 6 mois post-opératoire.

MANGANO.C, SCARANO.A, PERROTTI.V, LEZZI.G, PIATELLI.A:

Maxillary Sinus Augmentation with a Porous Synthetic Hydroxyapatite and Bovine-Derived Hydroxyapatite: A Comparative Clinical and Histologic Study

Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22:980–986.

18-Image de la biopsie permettant d'observer la présence d'os lamellaire.

19-Image de la biopsie permettant d'observer la présence de cellules multinucléées qui ont résorbé certains granules de HA entourées du nouvel os.

20-Tableau d'analyse de la littérature : le phosphate tricalcique

21-Détails histologiques d'ostéoclastes avec des particules de b-TCP.

ZERBO.R, ZILDERVELD.A, BRONCKERS GERT.J, BURGER.H:

Histomorphometry of human sinus floor augmentation using a porous b-tricalcium phosphate: a prospective study.

Clin. Oral Impl. Res. 15, 724–732

22-Tableau d'analyse de la littérature : le phosphate de calcium biphasée.

23-Image de la biopsie montrant la formation osseuse.

FROUM.J, WALLACE.S, SANG-CHOON CHO, ELIAN.N

24-Image de la biopsie permettant d'observer des ostéoclastes.

25-Tableau d'analyse de la littérature : le sulfate de calcium.

26-Image de la biopsie montrant l'os trabéculaire tissé avec une structure lamellaire

ANDREANA.S, CORNELINI.R, EDSBERG.E, NATIELLA.R: Maxillary

Sinus Elevation for Implant Placement Using Calcium Sulfate With and Without DFDBA: Six Cases .

Implant Dent 2004; 13:270 –277

27-Image de la biopsie montrant de l'os trabéculaire spécialement coloré pour relevé la teneur en calcium.

28-Image de la biopsie montrant la formation osseuse apparente.

29-Tableau d'analyse de la littérature : les bioverres.

30-Coupe microscopique osseuse à 9 mois contenant des bioverres

CORDIOLO.G, MAZZOCCHI.C, SHEPPERS.E, BRUGNOLO.E, MAJZOUB.Z:

Maxillary sinus floor augmentation using bioactive glass granules and autogenous bone with

simultaneous implant placementClinical and histological findings.

31-Coupe microscopique osseuse plus précise contenant des bioverres.

32-Coupe microscopique à 15 semaines montrant une portion osseuse avec 100% d'os autogène greffé.

TAODJOEDIN.S, BURGER.H: High concentrations of bioactive glass material (Biogran) vs.autogenous bone for sinus floor elevation  
Clin oral impl Res 13,2002; 428-436.

33-Coupe microscopique à 15 semaines montrant une portion osseuse avec 100% de Bioglass greffé.

TAODJOEDIN.S, BURGER.H: High concentrations of bioactive glass material (Biogran) vs.autogenous bone for sinus floor elevation  
Clin oral impl Res 13,2002; 428-436.

34-Caractéristiques histologiques à 15 mois des échantillons de contrôle (A) et expérimentaux (B, C et D).

35-Caractéristiques histologiques à 15 mois des échantillons de contrôle (A) et expérimentaux (B, C et D).

36-Tableau d'analyse de la littérature : Les polymères

37- Observation au microscope de la nouvelle formation osseuse.

SZABO.G, SUBA.T, DIVINVI.A.HARIS  
HTR polymer and sinus elevation: A human histologic evaluation.  
Journal of long-term effects of medical implants, 2(1):81-92 (1992)

38- Section histologique du cas polymères+ os autogène.

39-Tableau d'analyse de la littérature : les substituts osseux injectable.

40-Tableau d'analyse de la littérature : le titane.

41-Tableau des résultats à long terme des études en relation avec les implants.

## **Valentine GEFFRIAUD - INTERETS DES BIOMATERIAUX SYNTHETIQUES UTILISES DANS LE COMBLEMENT DE SINUS**

### **RESUME**

L'objectif de ce travail est d'évaluer à travers des techniques d'élévation du plancher du sinus, l'efficacité des différents matériaux synthétiques. En effet de nombreux matériaux existent aujourd'hui sur le marché. L'intérêt étant de trouver une alternative aux greffes autogènes tout en obtenant des résultats similaires C'est à dire évaluer leur capacité à produire une fraction osseuse suffisante capable de permettre la pose et la survie des implants à long terme sur des patients. Chaque matériau synthétique a montré une porosité et une résorbabilité propre qui joue un rôle important sur l'évolution du milieu environnant et par conséquent sur la tenue de l'implant. Il s'agit dans ce travail de détaillée plus précisément chacun de ces matériaux en prenant compte différents critères notamment leur biocompatibilité, leur potentiel ostéoinducteur, ostéogénique et ostéoconducteur à travers une analyse approfondie de la littérature.

### **RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Biomatériaux**

### **MOTS CLES MESH**

Sinus Maxillaire - Maxillary sinus

Greffes -Transplants

Pose d'implants - Dental implantation

Matériaux biocompatibles - Biocompatible materials

### **JURY**

Président du jury : Monsieur le Professeur WEISS

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Co-directrice : Monsieur le Docteur Guillaume CAMPARD

Assesseur : Monsieur le Docteur Afchine SAFFARZADEH