



HAL
open science

Apport des matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique dans l'aménagement des sites préimplantaires

Charline Picaut

► **To cite this version:**

Charline Picaut. Apport des matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique dans l'aménagement des sites préimplantaires. Sciences du Vivant [q-bio]. 2009. hal-01732015

HAL Id: hal-01732015

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732015v1>

Submitted on 14 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY-METZ

**UNIVERSITE HENRI POINCARÉ NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année 2009

N°3148

THESE

pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Charline PICAUT

Née le 23 septembre 1983 à Epinal (Vosges)

**APPORT DES MATERIAUX DE SUBSTITUTION
OSSEUSE D'ORIGINE SYNTHETIQUE DANS
L'AMENAGEMENT DES SITES
PRE-IMPLANTAIRES**

présentée publiquement le 14 décembre 2009

Examineurs de la thèse :

Monsieur J-P. ARTIS	Professeur des universités	Président
<u>Monsieur P. BRAVETTI</u>	Maître de conférences des universités	Juge
Madame A. LÊ	Docteur en chirurgie dentaire	Juge
Monsieur J. BALLY	Docteur en chirurgie dentaire	Juge

Président : Professeur J.P. FINANCE

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

Vice-Doyens : Pr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE

Membres Honoraires : Dr. L. BAZEL - Pr. S. GUREYMAK - Pr. G. JAQUART - Pr. D. ROZENCWEG Pr. M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr. J. VAJOT

<p>Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique</p>	<p>Mme DROZ Dominique (Despres) M. PREVOST Jacques M. SOCQUEL Julien Mlle PHILPIN Bérengère M. SABATIER Antoine</p>	<p>Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale</p>	<p>Mme FILLEUL Marie-Pierrelle M. SOLENDER Yves Mlle PY Catherine M. REDON Nicolas</p>	<p>Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 56-03 Prothèses, Oculodentaire, Coxarthrose de la Sorel, Odontologie Régale</p>	<p>M. Pr. Intérimaire ARTIS Jean-Paul M. CELESI Schlickestein Mme JANTZEN-OSSOLA Caroline</p>	<p>Professeur 4^{ème} grade Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 57-01 Parodontologie</p>	<p>M. AMBROSINI Pascal Mme SCUTELLEZ Catherine (Bisette) M. MILLER Neal M. FENAUD Jacques M. GALLINA Sébastien M. JOSEPH David</p>	<p>Professeur des Universités* Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation</p>	<p>M. BRAVETTI Pierre M. ARTIS Jean-Paul M. VIENNET Océid M. WANG Christian M. SALLY Julien Mlle LE Audrey Mlle SOURDOT Alexandre</p>	<p>Maître de Conférences Professeur 1^{er} grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante</p>
<p>Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomocytologie, Bactériologie, Pharmacologie)</p>	<p>M. WESTPHAL Alois M. MARIBELLE Jean-Marc Mlle ERBRECH Aude</p>	<p>Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistante Associée en GUM/2007</p>
<p>Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie</p>	<p>M. ENGELS-DEUTSCH Marc M. AMORY Christophe M. MORTIER Eric M. CUNY Pierre M. HESS Stéphane</p>	<p>Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 58-02 Prothèses Prothèse conjoints, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale</p>	<p>M. SCHOUVER Jacques M. LOUIS Jean-Paul M. ARCHIEN Claude M. DE MARCH Pascal M. SARONE Serge Mlle BEWER Julie M. Secrétaire en chef Mlle MONDON Hélène M. SIMON Franck</p>	<p>Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Oculodentaire, Anatomocytologie, Stomatologie, Radiologie</p>	<p>Mlle STRAZELLE Catherine M. RAPIN Christelle (sans appartenance) Mme MORY Vanessa (Stratzmann) M. SALOMON Jean-Pierre Mme FAYELOT Cécile (Jacquelin)</p>	<p>Professeur des Universités* Professeur des Universités Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée en GUM/2009</p>

Par délibération en date du 11 Décembre 1972,
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'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.

A notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Jean-Paul ARTIS,

Chevalier de l'Ordre National du Mérite

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg

Habilité à diriger des Recherches

Professeur 1^{er} grade

Sous-section : Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique,
Anesthésiologie et Réanimation

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider le jury de notre thèse.

Veillez trouver ici l'expression de notre plus profond respect pour votre enseignement et la qualité de votre encadrement.

Nous vous prions de croire à notre sincère reconnaissance.

A notre juge et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Pierre BRAVETTI,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Doyen de la Faculté d'Odontologie de l'université Henri Poincaré, Nancy I

Docteur de l'Université René Descartes de Paris V

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la Sous-Section : Chirurgie Buccale, Pathologie et
Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation

Nous apprécions l'honneur que vous nous faites en acceptant de faire partie de notre jury de thèse.

Qu'il vous soit témoigné notre profonde reconnaissance pour votre savoir et pour toutes les connaissances que vous nous avez enseignées.

Soyez assuré de notre sincère gratitude et de notre profonde reconnaissance

A notre juge et co-directeur de thèse,

Madame le Docteur Audrey LÊ,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant hospitalier universitaire

Sous-section : Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique,
Anesthésiologie et Réanimation

Nous apprécions l'honneur que vous nous avez fait en acceptant de diriger notre travail.

Nous vous remercions pour votre gentillesse et votre disponibilité durant toute l'élaboration de cet ouvrage.

Que celui-ci soit pour vous la preuve de la reconnaissance et de l'estime que vous nous témoignons.

A notre juge,

Monsieur le Docteur Julien BALLY

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant hospitalier universitaire

Sous-section : Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique,
Anesthésiologie et Réanimation

Nous apprécions l'honneur que vous nous faites en participant à notre jury de thèse.

Nous vous remercions pour votre sympathie et votre bonne humeur durant nos stages hospitaliers.

Que ce travail soit l'occasion pour nous de vous témoigner notre sincère gratitude et notre profond respect.

REMERCIEMENTS

A nos enseignants et assistants de la faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy,
En témoignage de notre reconnaissance pour votre enseignement.

Au Docteur Gérard, au Docteur Moizan, au Docteur Gangloff, au Docteur Richardin et au Docteur Bally,

En témoignage de notre reconnaissance et notre affection pour votre riche enseignement clinique et votre disponibilité durant notre stage hospitalo-universitaire au sein du service d'Odontologie de Metz.

Au Docteur Duroch,

Merci de m'avoir fait confiance pour mon premier remplacement.

Au Docteur Humbert,

Merci pour tous ces merveilleux souvenirs : nos tours en 2CV, la petite souris avec ta serviette, tes imitations politiques, les cassis à l'eau au France, les feux d'artifices à Gérardmer... Tu as été un papi formidable, tu resteras pour moi un modèle de vie, d'humilité, de respect et d'amour. Merci pour tous ces moments de bonheur grâce à la Moune. Tu resteras toujours dans mon cœur.

A Francois,

Mon papi Bey ! Merci pour toutes ces heures passées dans la cuisine à nous raconter vos vies, la famille, la guerre, le travail à la ferme ...Je n'aurai pas hérité de ton don mais c'est toujours un plaisir pour moi de contempler tes dessins qui nous laissent un beau souvenir de toi.

A grande mamie et mamie de Billeicourt,

Ce fut un plaisir d'avoir pu profiter de mes arrière-grands-mères.

Au Docteur Vesselle,

Pierre je te dédie cette thèse que j'aurai tant aimé faire avec toi. Parce que ton plaisir était de me faire tourner en bourrique et moi de te titiller. Parce qu'avec Brigitte vous vous êtes toujours occupé de nous comme de vos propres enfants. Merci pour tous ces bons moments et ces beaux souvenirs. Tu es malheureusement parti trop vite mais de là où tu es, tu peux être fier de ta petite famille. Tu seras toujours dans mon cœur.

A mes parents,

Merci pour tous ce que vous m'avez appris, donné, merci pour tout cet amour et tous ces conseils. Merci de m'avoir toujours poussé et soutenu, de me laisser le choix et de respecter mes décisions, sans vous je n'en serais pas là aujourd'hui.

Papou, parce que pour toi rien n'est un problème car tu as toujours la solution. Je n'oublierai jamais ce petit déjeuner sur la terrasse où tu m'as dit : « c'est ça le luxe ! », tu as tellement raison !! Et ce petit mot pour mes 20ans « tout est bon à prendre, profite de tout et amuse toi » que j'essaye de suivre à la lettre, j'espère que ces principes ne quitteront jamais mon esprit. Enfin merci de m'avoir permis de passer « une année de thèse sabbatique ». Je suis fière de toi mon Papou, je t'aime et j'espère avoir hérité de ta philosophie de vie.

Mounette, parce que tu m'as permis de grandir dans l'insouciance. Merci de me faciliter le quotidien, de te plier en quatre quoi qu'il arrive et d'être toujours là quand j'en ai besoin. Maintenant que je suis partie j'ai toujours la meilleure des mamans et j'ai gagné une copine ! Je suis fière de toi ma Mounette, d'être ta piquamouchette, je t'aime et j'espère que je te ressemblerai un jour.

A Arnaud,

Toi qui m'appelais Yaya et qui venais dormir à mes pieds, aujourd'hui tu m'as piqué ma chambre et tu es devenu aussi intolérant que ta sœur ! A tous nos souvenirs : nos bagarres, nos conneries, nos fous rires, tes poiriers dans ma chambre pendant ma P1, tes questionnaires la nuit quand je rentrais sans faire de bruit... Merci pour cette belle complicité, je sais que quoi qu'il arrive tu seras toujours de mon côté et peut être encore plus si j'ai tort ! Je suis fière de mon futur vendeur de boîtes. Continue à profiter de la vie et comme dirait maman « c'est que le début ! » (désormais tu sais qu'il faut manger avant une soirée cocktail !). Je t'aime mon Nono et je te souhaite tout le bonheur du monde !

A mamie Bey,

Parce que l'accent du sud est le plus beau du monde. Merci de nous avoir tant gâtés à la sortie de l'école, pour tes petits gendarmes au goûter, ces tours à la Pep et toutes les histoires que tu nous as racontées. Aujourd'hui c'est un plaisir de venir te voir avec Arnaud et t'écouter parler de tes souvenirs. Merci pour tout ce que tu nous as apporté, pour ta disponibilité, ton amour et ta gentillesse.

A mamie St Loup,

Je t'admire mamie pour toutes les belles choses que tu as faites, pour le courage que tu as dans la vie, pour cette détermination qui font de toi un modèle. Merci pour tous ces bons souvenirs, les vacances, les noëls, les repas en famille, parce que tu réunis tout le monde et que c'est un plaisir d'être tous ensemble !

Au Docteur Humbert Vesselle,

Bibi, tu es la seule que j'ai réussi à convaincre de nous acheter un canard au marché ou la seule à enlever des pendulums avec le dos d'une cuillère ! Merci pour tous ces mercredis passés ensemble et tous ces bons moments en famille. Merci d'être toujours ouverte au dialogue et de te soucier de chacun.

A Olivier,

Le petit Jésus de la famille ! Merci pour tous ces souvenirs, de m'avoir fait découvrir le panaché cassis, de nous avoir initié à toutes les conneries faisables, pour tous les cadeaux que tu nous as ramenés des quatre coins du monde. Merci de revenir nous voir tous les ans avec ta petite famille pour des vacances magiques.

A Harieth,

Merci de rendre heureux Olivier et d'être aussi patiente avec cette famille de fou.

A Jeanne, Mathilde et Henri,

Merci à tous les trois pour tous nos souvenirs d'enfants, les igloos à Gérardmer, le Jarre, les jeux dans la piscine, les siestes, les délires avant d'aller au lit et maintenant les apéros pétanque, le temps passe trop vite... Parce que les vacances avec vous sont toujours des bons moments ! Jeanne, profite bien de ta vie d'étudiante et reste toi même. Mathilde, je pense fort à toi durant cette année difficile, tiens bon, ne te décourage pas et garde ta joie de vivre. Henri, mon filleul, tu es maintenant un vrai p'tit mec qui m'épate de plus en plus. Je suis fière de vous, vous savez que vous pouvez compter sur moi quoi qu'il arrive. Je vous souhaite d'être toujours heureux.

A Julie, Paul et Justine,

Parce que vous êtes trop mignon et que j'adore entendre 3 langues dans une même phrase. Merci de nous faire tant rire ! Comptez sur moi pour que je vous apprenne tous ce que nous a appris votre père !

A Françoise,

Merci de nous avoir tant gâtés et de t'être toujours intéressée à nous. Parce que la famille c'est important. Merci pour ta bonne humeur et ta générosité.

A Sylvianne,

Parce que ton rire est inoubliable et que j'adore t'entendre parler avec papa de votre enfance. Merci pour toutes ces discussions et ces bons moments.

A Carole et Virginie,

Parce que je regrette de ne pas plus vous connaître.

A la famille Ferrandon,

Pour tous ces délicieux repas le weekend et ces bons moments aux Arcs. Merci pour votre gentillesse, votre soutien et votre générosité.

Au Docteur Kolmann et au Docteur Maumias,

Merci de m'avoir ouvert les yeux après ma P1, de m'avoir rassuré et motivé. Merci Nicole de m'avoir toujours soigné si gentiment, grâce à toi je n'ai jamais eu peur du dentiste !

A Thibault,

Ton calme et ta détermination me rassure et m'équilibre, merci pour ton soutien et ton amour. Parce qu'avec toi tout devient possible et que sans toi ma vie serait tristounne. Merci de me faire grandir un peu tous les jours. A tous ces bons moments passés ensemble en espérant en avoir beaucoup d'autres. Je t'aime mon tchouki.

A Ariane,

Je remercie le bac français de nous avoir rapprochée...et je maudis la P1 d'avoir séparée nos chemins. Tellement de souvenirs et de sentiments partagés entre la stat, les marches, la citadelle, la pep.... Merci ma pano d'être toujours là, de me soutenir dans mes choix, de m'écouter et de me comprendre. Merci pour tes coups de gueule, tes silences, ta vision de la vie et pour tout ce que tu m'apportes. Je suis fière de toi ma poulette !

A mes Quiquiches : Manue et Chloé,

Mes bonnes fées, sans vous je serais perdue ! Merci de m'apporter tout ce courage et cette joie de vivre, votre écoute et votre soutien. Merci pour tous ces cocas à refaire le monde pendant des heures... parce que vos conseils sont salvateurs, parce que votre avis est trop important, parce que vous me faites relativiser, sans vous le choix n'est pas possible. Parce que ca fait plus d'un an que vous vivez ma thèse et mes « avisages », merci d'avoir été là et d'être toujours là quand j'en ai besoin ! Merci les filles pour votre optimisme, votre sincérité, votre générosité, votre motivation, votre patience, votre humour et votre amitié. Pour tous nos souvenirs et tous ceux qui arrivent. Je suis fière d'être votre amie.

A Sophie D,

A tout ce qu'on a partagé depuis notre 4^{ème}, depuis nos soirées à Marron et nos gin to aux Artistes il s'est déjà passé tellement de temps, parce qu'on ne s'est jamais quitté et que tu as toujours été là. Merci d'avoir toujours une solution et le cœur sur la main, de m'avoir écouté et soutenue, hébergé et supporté. Parce que sans toi je n'aurai pas eu de discours et encore moins de thèse. Merci pour tous ces bons moments.

A Marion,

Pour ton retard habituel, pour tes coups de gueule et ta joie de vivre. Pour toutes ces heures passées sur ta terrasse à envisager notre avenir. Pour tous ces étés magiques que l'on a passés, parce que les Cannebiens sans toi c'est trop triste. Merci pour ta franchise, ta générosité et ton soutien, parce que tu es la reine des bonnes idées et que tu nous embarques toujours dans des trucs de dingues, parce qu'avec toi c'est toujours la surprise. Merci d'être mon amie.

A Sophie H,

Merci Chouf pour ton entrain, ta bonne humeur et ta juste vision des choses. Parce que tu as toujours la petite phrase pour faire rire ! Merci pour tout ces apéros wewettes, ces discussions passionnées et ces débats d'idées.

A Chloé B,

Parce que les goûters/apéros chez toi devraient être une institution ! Parce que tu es toujours partante et que tes petites blagues me font bien rire. Merci de m'apporter une vision de la vie différente. Tout simplement parce que tu comptes pour moi.

A Fanny,

A ce fameux couscous au RU médecine que je n'oublierai jamais et nos tours de voiture avant ta P1! Parce que tu es toujours à l'arrache et tu me fais délirer ! Pour le courage dont tu as fait preuve en partant à Avignon. Merci pour toutes nos prises de têtes et nos fous rires. Surtout Nouche ne change rien !

A Amélie,

Parce que ca n'a pas toujours été simple ! Merci pour toutes ces discussions nana, ta vision des choses et pour avoir été là dans les moments difficiles.

A Séverine,

Parce que tu es toujours souriante et soucieuse des autres. Pour ta force de caractère et ton courage qui t'emmène au bout des choses. Parce que tu seras la première avec un petit bout et ca n'aura pas été facile. Félicitation Sév, je te souhaite de vivre à fond ce nouveau rôle ! Merci pour ton soutien et tous ces bons moments.

A Noémie,

Parce que de petite sœur de Greg tu es devenue une amie. Parce que tu nous auras toutes coiffées au poteau avec ce mariage. Merci pour ton optimisme et ton sourire, pour tous ces délires et ces éclats de rire dans le sud. Surtout reste fidèle à toi-même et tache d'être la plus heureuse du monde avec Aurélien.

A Anne Caroline,

Parce que tu es une nana hallucinante ! Ta gentillesse et ta générosité risquent un jour de te perdre, mais c'est tellement génial de voir quelqu'un d'aussi positif dans la vie !! Merci pour toutes les situations folles que j'ai vécu avec toi, pour tous ces fous rires et ces discussions sur la vie. Merci d'avoir toujours été là et de me remonter le moral à chaque fois, parce que des filles comme toi c'est trop rare. Je suis fière d'être ton amie, ta témouine et fière que tu me fasses confiance.

A Charlotte,

A ces belles années de fac. Parce qu'on ma toujours confondu avec toi ! Tu as toujours été la gentille et moi la méchante. Parce que j'adore te voir faire la niaise, technique qui d'ailleurs marche à tous les coups. Bosser avec toi à Metz a été un plaisir ! Merci de toujours trouver les arguments qui me font changer d'avis.

A Audrey T,

Parce qu'il t'arrive toujours des trucs incroyables ! Parce que tu te fous de tout et que tu vas toujours droit au but, rien ne te fait peur ! Merci pour cette détermination qui motive les autres et pour tous ces fous rires ! J'espère que tes projets de vie vont vite se concrétiser ! Je te souhaite plein de bonheur.

A Typhaine,

Parce que ton rire est communicatif, tu as toujours la motive et on ne t'arrête jamais ! Parce que partager ta chambre à Djerba a été fou ! Merci pour tous ces fou-rires et ces bons moments !! Surtout ne change rien !

A Emilie,

Je ne compte plus nos heures de BM et de BU... ça a été un plaisir de te donner les points rouges avant chaque exam !! Merci pour ces discussions, ces confidences, ces apéros débrief', pour ton avis qui est important et surtout pour « notre avisage » ! J'attends tes disponibilités pour que tu m'emmènes « en ski » ! BONSOIR mamozelle.

A Julie,

Parce que quand je parle de Mc Fly tout le monde te connaît ! Pour toutes ces soirées passées, pour les apéros du dimanche soir, pour nos débrief' téléphoniques et tous nos délires ! Merci d'avoir été là, de m'avoir écouté, conseillé, de ne pas m'avoir laissé le choix quand il le fallait ! Et parce que j'ai jamais autant ri dans un avion !! Tu sais que mon canap' est toujours dispo !! Merci pour tout poulette.

A Josepha,

Parce que amie tatawinoise sans toi les podiums sont tristes et les apéros fades. Merci de m'avoir suivie dans cette année d'avisage ! Merci pour ces discussions tardives, ces petites pauses thé et ces bons délires !! Surtout n'oublie pas : profite !

A Marion,

Parce que tu es plus folle que moi, tu as un avis sur tout et qu'une simple anecdote se transforme en histoire fantastique. Parce que j'adore quand tu m'appelles « juste pour me dire un truc » et que ça dure 1h ! Merci pour toutes tes bonnes idées, ta générosité et ta spontanéité !

A Célia,

Parce qu'avec toi le broissage dans les écoles a été une bonne rigolade ! Et parce tu restes mon seul accident de voiture !! Merci pour toutes ces soirées mémorables !

A Audrey L,

Dédicace au sauvetage de ta robe Mage, parce que tu es la fille la plus girly que je connaisse. Merci pour toutes ces discussions et ces vacances toujours réussies. Parce que j'ai adoré t'apprendre à mentir !! Merci de faire partie de mes amies.

A Camille,

A la reine du gadget ! Pour ta vision des choses qui me fait marrer, tu vois le positif partout et rien n'est un souci ! Parce que la bataille d'eau dans la maison à Bauduen reste un souvenir inoubliable ! Merci pour tous ces bons moments, tes Monts d'Or, le lac, les canyonings, les tarots... et ces belles vacances.

A Kévin,

A nos prises de têtes et nos fous rires qui ont commencé à Pierre Percé et qui ne sont pas prêt de s'arrêter ! Parce que comme le vin tu te bonifies avec l'âge. Parce que c'est moi que t'appelle pour visiter votre futur appart quand Ariane n'est pas là où quand il faut t'emmener à l'hosto parce que t'as deux mains gauches ! Parce que j'adore ton point de vue encore plus tranché que le mien et surtout parce que tu me fais trop rire ! Merci ma crevette pour tous ces bons moments et ceux à venir !

A Clément,

Pour ta gentillesse, parce que tu es toujours prêt à rendre service, dispo pour tout le monde et que tu t'intéresses à tout ! Parce que tu as su m'écouter et me reconforter quand il le fallait. Pour la mise en page de cette thèse que tu t'es tapé avec Sophie. Merci monsieur Dégloffe d'être un ami sur lequel on peut compter !

A Ludovic,

Pour tes expressions et ces mots que tu inventes qui font maintenant partis de notre vocabulaire. Merci pour tous ces bons moments et ces beaux souvenirs. Parce que t'es juste énorme mon Baldu et que j'ai encore passée des trop bonnes vacances avec toi ! Merci titi d'être un ami !

A Guillaume C,

Parce que tu es imprévisible et qu'avec toi on sait jamais comment ça va se terminer. Parce que tu as le cœur sur la main et que tu es toujours de bonne humeur. Merci pour ta générosité, ta gentillesse et tes coups de speed qui nous font toujours passer des moments inoubliables !

A Alban,

A toutes les conneries que tu peux raconter et qui nous font bien rire, attention « pas plus haut que le bord » ! Merci pour ton enthousiasme permanent et ces bonnes vacances ! Et bien sûr je compte sur toi pour m'emmener au Kube l'été prochain !

A Thomas,

A notre concierge au rire fou ! Parce que tu me fais marrer avec toutes tes histoires, plus hallucinante les unes que les autres. Merci pour ces petits weekends de mai bien sympathiques et pour les services que tu es toujours prêt à rendre !

A Julien,

Au plus gros dragueur que je connaisse ! Merci pour tous ces souvenirs, les barbecs à Velaine, les soirées chez toi, les vacances dans le sud....Je te souhaite plein de réussite et de bonheur !

A Grégoire,

A ce mémorable petit déjeuner à la Ponche ! Parce que Pampelonne sans toi c'est comme les Cannebiens sans Marion ! Merci pour ces discussions interminables et ces moments magiques passés dans le Sud !

A Manuel,

Pour toutes tes idées farfelues, ces situations improbables et ces anecdotes étonnantes. Parce que dans le doute « on ne sait pas qui c'est » ! Parce que j'adore quand tu me ramènes des surprises de tes voyages ! Merci pour ton attention, ta bienveillance, ta gentillesse et ta générosité. Parce que les vacances avec vous c'est toujours un périple ! Merci pour toutes ces petites bouffes et ces fous rires !

A Jean-Baptiste,

Parce que c'est un plaisir de t'entendre parler de tes projets ou de te voir t'extasier devant un yaourt dans une station service ! Parce que j'ai adoré te voir t'accrocher à la portière quand j'ai conduit ta voiture ! Merci pour ta joie de vivre et ton enthousiasme, pour toutes ces vacances passées ensemble ! Promis cette année au ski j'apprends « au gosse » à faire des virages !

A Damien,

Parce que tu es toujours partant et plein d'attention. Parce que pour un futur chir tu sais rester humble ! Merci pour tous ces bons souvenirs ! Et merci de rendre Marion heureuse.

A Pierre-Philippe,

Pour ton sourire permanent et ton calme en toute circonstance. Parce qu'avec toi un apéro ne se conçoit pas sans Benenuts ! Merci pour ta gentillesse et ta bonne humeur.

A Romuald,

Pour ton style inimitable au ski ! Parce que tu es « le daron » et Audrey « la chonchonne » ! Merci pour ta nonchalance et ton sens pratique !

A Matthieu K,

Merci d'avoir fait entrer « tractopelle » dans mon vocabulaire !

A Bertrand F,

Au gentleman, parce que tu considère les filles comme des princesses ! Merci pour toutes ces petites attentions et ces bonnes soirées !

A Bertrand B,

Pour nous avoir tous pourris avec tes questions en cours pendant 5 ans ! Merci pour ces heures passées à la BM et tous ces délires !

A Claude,

Pour la porte que j'ai escaladée avec Typhaine à 5h du mat ! Parce que tu comprends les choses sans qu'on ait besoin de le dire. Merci pour ta gentillesse, tes bons conseils et toutes ces bonnes soirées.

A Matthieu L,

Parce que tu es le seul à m'avoir accompagné tous les jours pour faire le tour du buffet ! Parce que la Corse m'a permis de terminer les vacances en beauté. Merci pour tous ces apéros traquenards et ces bonnes soirées !

A Jacques,

Pour ta guitare qui a accompagné nos soirées tunisiennes, parce que ton gilet Japan restera dans ma mémoire ! Merci pour tes hamburgers, tes oranges pressées et toutes ces folles soirées !

A la Tatawine team, en souvenir du meilleur petit déj de la semaine !! BONSOIR !

A Lucie, Sophie B, Aline, Cyrielle, Fatima, Caroline R, Pauline, Laure-Hélène, Sophie M, Shabana, Cécile, Emilie L, Jean Simon, Nourredine, Pierre, Naim, Luc, Matthieu et Thomas B et à toute ma promo.

A Louis, Max, Guillaume A, Côme, Laurent, Mathieu D, Edouard B, Clémence, Alice, Melou, Amé, Elodie, Alexandra.

A tous ceux que j'ai oubliés.

**APPORT DES MATERIAUX DE
SUBSTITUTION OSSEUSE D'ORIGINE
SYNTHETIQUE DANS
L'AMENAGEMENT DES SITES
PRE-IMPLANTAIRES**

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	8
1. RAPPEL DE PHYSIOLOGIE OSSEUSE	10
1.1. Cicatrisation osseuse et ostéointégration	10
1.1.1. Structure du tissu osseux et cicatrisation	10
1.1.1.1. Organisation du tissu osseux, structure histologique	10
1.1.1.1.1. Les cellules osseuses	11
1.1.1.1.1.1. Les cellules souches mésenchymateuses	11
1.1.1.1.1.2. Les ostéoblastes	13
1.1.1.1.1.3. Les ostéocytes	14
1.1.1.1.1.4. Les ostéoclastes	15
1.1.1.1.2. La composition du tissu osseux	16
1.1.1.1.3. La matrice extracellulaire	16
1.1.1.1.4. Les protéines solubles	17
1.1.1.1.5. La macrostructure osseuse	18
1.1.1.2. La physiologie osseuse	18
1.1.1.2.1. La croissance osseuse	19
1.1.1.2.2. Le remodelage osseux	20
1.1.1.2.3. La physiologie de la cicatrisation osseuse	22
1.1.1.2.3.1. Ostéogénèse, ostéoinduction, ostéoconduction ...	22
1.1.1.2.3.2. La cicatrisation d'une plaie osseuse	23
1.1.1.2.3.3. La cicatrisation osseuse d'une alvéole d'extraction	24
1.1.2. L'ostéointégration, définitions	28
1.1.2.1. La fibrointégration	28
1.1.2.2. L'ostéointégration	29
2. PRODUITS DE SUBSTITUTION OSSEUSE D'ORIGINE	
SYNTHETIQUE	32
2.1. Apport des produits synthétiques dans la chirurgie osseuse et le comblement	
2.1.1. Les propriétés	33
2.1.1.1. Les propriétés générales à prendre en compte pour le choix du	
biomatériau de substitution	33

2.1.1.2. Propriétés biologiques des nouveaux biomatériaux de substitution	34
2.1.1.2.1. Liaison os-biomatériau	34
2.1.1.2.2. Bioactivité	36
2.1.2. Leurs caractéristiques	38
2.1.3. Leurs indications.....	41
2.1.4. Les avantages des matériaux d'origine synthétique	42
2.1.5. Les inconvénients des matériaux d'origine synthétique.....	42
2.1.6. Evaluation de la sécurité liée à l'usage des substituts osseux synthétiques (ANAES).....	43
2.2. Les différents produits existants.....	44
2.2.1. Description des matériaux synthétiques	44
2.2.1.1. Les céramiques de phosphate de calcium.....	44
2.2.1.1.1. Généralités et caractéristiques	44
2.2.1.1.2. Les différentes céramiques de phosphate de calcium.....	45
2.2.1.1.2.1. L'hydroxyapatite (dense et poreuse).....	45
2.2.1.1.2.1.1. Composition structurale et chimique	45
2.2.1.1.2.1.2. Principe de la bioactivité des hydroxyapatites	47
2.2.1.1.2.1.3. Indications.....	48
2.2.1.1.2.1.4. Les formes commerciales	49
2.2.1.1.2.2. Le phosphate de calcium tricalique bêta.....	52
2.2.1.1.2.2.1. Composition structurale et chimique	52
2.2.1.1.2.2.2. Indications.....	53
2.2.1.1.2.2.3. Les formes commerciales	53
2.2.1.1.2.3. La céramique phosphocalcique ou céramique biphasée	54
2.2.1.1.2.3.1. Composition structurale et chimique	54
2.2.1.1.2.3.2. Indications.....	55
2.2.1.1.2.3.3. Les formes commerciales	56
2.2.1.2. Les verres bioactifs	57
2.2.1.2.1. Les bioverres.....	58
2.2.1.2.1.1. Composition structurale et chimique	58
2.2.1.2.1.2. Principe de la bioactivité des bioverres.....	59

2.2.1.2.1.3.	Indications.....	62
2.2.1.2.1.4.	Les formes commerciales.....	63
2.2.1.2.2.	Les vitrocéramiques.....	65
2.2.1.2.2.1.	Composition structurale et chimique.....	65
2.2.1.2.2.2.	Principe de la bioactivité des vitrocéramiques.....	66
2.2.1.2.2.3.	Indications.....	68
2.2.1.2.2.4.	Les formes commerciales.....	68
2.2.1.3.	Les matériaux injectables.....	69
2.2.1.3.1.	Composition structurale et chimique.....	69
2.2.1.3.2.	Propriétés et comportement biologique.....	70
2.2.1.3.3.	Indications.....	70
2.2.1.3.4.	Les formes commerciales.....	71
2.2.1.4.	Les polymères.....	73
2.2.1.4.1.	Composition structurale et chimique.....	74
2.2.1.4.2.	Indications.....	75
2.2.1.4.3.	Les formes commerciales.....	75
2.2.1.5.	Les matériaux composites.....	77
2.3.	Réponse biologique à l'implantation des matériaux de substitution osseuse à l'interface os/biomatériaux.....	79
2.3.1.	Les différents événements biologiques.....	79
2.3.1.1.	Hémorragie et inflammation.....	79
2.3.1.2.	Néoangiogénèse.....	81
2.3.1.3.	Ostéogénèse et remodelage osseux.....	83
3.	UTILISATION DES DIFFERENTS MATERIAUX SYNTHETIQUES ..	87
3.1.	Les différentes possibilités d'utilisation.....	87
3.2.	Aménagement des sites préimplantaires.....	90
3.2.1.	Diagnostic préimplantaire et décision thérapeutique.....	90
3.2.1.1.	Bilan médical général.....	91
3.2.1.2.	Profil psychologique du patient et motivation.....	91
3.2.1.3.	Examen clinique.....	92
3.2.1.3.1.	Examen exobuccal.....	92

3.2.1.3.2.	Examen endobuccal.....	93
3.2.1.4.	Examen radiographique.....	93
3.2.1.5.	Etude implantaire.....	95
3.2.2.	Etiologies des pertes osseuses.....	99
3.2.2.1.	Généralités.....	99
3.2.2.2.	Les différentes étiologies.....	100
3.2.2.2.1.	Origine traumatique.....	100
3.2.2.2.2.	Origine infectieuse.....	101
3.2.2.2.3.	Origine congénitale.....	101
3.2.2.2.4.	Origine physiologique.....	102
3.2.3.	Les différentes possibilités d'aménagement préimplantaire.....	102
3.2.3.1.	Lors d'augmentation de crête.....	103
3.2.3.1.1.	Techniques chirurgicales.....	103
3.2.3.1.2.	Etude des différents matériaux.....	104
3.2.3.2.	Lors de comblements sinusiens.....	106
3.2.3.2.1.	Techniques chirurgicales.....	106
3.2.3.2.2.	Etude des différents matériaux.....	115
3.2.3.3.	Lors de comblement alvéolaire.....	121
3.2.3.3.1.	Techniques chirurgicales.....	123
3.2.3.3.2.	Etude des différents matériaux.....	123
3.2.3.4.	ROG.....	130
3.2.3.4.1.	Les principes biologiques.....	130
3.2.3.4.2.	Les indications.....	131
3.2.3.4.3.	Technique chirurgicale.....	132
3.2.3.4.4.	Etude des différents matériaux.....	137
4.	L'AVENIR DES BIOMATERIAUX DE SUBSTITUTION.....	138
4.1.	Bioingénierie de la régénération du tissu osseux.....	138
4.1.1.	Utilisation de facteurs ostéoinducteurs.....	138
4.1.2.	Utilisation de cellules ostéogéniques.....	139
4.2.	Le comblement sur mesure.....	140

CONCLUSION.....	145
BIBLIOGRAPHIE	147
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	170

INTRODUCTION

Les implants dentaires représentent aujourd'hui une approche thérapeutique des plus novatrices et des plus intéressantes en dentisterie. Ces implants sont utilisés dans de nombreuses situations cliniques. Cependant le taux de succès implantaire peut être compromis par une quantité et une qualité osseuse insuffisantes dans la zone d'implantation. Des chirurgies préimplantaires pour accroître le volume osseux disponible sont donc nécessaires.

En implantologie orale, la notion de cadre osseux est essentielle pour la pérennité, à long terme, des restaurations implanto-portées. De nombreuses situations rendent impossible la mise en place des implants endo-osseux, en raison des résorptions osseuses consécutives aux avulsions dentaires. En effet le remaniement osseux physiologique, conduit à une résorption centripète ou centrifuge, suivant qu'elle se situe au maxillaire ou à la mandibule. Il s'ensuit donc des pertes osseuses importantes, soit en hauteur dans les régions sous-sinusiennes, soit à la fois en hauteur et en épaisseur, dans les zones antérieures du maxillaire et postérieures de la mandibule. Dès lors, l'utilisation de greffes osseuses, dans notre arsenal thérapeutique, s'avère indispensable afin de procéder à une reconstruction osseuse suffisante pour la pose d'implants endo-osseux. Il est admis que l'autogreffe (greffe d'os provenant de l'individu lui-même et prélevée sur un autre site) semble donner les meilleurs résultats en raison d'une biocompatibilité parfaite. Cependant ce type de greffe est loin de résoudre tous les problèmes posés au chirurgien, en raison de la création d'un site donneur, des quantités de matériaux disponibles et des complications toujours possibles liées à la nécessité du prélèvement chirurgical additionnel (prélèvements iliaque, mentonnier ou crânien).

Les chirurgiens se sont alors tournés vers l'emploi, dans un premier temps, des allogreffes (greffes d'os prélevé sur un individu et implanté chez un autre individu de la même espèce) et des xéno-greffes (greffes d'os provenant d'une espèce différente comme l'os bovin). Mais ce type de greffe, entraîne un risque non

négligeable de transmission de maladies infectieuses bactériennes et surtout virales (HIV, hépatites, maladie de Creutzfeldt Jacob).

C'est pourquoi, en raison des sévères problèmes posés par les matériaux osseux d'origine autogène, allogène ou xénogène, de très importants efforts ont été consentis pour trouver des matériaux substitutifs adéquats. Le principal défi à relever avec ces matériaux est l'obtention de résultats comparables à ceux des autogreffes ou des matériaux d'origine osseuse. Ces résultats sont liés aux propriétés biologiques, c'est-à-dire la capacité d'engendrer une formation et une intégration osseuse afin d'obtenir un remodelage physiologique.

Le but de notre travail est de décrire les différents matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique qui peuvent être utilisés dans l'aménagement des sites pré-implantaires, afin de pouvoir réaliser un choix éclairé selon la situation clinique et le résultat prothétique désiré.

La connaissance de la physiologie osseuse nous paraît primordiale avant de s'intéresser aux différents produits de substitution osseuse d'origine synthétique et à leurs utilisations.

Puis nous envisagerons l'avenir des biomatériaux de substitution.

1.RAPPEL DE PHYSIOLOGIE OSSEUSE

1.1. Cicatrisation osseuse et ostéointégration (89)

1.1.1.Structure du tissu osseux et cicatrisation

Les maladies parodontales, les infections ou les tumeurs osseuses, les traumatismes ou les extractions dentaires peuvent être responsables d'un déficit osseux alvéolaire et poser alors un problème thérapeutique de reconstruction. La régénération de cet os alvéolaire peut être spontanée mais elle doit, pour être complète, faire appel à des techniques chirurgicales. Le succès de ces techniques est directement lié au strict respect des principes de la biologie osseuse et des étapes de la cicatrisation (réparation et régénération).

1.1.1.1. Organisation du tissu osseux, structure histologique

Il existe deux types d'ossification :

- L'ossification endoconjonctive, au cours de laquelle le tissu conjonctif se transforme en os. Elle repose sur un mécanisme d'apposition.
 - ° L'ossification périostée est à l'origine des épiphyses des os longs
 - ° L'ossification de membrane (formation osseuse intra-membranaire) est à l'origine des os plats (maxillaire, mandibule, os de la voûte crânienne...).
- L'ossification endochondrale, qui se développe à partir d'un cartilage hyalin et autour de noyaux de calcification. Elle participe à la croissance osseuse de tous les autres os du squelette chez l'enfant.

Le tissu osseux est composé de cellules, d'une matrice extracellulaire et de protéines solubles.

1.1.1.1.1. Les cellules osseuses

L'os est un tissu spécialisé formé de cellules enchâssées dans une matrice organique minéralisée. Il s'agit de cellules souches ostéoprogénitrices, d'ostéoblastes, d'ostéocytes et d'ostéoclastes (celles-ci sont continuellement renouvelées).

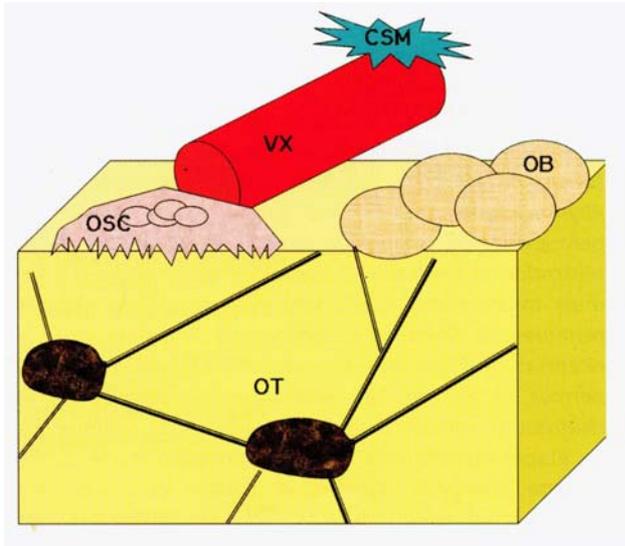


Figure 1:

Représentation schématique des différentes cellules osseuses : ostéocytes (OT), ostéoblastes (OB), cellules souches mésenchymateuses (CSM), ostéoclastes (OSC), vaisseaux sanguins (VX). (89)

1.1.1.1.1.1. Les cellules souches mésenchymateuses

Les cellules souches mésenchymateuses (CSM) regroupent :

- Les cellules progénitrices mésenchymateuses
- Les cellules stromales médullaires
- Les *colony forming unit-fibroblastic* (CFU-F)

Ces CSM sont localisées en grande partie dans la moelle osseuse, le périoste, les muscles, la peau, la graisse et les vaisseaux (les péricytes). Elles peuvent se différencier pour former différents tissus mésenchymateux, en présence de signaux dans leur environnement, tels que l'apport énergétique, des facteurs de croissance spécifiques, la vascularisation ou la stabilité mécanique.

Pour se transformer en ostéoblastes, les CSM se différencient tout d'abord en cellules ostéoprogénitrices déterminées et en cellules ostéoprogénitrices inductibles (les pré-ostéoblastes).

° Les cellules ostéoprogénitrices déterminées sont présentes dans la moelle osseuse, l'endoste et le périoste. Elles possèdent la capacité intrinsèque de proliférer et de se différencier en ostéoblastes.

° Les cellules ostéoprogénitrices inductibles, telles que les péricytes (cellules périvasculaires étoilées), arrivent sur le site de la plaie grâce au développement des capillaires. Ces péricytes peuvent devenir des ostéoblastes sous l'influence d'interactions endogènes avec les protéines de la morphogénèse osseuse (*BMP* : *bone morphogenetic protein*).

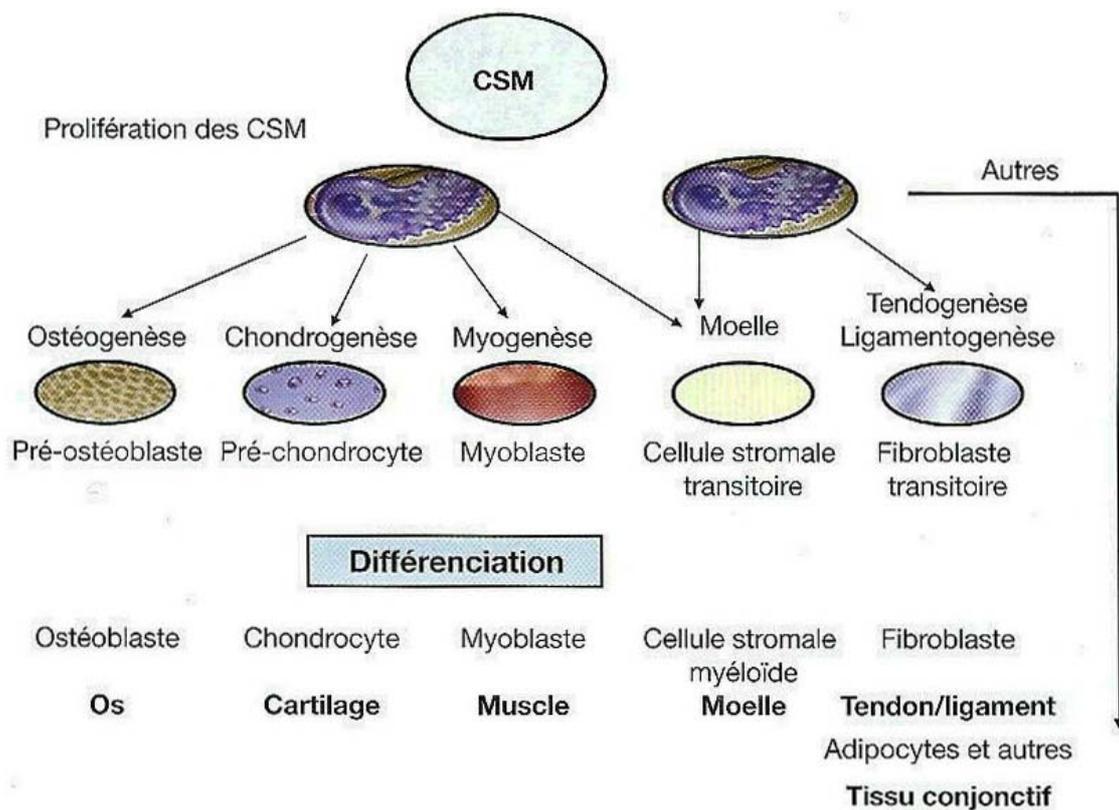


Figure 2: Les cellules souches mésenchymateuses, d'après Sell (2003) (89)

1.1.1.1.2. Les ostéoblastes

Les ostéoblastes ont une forme arrondie et un noyau excentré, elles sont caractérisées par la présence d'un équipement intracytoplasmique (appareil de golgi, ergastoplasme, ribosomes), responsable de la synthèse protéique, abondant et bien développé. Ces cellules sont localisées à la surface de l'os et se différencient en ostéocytes ou en cellules osseuses bordantes.

Elles sont responsables de la formation osseuse car elles synthétisent la partie organique de la matrice extracellulaire (substance ostéoïde, collagène et substance fondamentale).

Les ostéoblastes sécrètent des cytokines et des facteurs de croissance et ils contrôlent la minéralisation de la matrice extracellulaire. Ce sont des cellules très différenciées qui présentent peu de capacité de migration et de prolifération.

L'origine de l'ostéoblaste est une cellule mésenchymateuse indifférenciée locale (cellule du stroma dans la moelle) qui, sous l'action d'une stimulation adéquate, prolifère et se différencie en préostéoblaste et devient un ostéoblaste mature. Ces cellules n'apparaissent ni ne fonctionnent jamais seules, elles sont toujours le long d'une matrice osseuse, qu'elles sont en fait en train de produire et qui n'est pas encore calcifiée (tissu ostéoïde). La présence de ce tissu ostéoïde est due au décalage entre la sécrétion de la matrice et sa calcification secondaire (période de maturation du tissu ostéoïde=10jours). Derrière l'ostéoblaste, se trouvent en général une ou deux couches de cellules en cours de différenciation, des cellules mésenchymateuses et des préostéoblastes.

A la fin de la période de sécrétion, certains ostéoblastes se trouvent emprisonnés dans la matrice et deviennent des ostéocytes, alors que les autres restent à la surface de l'os en couche monocellulaire et, lorsqu'ils ne sécrètent plus de manière active, deviennent des cellules bordantes.

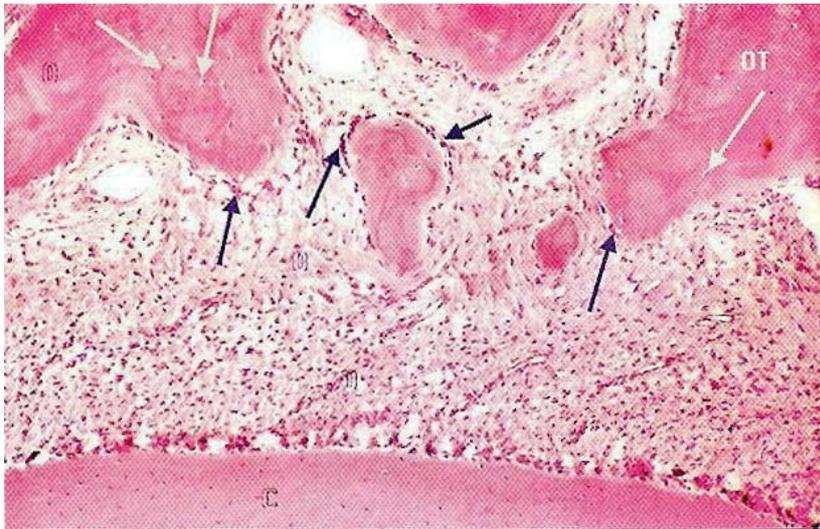


Figure 3:
 Coupe de parodonte
 (mini-porc) : les
 ostéoblastes (OB,
 flèches bleues), les
 ostéocytes (OT,
 flèches blanches).
 (89)

1.1.1.1.1.3. Les ostéocytes

Les ostéocytes sont localisés dans de petites cavités à l'intérieur de la matrice minérale osseuse ou lacunes ostéocytaires et sont reliés entre eux par des canalicules. La vitalité de l'os est assurée par ce réseau de canalicules qui permet aux ostéocytes de communiquer entre eux via des « gap junctions » et de transmettre des signaux aux ostéoblastes et aux autres ostéocytes.

La morphologie de ces ostéocytes varie en fonction de leur âge et de leur activité fonctionnelle. Issu d'un ostéoblaste, un jeune ostéocyte conserve la plupart des caractéristiques ultra structurales et fonctionnelles de cette cellule, mais avec une diminution du volume cellulaire et de l'importance des organelles intervenant dans la synthèse des protéines (RER, Golgi). Un ostéocyte plus vieux, localisé plus profondément dans l'os calcifié montre une accentuation de cette tendance et, de plus, une accumulation de glycogène dans le cytoplasme.

Les ostéocytes ne peuvent plus sécréter de matrice ni se diviser.

1.1.1.1.4. Les ostéoclastes

Les ostéoclastes sont des cellules multinucléées (de 10 à 12 noyaux environ) qui forment des cavités et des tunnels dans le tissu osseux et participent à la résorption osseuse.

L'ostéoclaste est une cellule géante que l'on observe généralement en contact avec la surface osseuse calcifiée dans une lacune (lacune de Howship), résultat de sa propre activité de résorption. La surface de contact avec l'os est caractérisée par la présence d'une bordure en brosse limitée par une zone dense de chaque côté, appelée la « *sealing zone* » (zone de scellement ou d'attachement).

Leur origine proviendrait de l'assemblage de monocytes qui dérivent des tissus hématopoïétiques de la moelle osseuse.

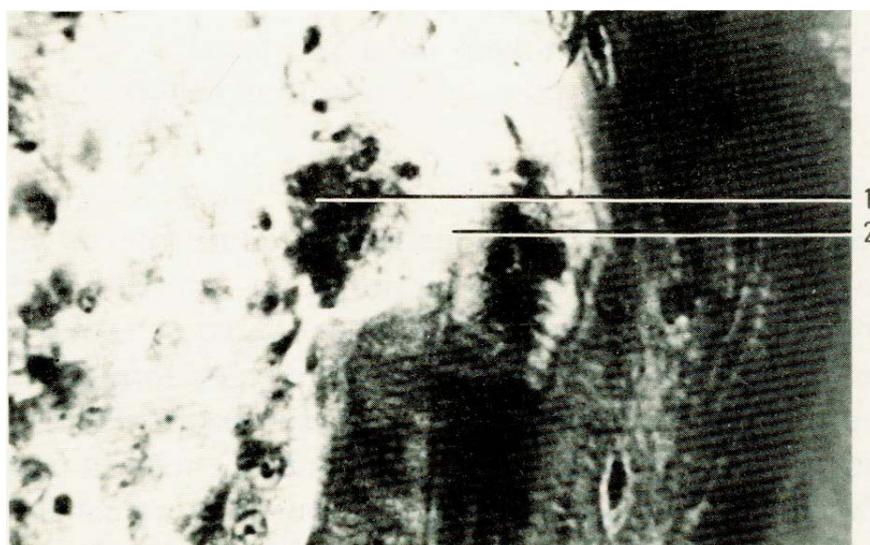


Figure 4:

Les ostéoclastes (1) provoquent des résorptions osseuses ou lacune de Howship (2). (134)

1.1.1.1.2. La composition du tissu osseux

La substance osseuse proprement dite est constituée d'une trame organique (21%), d'une phase minérale (70%) et d'eau (9%).

- La trame organique se compose :

°de collagène de type 1 qui forme 90% environ de la portion protéinique.

°d'ostéocalcine

°des complexes phosphoprotéiniques et des complexes phospholipoprotéiniques

°de l'ostéonectine

°des glycosaminoglycanes

°des glycoprotéines et des sialo-protéines

- La phase minérale :

Elle est essentiellement composée de cristaux de phosphate de calcium dont la majorité se présente sous forme d'hydroxyapatite, tandis qu'une fraction se trouve sous forme de phosphate de calcium amorphe, ou de différentes formes cristallines, notamment du phosphate tricalcique. Cet aspect reflète la mobilisation permanente du calcium osseux qui se produit au cours du métabolisme phosphocalcique et qui assure la régulation de la calcémie.

En dehors des phosphates de calcium, la phase minérale de l'os comporte du carbonate de calcium, du phosphate de magnésium, du sodium et différents éléments sous forme de traces (Fer, Zinc).

1.1.1.1.3. La matrice extracellulaire

- La matrice extracellulaire organique osseuse représente environ 35% du poids sec osseux. Elle comprend 90% de collagène de type 1, 1% de facteurs de croissance, de l'ostéocalcine et de l'ostéonectine. Elle assure un rôle de maintien des cellules au sein d'une maille de protéines extracellulaires. Elle

joue aussi un rôle complexe et actif dans le métabolisme cellulaire et dans la régulation du comportement des cellules qui sont en contact avec elle.

- La matrice extracellulaire inorganique osseuse, ou matrice minéralisée correspond à 60-70% de l'os sec. Elle contient environ 99% du calcium, 85% du phosphore et de 40 à 60% du sodium et du magnésium présents dans l'organisme humain.

1.1.1.1.4. Les protéines solubles

Les protéines solubles sont produites par les cellules et agissent sur des récepteurs membranaires. Les protéines osseuses morphogénétiques (BMP) et les facteurs de croissance font partie des protéines solubles présentes dans le tissu osseux et apportent une grande contribution aux fonctions biologiques osseuses.

- Les BMP sont les meilleures et les plus puissantes inductrices ostéoblastiques. Elles favorisent l'ostéof ormation et sa consolidation. Leur effet est dose-dépendant. Elles sont libérées lors de la résorption et activées par l'hypoxie et l'acidose.
- Les facteurs de croissance sont impliqués dans la réparation et la régénération tissulaire et dans des processus cellulaires clés tels que la mitogenèse, le chimiotactisme, la différenciation cellulaire et le métabolisme.
- Les cytokines représentent un système de protéines qui interagissent entre elles pour activer les cellules souches et les autres cellules indifférenciées. Il existe deux formes de cytokines qui opèrent localement : mitogènes (paracrines) et morphogénétiques (autocrines). Elles jouent un rôle dans l'induction de la formation osseuse et les interactions entre les ostéoclastes et les ostéoblastes.

1.1.1.1.5. La macrostructure osseuse

Selon l'agencement des éléments microscopiques, l'os peut être cortical (dense et compact) ou bien trabéculaire (spongieux).

- L'os cortical est composé de lamelles très serrées les unes contre les autres, ne laissant apparaître aucune cavité. Il est, entre autres composé d'un os particulier et complexe : l'os haversien. Son unité structurale est l'ostéon. Celui-ci est constitué d'un canal central (canal de Havers), dans lequel cheminent vaisseaux et nerfs, entouré de 4 à 20 lamelles minéralisées concentriques. Les ostéons sont orientés selon un axe de résistance biomécanique.
- L'os spongieux ou trabéculaire se trouve à l'intérieur de l'os cortical. Macroscopiquement, les lamelles osseuses délimitent des espaces plus ou moins réguliers contenant de la moelle osseuse constituée d'adipocytes, de vaisseaux et de CSM.

1.1.1.2. La physiologie osseuse

Pendant l'enfance, la croissance et le remodelage osseux coexistent, alors que chez l'adulte seul le remodelage persiste.

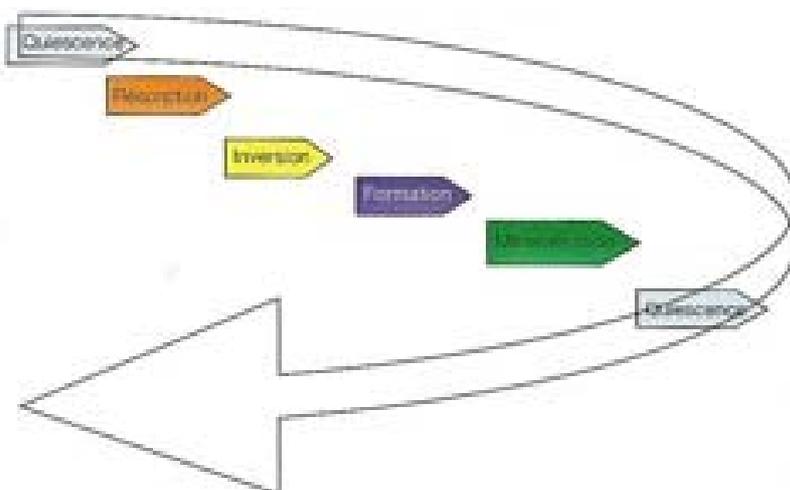


Figure 5:
Physiologie osseuse :
le remodelage osseux
(89)

1.1.1.2.1. La croissance osseuse

La croissance osseuse résulte de deux mécanismes :

- L'ossification enchondrale

Elle assure la formation des os longs chez l'embryon. Les cellules mésenchymateuses se différencient en chondroblastes puis en chondrocytes responsables de la synthèse d'une matrice extracellulaire riche en protéoglycanes et collagène de type 2 qui secondairement se calcifie. Ce cartilage calcifié est ensuite colonisé par des ostéoblastes qui synthétisent un tissu osseux immature de texture tissée. Ce tissu osseux immature est finalement résorbé par les ostéoclastes et remplacé par un tissu osseux lamellaire.

- L'ossification membranaire

Elle siège au niveau des os plats et, contrairement à l'ossification enchondrale, les cellules mésenchymateuses se différencient directement en ostéoblastes qui élaborent une matrice osseuse de texture tissée. Plus tard à l'issue d'une séquence classique de remodelage, cet os tissé laisse place à un os mature lamellaire.

1.1.1.2.2. Le remodelage osseux

Le tissu osseux est le siège de remaniement permanent et ceci tout au long de la vie. Ce processus permet de préserver les propriétés biomécaniques du tissu osseux grâce à son renouvellement.

Le modelage et le remodelage osseux sont fondés sur la résorption qui précède toujours l'apposition. La première se termine lors de l'apparition de signaux chimiques (Ca^{++} , cytokines) qui activent les précurseurs des ostéoblastes qui vont apposer de l'os nouveau.

Le remodelage débute alors par une phase d'activation des ostéoclastes qui conduit à la résorption osseuse puis une phase de transition conduit au recrutement des cellules ostéoprogénitrices ce qui aboutit à la formation d'une nouvelle matrice qui se minéralise.

La chronologie du remodelage est Activation-Résorption-Formation (ARF). Ce cycle est réalisé par un groupe de cellules appelé l'Unité Multicellulaire de Base (BMU). Chez l'homme, le remodelage dure entre 6 et 9 mois.

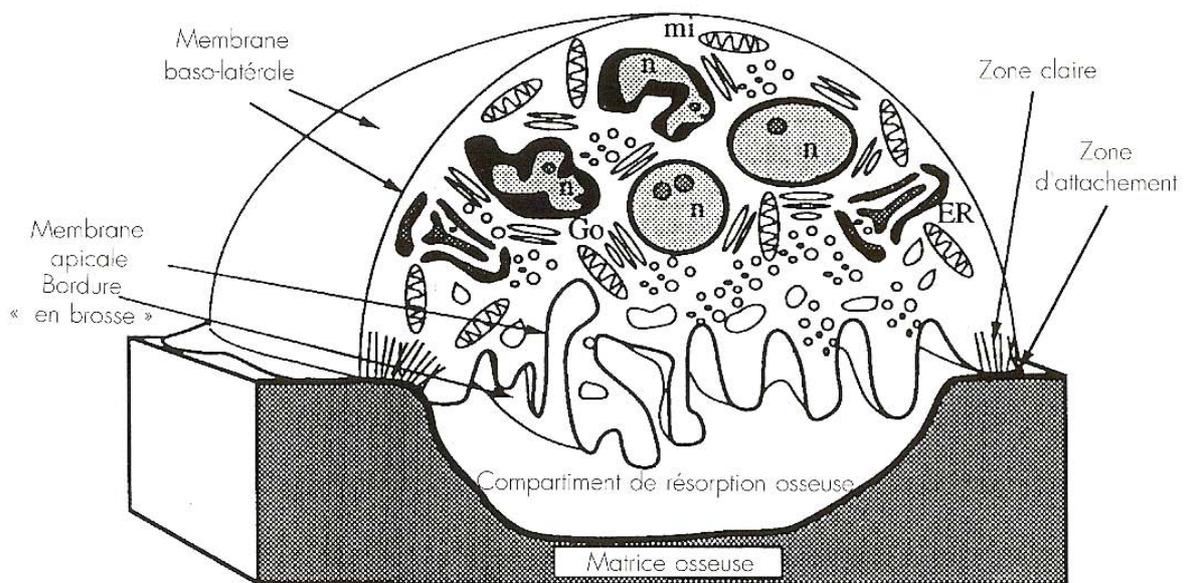


Figure 6: mécanisme de la résorption osseuse (11)

Le renouvellement osseux est le résultat de cette activité de remodelage. Chez un adulte jeune environ 20% de la masse totale du squelette est renouvelée chaque année. Il existe donc un équilibre entre l'activité des ostéoclastes et celle des ostéoblastes, entre la quantité d'os formé dans chaque unité de remodelage (par conséquent dans l'ensemble du squelette) et la quantité d'os précédemment résorbé. Ainsi la masse du squelette reste constante, on parle d'homéostasie du squelette.

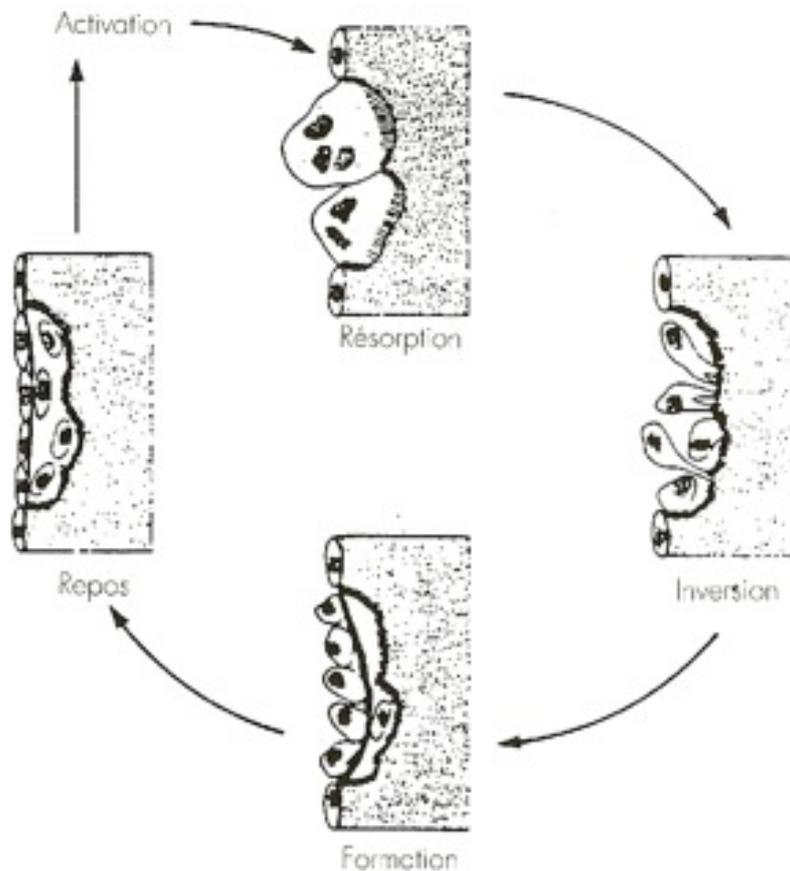


Figure 7: Remodelage et croissance osseuse : les séquences de remodelage osseux tel qu'il se produit dans l'os trabéculaire. Les mêmes principes dictent le remodelage haversien. (11)

1.1.1.2.3. La physiologie de la cicatrisation osseuse

Une lésion osseuse se consolide par la formation d'os normal régénéré grâce aux cellules souches.

La cicatrisation d'un tissu aboutit soit :

- à la réparation du tissu, qui restaure ce dernier sans obligatoirement obtenir sa structure ou sa fonction d'origine. Il en résulte un tissu cicatriciel ;
- à la régénération, qui est une réparation tissulaire aboutissant à la formation d'un tissu en tout point identique à celui d'origine. Il en résulte un tissu néoformé.

La cicatrisation osseuse inclut régénération et réparation en fonction de la lésion.

1.1.1.2.3.1. Ostéogénèse, ostéoinduction, ostéoconduction

Différents mécanismes interviennent dans la cicatrisation osseuse : l'ostéogénèse, l'ostéoinduction et l'ostéoconduction.

- L'ostéogénèse : elle représente l'ensemble des événements biochimiques et cellulaires aboutissant à la néoformation osseuse ou à la consolidation. Les ostéoblastes participent à ce phénomène et les facteurs de croissance le favorisent.
- L'ostéoinduction : c'est une stimulation biochimique capable de produire de l'os même en situation ectopique. C'est le processus de stimulation de l'ostéogénèse. Les facteurs de croissance, les BMP et les CSM favorisent ce phénomène. L'os autogène est ostéoinducteur car, pendant sa résorption, il relargue des BMP et des facteurs de croissance.

- L'ostéoconduction : elle est représentée par une structure physique ou une matrice qui permet la progression de l'os. Les CSM sont en effet des cellules dites fixes et elles ne peuvent se déplacer que par conduction, c'est-à-dire *via* un guide. La porosité du « conducteur » naturel ou synthétique est un élément favorisant l'ostéoconduction. Les matériaux ostéoconducteurs sont nombreux : l'os autogène, les céramiques de phosphate de calcium (hydroxyapatite, phosphate tricalcique), l'os bovin lyophilisé, les concentrés plaquettaires (PRF), l'hydroxyapatite résorbable d'origine bovine (Bio-oss®), le sulfate de calcium, la fibrine lyophilisée (Tissucol®), l'os humain lyophilisé déminéralisé (demineralized freeze dried bone allograft, ou DFDBA), les verres céramiques bioactifs (Périoglass®, Biogran®), les nouveaux états de surface ostéoconducteurs de certains implants...

1.1.1.2.3.2. La cicatrisation d'une plaie osseuse

Lorsqu'un os est lésé à la suite d'un traumatisme, une multitude de cellules locales restaurent la forme et la fonction de l'os à travers le déroulement des événements embryologiques.

Les ostéoblastes, cellules très différenciées, présentent peu de capacité de migration et de prolifération. Ainsi pour permettre une formation osseuse dans un site, il faut qu'il y ait des CSM qui migrent sur le site et qui prolifèrent pour devenir des cellules ostéoprogénitrices déterminées.

La différenciation et le développement des ostéoblastes à partir des cellules ostéoprogénitrices sont sous l'influence des BMP, d'IGF (insulin-like growth factor), de PDGF (platelet derived growth factor) et de FGF (fibroblast growth factor). Parallèlement des péricytes peuvent devenir des ostéoblastes sous l'influence d'une interaction endogène avec les BMP.

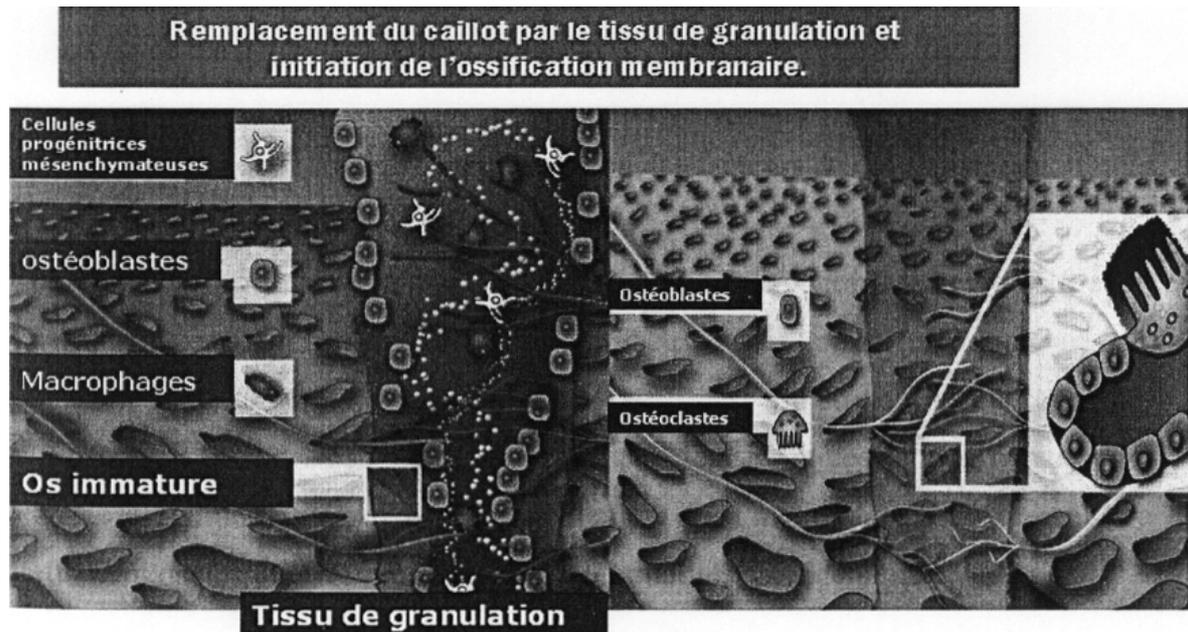


Figure 8: Remplacement du caillot par le tissu de granulation et initiation de l'ossification membranaire. (01)

1.1.1.2.3.3. La cicatrisation osseuse d'une alvéole d'extraction (62)

Définition de la cicatrisation : (Tenenbaum et al 2005) (131)

La cicatrisation est l'ensemble des phénomènes cellulaires, moléculaires, physiologiques et biochimiques permettant à l'organisme de fermer des blessures traumatiques ou infectieuses, puis de les réparer définitivement.

Elle est considérée comme un effort de l'organisme pour rendre à un tissu lésé son intégrité. C'est un processus biologique complexe, où se succède une cascade d'événements favorisant l'arrivée sur le site de cellules, leur multiplication, leur différenciation, puis leur expression phénotypique propre. L'aboutissement de ces étapes cicatricielles est l'élaboration d'une matrice extracellulaire spécifique du tissu lésé.

La cicatrisation d'une plaie osseuse inclut quatre phases :

- Le caillot sanguin, l'hématome ;
- La détersion de la plaie, l'inflammation ;
- La formation tissulaire (restauration de la continuité anatomique) ;
- Le modelage et le remodelage tissulaire (équilibre résorption/formation) pour aboutir à la forme, à la structure et à la résistance d'origine.

Les mécanismes de la cicatrisation osseuse sont éclairés par l'étude des phénomènes qui interviennent lors de la fermeture d'une alvéole après une extraction dentaire.

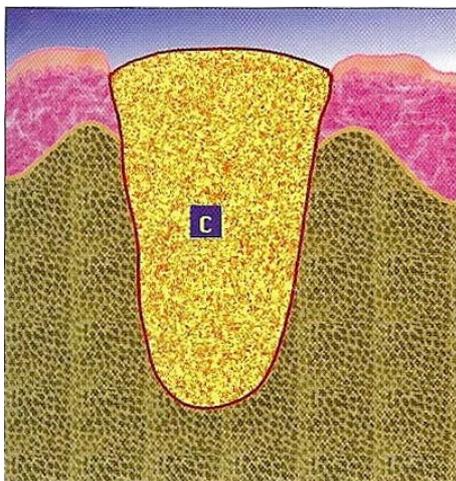


Figure 9a:

Hématome, présence de sang et d'un caillot sanguin (c) (agrégat plaquettaire). L'hypoxie (pH acide), au sein de cet hématome, va attirer les macrophages par un gradient de pression d'oxygène. Des facteurs de croissance tels que PDGF, TGF- β 1, VEGF, IGF-1 sont alors largués par les plaquettes présentes.

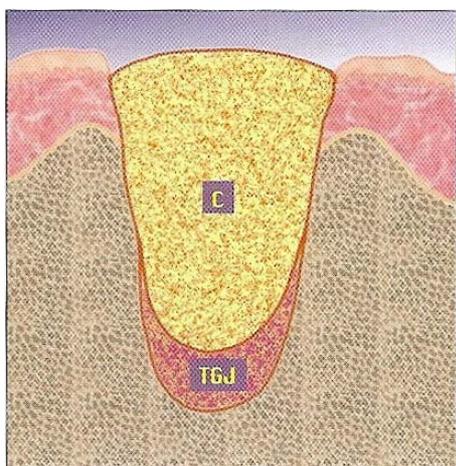


Figure 9b:

Migration des cellules inflammatoires dans le caillot (c). Présence de cytokines. Début de détersion de la plaie. Mitogenèse des fibroblastes et tissu de granulation jeune (TGJ).

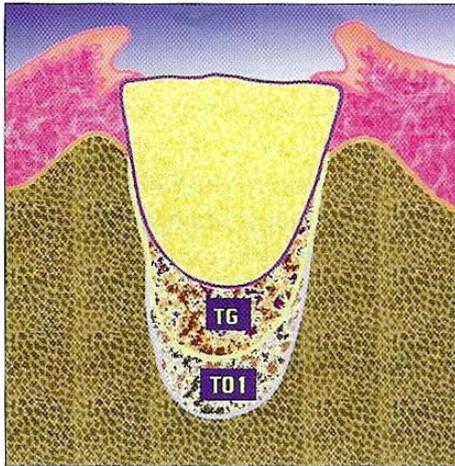


Figure 9c:

Revascularisation par des néovaisseaux qui pénètrent le caillot. Migration des cellules souches mésenchymateuses de l'hôte. Mitogenèse des cellules ostéoprogénitrices et formation d'un tissu ostéoïde (T01). Des ostéoclastes sont visibles sur les parois alvéolaires. Production d'un tissu de granulation vascularisé (TG). Début de prolifération de l'épithélium en périphérie.

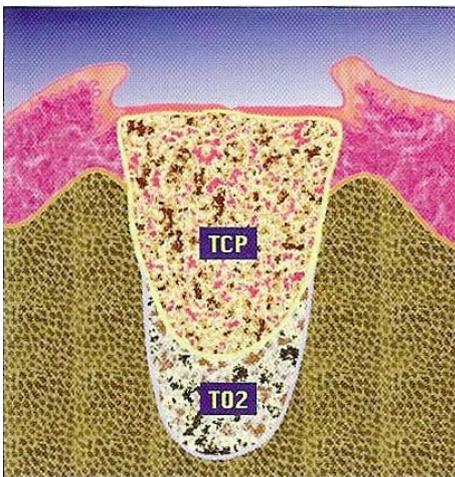


Figure 9d:

Ré-oxygénation du site (ph neutre). La revascularisation est terminée. La matrice de collagène est totalement formée. Remplacement graduel du tissu de granulation par un tissu conjonctif provisoire (TCP). Résorption de la nécrose. Prolifération des ostéoblastes sur le site. Migration des ostéoblastes sur la matrice collagénique (T02). Le tissu de recouvrement épithélio-conjonctif est complètement cicatrisé.

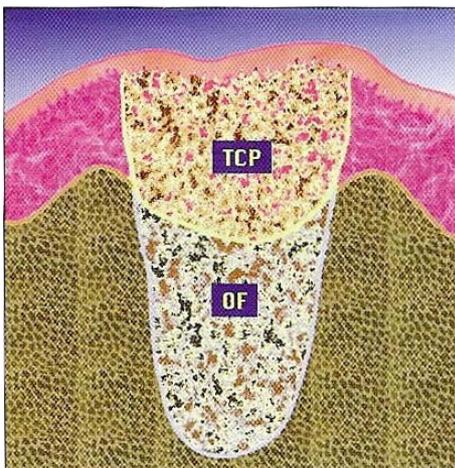


Figure 9e:

L'alvéole est remplie par de la moelle osseuse et de l'os fibrillaire (OF) ou primaire. (67 ou 55)

Figure 9: Fermeture d'une alvéole d'extraction dentaire, d'après Lang et al. (73 et 89)

Le temps nécessaire de régénération totale d'un site d'extraction dépend de nombreux facteurs dont la taille du défaut, la technique chirurgicale...

Plusieurs facteurs interfèrent sur la formation osseuse après lésions :

- L'échec de la prolifération des vaisseaux dans la plaie (risque accru chez les diabétiques et artéritiques) ;
- L'instabilité du coagulum et du tissu de granulation dans le défaut ;
- La croissance des tissus « non osseux » avec une augmentation du taux de prolifération et la contamination bactérienne.

De plus certaines complications peuvent altérer cette cicatrisation (Anitua et Andia, 2001) :

- L'infection du site peut inactiver les cellules ostéocompétentes et l'angiogenèse ;
- La perte du caillot par succion du site par le patient, par compression du site ne permettant pas la revascularisation (prothèse amovible ou tension excessive du lambeau) ou par une épithélialisation insuffisante (notamment chez les fumeurs).

Pour être sûr d'optimiser la cicatrisation, il faut que le site soit parfaitement sain, ce qui peut nécessiter une antibiothérapie, un curetage soigneux des parois alvéolaires et un contrôle de l'environnement bactérien et tabagique.

1.1.2.L'ostéointégration, définitions

1.1.2.1. La fibrointégration

L'interposition d'un tissu fibreux conjonctif, ou fibrointégration de l'implant, concept classique des années 1970 à 1980, ne permettait pas une prévision du succès de l'implant, bien qu'on pensât qu'il s'agissait d'un « ligament péri-implantaire ».

L'ensemble des résultats d'implants fibrointégrés ayant 15 ou 20 ans de recul, montre une moyenne de 70% de succès à la mandibule et de 40% de succès au maxillaire. Cette moyenne est très variable selon les auteurs et avec des critères de succès mal définis.

La plupart des courbes statistiques montrent une perte progressive des implants avec le temps, rapide au maxillaire, plus lente à la mandibule, permettant de conclure à la perte inexorable de l'implant, que ce soit à court, moyen ou long terme.

En effet, le tissu fibreux interposé entre l'os et l'implant montre une orientation générale de ses fibres parallèles aux surfaces de l'os et de l'implant, contrairement à un desmodonte qui est perpendiculaire aux surfaces osseuse et dentaire. Un tel type de tissu évoque plutôt une membrane d'interposition pathologique à l'avenir imprévisible.

Si cette structure reste parfois stable au contact d'un os dense et bien organisé, elle est susceptible, sous l'effet de facteurs mal connus, d'augmenter d'épaisseur. Cette augmentation se fait bien évidemment aux dépens de l'os, s'installe alors l'ostéolyse péri-implantaire, plus ou moins bien définie par la radiographie rétro-alvéolaire. Cette ostéolyse entraîne l'apparition de phénomènes inflammatoires, obligeant à une exploration chirurgicale qui montre souvent des dégâts plus importants que ceux que la radiographie laissait supposer, obligeant à la dépose de l'implant.

1.1.2.2. L'ostéointégration (14)

Le concept apporté par BRÄNEMARK (1979,1985) (18), appuyé par des recherches fondamentales et des études cliniques ayant maintenant plus de 20 ans de recul, se base sur un principe différent qui est la nécessité d'avoir un contact direct entre l'os et l'implant pour obtenir de bons résultats à très long terme. Ce concept appelé ostéointégration, repose sur un certain nombre de points fondamentaux qui permettent l'obtention de succès prévisibles.

En 1986, ALBREKTSSON définit les critères de succès d'un implant :

- Un implant isolé, non relié est immobile quand il est testé cliniquement.
- On ne peut mettre en évidence des zones radio-claires à partir d'examen de radiographie rétro-alvéolaires sans distorsion.
- La perte osseuse est inférieure à 0,2mm par an après la première année de mise en fonction de l'implant.
- L'implant individuel ne montre pas de signes ou de symptômes persistants ou irréversibles de douleurs, d'infection, de nécrose, de paresthésie ou d'effraction du canal mandibulaire inférieur.

Les études cliniques publiées (ADELL, 1981) (02) montrent après 15 ans 81% de succès au maxillaire, et 91% à la mandibule. Mais ce qui est remarquable dans ces statistiques, c'est que le résultat est obtenu dès la première année, et qu'il est ensuite stable dans le temps.

En effet BRÄNEMARK et ADELL montrent, au maxillaire, 84% de succès après 1 an, et 81% à 15 ans, soit 3% d'échecs en 14 ans. A la mandibule, il existe 91% de succès après 1 an et 91% après 15 ans.

En fait avec l'ostéointégration, le succès ou l'échec se décide la première année, ensuite les résultats sont remarquablement stables dans le temps, permettant de penser qu'il est possible de placer des ancrages « permanents » dans les maxillaires le nécessitant, à l'inverse des implants fibrointégrés dont la durée de vie est limitée.

Les études histologiques permettent de mieux comprendre ce principe et sa viabilité. Elles montrent toutes, au grossissement du microscope optique, un contact direct entre un os vivant et l'implant. Une fois ce contact obtenu, et sous l'effet de contraintes occlusales physiologiques, l'os se remanie, orientant ses trabécules, augmentant sa charge calcique, mais sans aucune transformation fibreuse.

Ainsi et à l'inverse de l'interposition fibreuse qui n'a aucune fiabilité à terme, le contact direct os-implant, une fois obtenu permet une prévision du succès et son maintien à longue échéance.

Le principe de l'ostéointégration d'un implant est le seul actuellement valable et reconnu en implantologie dentaire. Il repose sur un certain nombre de conditions que doivent remplir à la fois l'implant et les techniques chirurgicales de sa mise en place.

En effet l'ostéointégration dépend :

- De la biocompatibilité du matériau
- Du dessin (design) de l'implant
- De l'état de surface du matériau
- De la technique chirurgicale
- Des conditions de mise en charge

Ces conditions doivent être suivies rigoureusement, afin d'obtenir une prévision du succès dans 95% des cas.

Un implant sera ostéointégré si le matériau dont il est constitué est suffisamment biocompatible, si son design permet un contact intime immédiat avec l'os, et une bonne répartition des contraintes, si son état de surface autorise des réactions positives des tissus environnants, si la technique chirurgicale ne traumatise pas l'os d'une manière irréversible, et si enfin il peut cicatriser en l'absence de toute contrainte. Toutes ces conditions sont nécessaires, aucune en elle-même n'est suffisante.

Après avoir étudié la physiologie osseuse et les mécanismes d'ostéointégration nous allons nous intéresser aux différents substituts osseux d'origine synthétique pouvant être utilisés dans la chirurgie osseuse et les comblements.

2. PRODUITS DE SUBSTITUTION OSSEUSE D'ORIGINE SYNTHETIQUE

2.1. Apport des produits synthétiques dans la chirurgie osseuse et le comblement

Les produits de substitution osseuse d'origine synthétique sont des matériaux alloplastiques.

Ils représentent une alternative intéressante aux autogreffes, dans le cas de lésions volumineuses, dont le comblement ne peut être effectué avec de l'os autogène pour des raisons quantitatives, et permettent ainsi d'éviter l'existence d'une morbidité attachée au site de prélèvement de la greffe.

Ils sont également intéressants, car ils permettent de résoudre le problème des transmissions de maladies entre donneur et receveur, posé par les allogreffes ou les xéngreffes. Ils sont ainsi mieux acceptés par les patients.

Ces matériaux sont tous ostéoconducteurs et favorisent la synthèse osseuse. Cette formation osseuse est guidée par l'architecture du matériau, sa composition chimique, son état physico-chimique de surface, sa porosité et sa capacité de résorption.

Les matériaux alloplastiques disponibles sont soit résorbables, soit non résorbables. Le « plâtre de Paris », le carbonate de calcium, le phosphate tricalcique et certains polymères se résorbent partiellement ou totalement, ce qui n'est pas toujours le cas des hydroxyapatites denses et poreux, ni de certains autres polymères et des bioverres présentés sous forme de bloc.

Le principal défi à relever avec ces matériaux est l'obtention de résultats comparables à ceux des autogreffes ou des 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.

2.1.1. Les propriétés (148)

2.1.1.1. Les propriétés générales à prendre en compte pour le choix du biomatériau de substitution :

- Les propriétés physico-chimiques

Elles prennent en compte la composition élémentaire du biomatériau (éléments, trace...), son état cristallin ou amorphe, sa résistance à la biodégradation, à la corrosion.

- Les propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques générales d'un biomatériau sont :

° **la résistance à la compression** : contraintes perpendiculaires aux fibres,

° **la résistance à la traction** : contraintes perpendiculaires aux fibres, opposées à la compression,

° **la résistance à la torsion** : contraintes tangentielles,

° **la résistance au cisaillement** : contraintes parallèles aux fibres,

° **la résistance à la fatigue** : un matériau finit par se briser quand il subit une contrainte répétée d'une certaine valeur, mais inférieure à sa limite élastique, c'est la rupture par fatigue,

° **l'élasticité** : capacité d'une structure à retrouver sa forme et sa dimension après suppression des charges qui l'ont déformée,

° **la rigidité** : propriété d'une structure de s'opposer à l'action déformatrice des charges extérieures,

° **la flexibilité** : propriété d'une structure de se déformer facilement,

° **la plasticité** : c'est le contraire de l'élasticité, il s'agit de la capacité d'une structure de conserver une partie de la déformation après la suppression de la charge qui l'a provoquée,

° **la ductilité** : possibilité pour un matériau de supporter une déformation permanente sous compression, sans rupture,

° **la malléabilité** : capacité à supporter une déformation permanente sous compression, sans rupture,

°la **résilience** : quantité d'énergie emmagasinée par un matériau jusqu'à sa limite élastique.

- La configuration macroscopique

Il s'agit de la forme et de la porosité du biomatériau.

- La configuration microscopique et l'état de surface

On évalue la microporosité, la microrugosité, la chimie et l'énergie de surface du biomatériau.

2.1.1.2. Propriétés biologiques des nouveaux biomatériaux de substitution

2.1.1.2.1. Liaison os-biomatériau (01)

Les différents biomatériaux sont distingués par la liaison osseuse qu'ils forment avec le tissu osseux receveur (Loty et al, 1998) (77)

- Les matériaux biotolérés

Ces matériaux sont bien incorporés dans le tissu osseux, mais ils en restent séparés par une encapsulation fibreuse empêchant une liaison directe avec l'os. Parmi eux, on peut citer les alliages de chrome-cobalt, l'acier inoxydable ou les ciments polyacryliques.

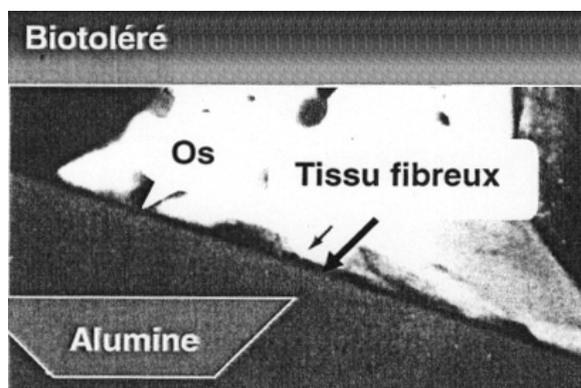


Figure 10: L'alumine, matériau biotoléré (01)

- Les matériaux bioinertes

Ils n'induisent pas de réaction inflammatoire ou de réaction à corps étranger, mais n'établissent pas de liaison chimique avec le tissu osseux. Ils rassemblent entre autres l'alumine, le zirconium et les alliages en titane.

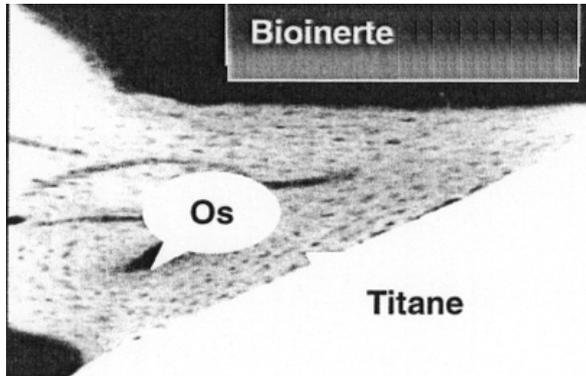


Figure 11: Le titane, matériau bioinerte

(01)

- Les matériaux bioactifs

Ils ont une activité vis-à-vis de l'os en formant avec celui-ci une liaison chimique et biologique. On peut observer à l'interface des ponts ostéogéniques les reliant.

D'après Loty et al. (1998) (47 et 58), ils sont classés en matériaux résorbables et en matériaux à surface réactive (qu'ils considèrent comme peu ou non résorbables).

Ces matériaux bioactifs peuvent être d'origine synthétique (par exemple, certaines céramiques à base de phosphate de calcium, bioverres, vitrocéramiques, etc.) et d'origine naturelle (greffe, corail).

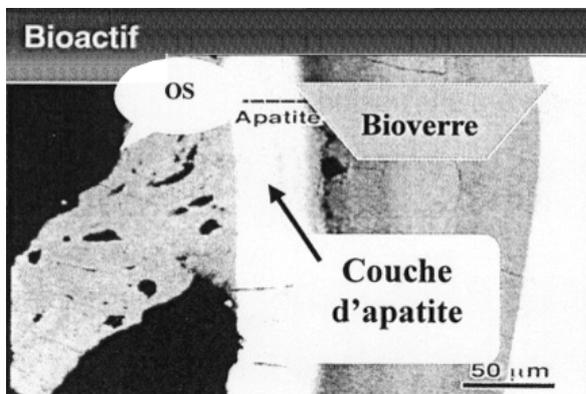


Figure 12: bioverre, matériau bioactif(01)

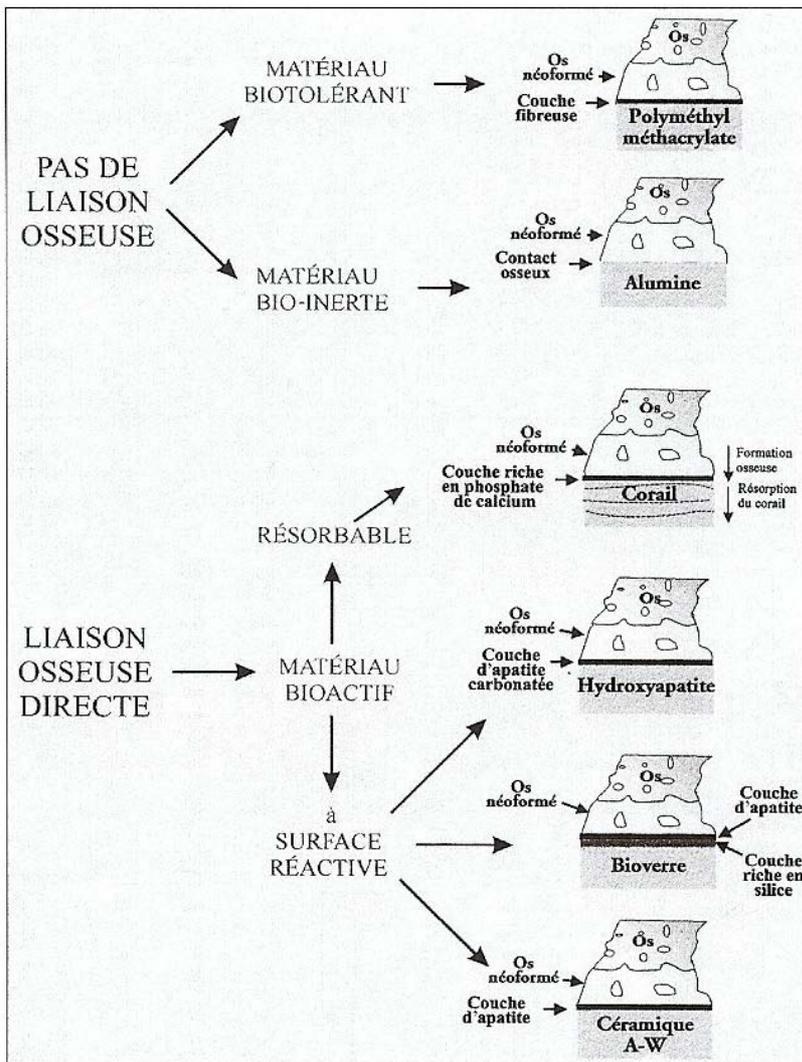


Figure 13:

Description des différentes interfaces possibles suivant le biomatériau implantable (77)

2.1.1.2.2. Bioactivité

- Définition de la bioactivité

La bioactivité est définie comme la propriété d'un biomatériau de réaliser une liaison chimique avec les tissus environnants sans interposition de couche fibreuse. Les matériaux résorbables et à surface réactive sont concernés par ce phénomène (Loty et al, 1998) (77).

- **Bioactivité in vitro**

Elle a été attribuée à un matériau capable de former une couche d'hydroxyapatite carbonatée à sa surface, quand il est exposé à un fluide biologique.

Sur les bioverres ou les vitrocéramiques, cette couche d'apatite de surface se forme très rapidement après implantation, alors que ce processus est plus long pour l'hydroxyapatite. La formation de cette couche d'apatite ne se limite cependant pas à des matériaux qui contiennent déjà des ions calcium et phosphate, puisqu'elle a été décrite avec différents métaux et hydrogels, tels le titane ou les gels de silicates.

- **Bioactivité in vivo**

Dans ce cas des microcristaux ont été observés associés à la céramique à base de phosphate de calcium implantée dans l'os. Ceux-ci ont été identifiés comme des cristaux d'hydroxyapatite carbonatée à la surface du matériau.

Ce phénomène est médié par un processus cellulaire de dissolution de l'implant et de reprécipitation avec incorporation d'ions du milieu. Cette couche d'hydroxyapatite carbonatée a été également observée à la surface de coraux implantés dans l'os.

Pour un matériau résorbable, la bioactivité se définit comme une interface stable entre la vitesse de résorption du matériau et celle de déposition d'os néoformé en son sein (Langstaff et al, 2001) (74).

2.1.2. Leurs caractéristiques

Aujourd'hui les substituts osseux synthétiques doivent répondre à certains critères :

- Ils doivent être biocompatibles

La biocompatibilité correspond à la qualité de tolérance du matériau au sein du milieu biologique. Elle évalue la réponse du milieu receveur. Elle se définit aujourd'hui, non plus seulement comme l'absence de réactions toxiques, mais comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et l'implant, de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre.

- Ils doivent être bioactifs et servir à former un treillis pour une nouvelle formation osseuse.

Le matériau doit permettre de former une liaison chimique avec le tissu osseux. Il est essentiel d'obtenir la meilleure liaison entre le substitut et l'os pour assurer en premier lieu son maintien, puis son envahissement par des cellules osseuses de l'organisme. Cette définition est celle de l'ostéointégration (utilisée en parodontologie), d'un point de vue plus biophysique, lorsqu'on implante ces matériaux dans un site osseux, l'énergie physique nécessaire à leur extraction est forte pour les matériaux bioactifs et faible pour les matériaux biotolérés.

- Ils doivent être résorbables à long terme et avoir la possibilité d'être remplacé par l'os hôte. Ceci pour éviter qu'il ne constitue au long cours un corps étranger dans l'organisme.

La vitesse de résorption ou de dégradation doit être adéquate à celle de la néoformation osseuse, pour préserver la morphologie osseuse et ne pas retarder la colonisation tissulaire et la régénération.

- Ils doivent être ostéogéniques ou au moins ostéoconducteurs,

C'est-à-dire qu'ils doivent faciliter la formation d'un nouvel os. (L'idéal serait qu'ils soient ostéoinducteurs).

°Ostéoconducteur se dit d'un matériau ou d'un tissu capable de permettre le développement des cellules osseuses présentes à l'interface os/matériaux greffés, il va jouer un rôle d'une trame inerte sur laquelle vont se développer les cellules.

°Ostéogénique se dit d'un matériau qui apporte directement des cellules osseuses avec leur matrice.

- Ils doivent être radioopaques

Un matériau est dit radioopaque lorsqu'il n'est pas transparent aux rayons X ou d'autre forme de rayonnement ionisant.

- Ils doivent être faciles à manipuler

Il doit donc être d'un point de vue pratique facile à travailler et à mettre en place.

- Ils ne doivent pas être le support d'un pathogène oral

- Ils doivent être hydrophiles

- Ils doivent être disponibles dans des formes modelées ou en particules

Les particules doivent avoir une taille optimale en fonction de leur utilisation. La taille des pores doit être associée au pourcentage de la macroporosité.

- Ils doivent être microporeux

- Ils doivent être disponibles à tout moment

Ils doivent être aisément conservables pour faciliter leur gestion et leur mise en œuvre et avoir également un coût accessible.

- Ils ne doivent pas être allergènes

- Ils doivent avoir une surface favorable à la greffe

- Ils doivent avoir une action comme une matrice ou un véhicule pour d'autres substances bioactives (biomolécules, BMP, fragment d'ADN ou cellules, par exemple).

- Ils doivent avoir une grande résistance à la compression

Si le substitut doit être utilisé en zone de contrainte ou de charge, il doit posséder de bonnes propriétés mécaniques. Le substitut osseux idéal est un biomatériau ayant des propriétés mécaniques proches de l'os, lui permettant d'avoir une bonne résistance à la compression.

- Ils doivent être efficaces dans les processus de ROG et RTG

Les fabricants mettent sur le marché de multiples formes de présentation des biomatériaux de substitution osseuse. Pour chaque biomatériau, les fabricants doivent présenter une carte d'identité et un tableau de synthèse avec au moins :

- ° La méthode de synthèse de préparation et les étapes offrant une stérilisation optimale,
- ° La composition chimique et sa formule,
- ° La pureté,
- ° Les différentes présentations possibles,
- ° Les applications et les utilisations,
- ° La structure cristalline,
- ° La porosité (macroporosité et microporosité),
- ° La date de péremption.

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.

L'évaluation de la sécurité du biomatériau est essentielle et doit être effectuée avant l'étape de l'évaluation de sa biofonctionnalité chez l'animal. Elle repose sur l'application de normes reconnues.

Outre les études de mutagénicité et de carcinogénicité, la recherche des réactions de l'hôte vis-à-vis du biomatériau nécessite une analyse approfondie de la réaction inflammatoire (présence de cellules géantes, interposition de tissus conjonctifs entre le biomatériau et les tissus de l'hôte). L'efficacité d'un substitut osseux repose sur des résultats cliniques à court, moyen et long terme.

2.1.3. Leurs indications

Les matériaux alloplastiques sont indiqués pour :

- Le traitement des lésions osseuses dues à la maladie parodontale (poche infra-osseuse, atteinte de furcation...), soit comme matériau de comblement à part entière, soit comme mainteneurs d'espace s'ils sont utilisés avec des membranes.
- Le comblement des crêtes édentées (résorption physiologique). Les matériaux alloplastiques permettent de garder un volume tissulaire compatible avec les exigences esthétiques et fonctionnelles des différentes thérapeutiques prothétiques.
- Le comblement osseux pré-implantaire (le plus souvent post extractionnel ou concernant un défaut localisé) mais aussi péri-implantaire (avant ou au moment de la pose de l'implant).
- Le rehaussement du plancher du sinus maxillaire en vue de traitement implantaire (dans ces cas l'implant est posé quelques mois après le comblement du bas fond sinusien), ce qui permet l'apport d'un volume aussi important que nécessaire en supprimant la morbidité liée au site donneur d'une autogreffe. Cette greffe du sinus est indiquée quand la hauteur d'os sous le sinus est inférieure à 8mm et que l'espace interarcade est normal.

2.1.4. Les avantages des matériaux d'origine synthétique

- Absence de risque de contamination (il n'y a pas de risque de transmission de maladies virales ou de maladies liées aux agents transmissibles non conventionnels ou ATNC) ;
- Il existe une disponibilité en quantité souhaitée ;
- Absence de second site opératoire (pas de nécessité de prélèvement intra ou extra buccal) ;
- Il existe une bonne intégration (mélange du matériau avec le sang) ;
- Absence de réaction immunologique ;
- Il y a biocompatibilité, c'est-à-dire absence de toxicité locale et systémique ;
- Radio-opacité qui permet de vérifier la composition du site greffé.

2.1.5. Les inconvénients des matériaux d'origine synthétique

- Difficulté lors de la stabilisation du matériau surtout lorsqu'il est sous forme de particules, sa manipulation peut être difficile ;
- Fragilité du matériau selon sa composition et sa forme ;
- Nécessité d'utiliser une membrane pour stabiliser le matériau, qui est souvent difficile à mettre en place ;
- Absence de potentiel d'ostéoinduction, il n'existe qu'un potentiel d'ostéoconduction ;
- La capacité de résorption varie selon le matériau, celle-ci peut être incomplète.

2.1.6. Evaluation de la sécurité liée à l'usage des substituts osseux synthétiques (ANAES) (03)

Concernant les substituts osseux d'origine synthétique, les risques essentiels concernent les problèmes de biocompatibilité et de toxicité.

La biocompatibilité doit être une caractéristique essentielle du biomatériau. Elle est appréciée en partie par la recherche de réactions inflammatoires à polynucléaires, de cellules géantes et d'encapsulation fibreuse au niveau du site d'implantation.

La toxicité d'un substitut osseux doit être évaluée en considérant toutes les composantes et leurs produits de dégradation en fonction du site d'implantation.

L'évaluation de l'ensemble de ces risques doit être réalisée avant commercialisation.

2.2. LES DIFFERENTS PRODUITS EXISTANTS

2.2.1. Description des matériaux d'origine synthétique

2.2.1.1. Les céramiques de phosphate de calcium

2.2.1.1.1. Généralités et caractéristiques

Ce sont des céramiques bioactives. Le terme de matériau bioactif s'applique aux biomatériaux conçus pour engendrer ou moduler une activité biologique.

Au niveau de l'interface matériaux-os, cette bioactivité se traduit par une interface diffuse.

Les matériaux céramiques sont des solides polyphasés. Ils sont pour la plupart, constitués de matières premières telles que les oxydes ou les silicates, traitées à des degrés divers par un effet de pression associé à un processus thermique (frittage). Ce sont des solides inorganiques et non métalliques, associant liaisons covalentes et liaisons ioniques, essentiellement cristallisés (dans le cas des céramiques) et amorphes (dans le cas des verres) (Muster et al, 1999) (90).

Leur intérêt réside dans leur structure voisine de la phase minérale de l'os humain. Comme ce sont des matériaux bioactifs, leur mode d'action consiste en une libération d'ions calcium et phosphate au niveau de leur surface. Ces ions vont interagir avec d'autres présents sur le site, pour former un précipité d'apatites carbonatées, indispensable pour l'apposition directe d'os.

Avantages :

- elles sont biocompatibles (quelque soit leur rapport Ca/P, leur cristallinité et leur porosité).

- Les hydroxyapatites, les bioverres ou le corail sont des matériaux bioactifs, c'est-à-dire qu'ils se lient directement à l'os du site receveur, contrairement aux matériaux bioinertes qui forment une interface fibreuse (Hench, 1991) (56).

Inconvénients :

- Elles ne peuvent pas être employées dans des zones soumises à de fortes charges, en raison de leurs faibles propriétés mécaniques et de leur fragilité.

2.2.1.1.2. Les différentes céramiques de phosphate de calcium

2.2.1.1.2.1. L'hydroxyapatite (dense et poreuse) (90)

2.2.1.1.2.1.1. Composition structurale et chimique

L'hydroxyapatite est le composant minéral principal de l'os et de la dent.

La composition élémentaire de ce matériau est indiquée dans la formule : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.

D'un point de vue pratique, l'hydroxyapatite synthétique est chimiquement et cristallographiquement similaire à celle qui constitue naturellement l'os et, comme on s'y attend, c'est un matériau parfaitement biocompatible. La plupart des études histologiques rapportées dans la littérature font état d'un contact osseux direct entre l'hydroxyapatite et l'os hôte. Il paraît n'y avoir aucune tendance à l'encapsulation par les tissus mous de ce matériau et d'autres travaux (Daculsi, Dubruille) (34, 41) ont clairement mis en évidence l'existence d'une liaison directe de l'hydroxyapatite avec l'os hôte.

Il est maintenant généralement admis que l'hydroxyapatite est pratiquement inerte sous sa forme très dense, dans ce cas il n'y a pas de résorption du matériau. Mais sous forme macroporeuse, elle agit comme un agent ostéoconducteur qui est intégré dans le tissu osseux néoformé. Dans ce cas elle résulte de la conversion du

carbonate de calcium du corail naturel en phosphate de calcium, par un mécanisme d'échange hydrothermique (Roy et Llinnehan, 1974) (19).

L'hydroxyapatite n'est ni ostéogénique, ni ostéoinductrice.

L'ostéoinduction est la conversion phénotypique de cellules des tissus mous en précurseurs de tissu osseux par une stimulation appropriée telle que la matrice d'os déminéralisé ou la bone morphogenetic protein (BMP).

L'ostéogénèse, quant à elle, est la formation de tissu minéralisé par les ostéoblastes. L'os greffé autogène est ostéogénique. Il provoque la migration des ostéoblastes formateurs d'os et des pré-ostéoblastes vers un site où ils synthétisent de l'os néoformé.

L'hydroxyapatite est cependant ostéophile ou ostéoconductrice comme les greffes d'os autogène dévitalisé ou l'os de banque. L'hydroxyapatite synthétique agit comme une charpente pour la pénétration des vaisseaux et le dépôt consécutif d'os néoformé. Avec des greffes dévitalisées ou de l'os de banque, le processus de remplacement par de l'os vivant peut être extrêmement lent, car l'os mort doit d'abord être résorbé par l'activité ostéoclastique, puis remplacé.

Plusieurs formes d'hydroxyapatite ont été utilisées expérimentalement et cliniquement. Ces formes sont des blocs de céramique solides, des blocs poreux et des particules solides et poreuses.

Les blocs poreux d'hydroxyapatite ont été utilisés pour la reconstruction cranio-faciale, mais ils doivent être façonnés avant implantation. Les résultats rapportés ont été plus ou moins favorables. Cette forme dense et solide d'hydroxyapatite ne permet pas, cependant, la pénétration osseuse et est difficile à façonner au moment de la chirurgie.

L'utilisation d'hydroxyapatite sous forme de particules a fait l'objet de nombreuses publications. Ces matériaux consistent en particules irrégulières, poreuses ou les deux à la fois ; elles possèdent des propriétés variables et souvent leur résistance mécanique est faible. L'hydroxyapatite sous forme de particule a été essentiellement utilisée en chirurgie orale pour la réhabilitation alvéolaire et

parodontale. La grande faiblesse de la méthode résidait dans l'éparpillement des granules hors du site d'insertion sans qu'il n'y ait jamais incorporation osseuse, ce problème n'est pas à redouter quand le matériau est enfoui dans une alvéole déshabillée. Ce sont les raisons pour lesquelles ce matériau à été abandonné en apposition crestale ou vestibulaire.

2.2.1.1.2.1.2.Principe de la bioactivité des hydroxyapatite(01)

Lorsque l'hydroxyapatite se trouve placée dans un fluide biologique ou dans un site opératoire d'implantation, donc inflammatoire et plus acide, une attaque en surface du matériau par des ions H^+ a lieu.

Cela provoque une dissolution partielle des macrocristaux du matériau se traduisant alors par une augmentation des concentrations en ions calcium et phosphate dans le milieu environnant. Cette sursaturation en calcium et phosphate produit ensuite, à la surface du matériau, une reprécipitation de microcristaux d'apatite ayant incorporé des ions calcium Ca^{2+} , magnésium Mg^{2+} , carbonates CO_3^- , phosphate HPO_4^{2-} , PO_4^{3-} , ainsi que des molécules organiques présentes dans les fluides environnants.

Ces phénomènes de dissolution-reprécipitation aboutissent à la formation en périphérie du matériau d'une couche d'apatite carbonatée, très proche du minéral osseux, de par sa composition chimique et sa structure.

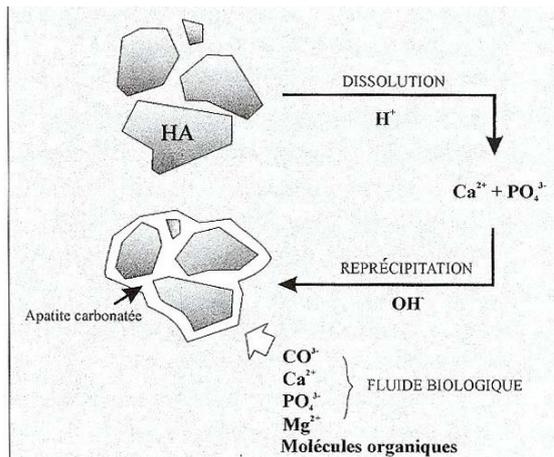


Figure 14:
Schéma des phénomènes de dissolution-reprécipitation in vivo à la surface de l'hydroxyapatite (HA). (77)

2.2.1.1.2.1.3. Indications

L'hydroxyapatite est indiquée dans le traitement des défauts parodontaux et dans le comblement d'alvéoles déshabitées, elle a également été utilisée en chirurgie cranio-faciale.

Ces indications sont dépendantes de ses différentes formes : résorbable, non-résorbable ou semi résorbable et de son conditionnement : blocs ou granules.

L'hydroxyapatite dense est non résorbable, elle est donc plutôt indiquée dans les comblements ne nécessitant pas de résorption (l'augmentation de crête par exemple) et elle est contre-indiquée lors des comblements des alvéoles déshabitées et donc dans une thérapeutique pré-implantaire. Dans notre cas c'est l'hydroxyapatite poreuse qui nous intéresse car elle est résorbable.

Les résultats cliniques montrent chez l'homme une amélioration des paramètres cliniques, c'est-à-dire une réduction de la profondeur des poches (Galgut et al, 1992) (38 et 30), un gain d'attache et un comblement des défauts osseux (Meffert et al, 1985) (19).

2.2.1.1.2.1.4. Les formes commerciales

CALCITITE®

Calcitite® est distribuée par différents laboratoires dont le laboratoire Spad. Elle est fournie sous forme de particules lisses et arrondies, de diamètre variant de 200 à 600µm ($400 \pm 200\mu\text{m}$). La surface de ces grains apparaît rocailleuse ou granuleuse. La texture est massive et la porosité est faible.

Les particules lisses la rendraient plus biocompatibles.

Les granules arrondies n'entraîneraient aucun phénomène d'inflammation lors de l'implantation, et permettraient au tissu osseux environnant un meilleur enrobage.



Figure 15: seringue de Calcitite® (150)

CERAPATITE®

Cérapatite est une hydroxyapatite synthétique poreuse non résorbable. Les cristaux sont obtenus par précipitation en milieu aqueux, puis traités selon un procédé comprenant, entre autre une étape de frittage durant laquelle les cristaux se lient les uns aux autres conférant sa cohésion au matériau. Les blocs sont donc obtenus par pressage et frittage de la poudre de départ.

Selon les procédés de fabrication, Cérapatite® offre une gamme complète de porosités (20 à 60%) et de formes (blocs ou granules de 0,5 à 2mm) permettant d'adapter au mieux l'implant au cas à traiter. Il possède une double porosité.

Grâce à sa macroporosité (pores de 100 à 400µm) qui favorise la vascularisation du matériau, il est colonisé en profondeur par de l'os : il est ostéoconducteur.

Sa microporosité (pores inférieurs à 10µm) augmente la surface de contact et les échanges ioniques entre l'implant et l'os, renforçant sa bioactivité. L'hydroxyapatite

peut alors développer une véritable liaison chimique permanente avec les tissus osseux.

Compte tenu de sa similitude avec les tissus calcifiés du corps humain, l'organisme devrait reconnaître Cérapatite® comme l'un de ses propres constituants. Contrairement à de nombreux biomatériaux utilisés, la présence de tissus fibreux (encapsulation) entre l'os et l'implant n'est pas observée : elle est parfaitement biocompatible.

INTERPORE 200®

Cette hydroxyapatite poreuse synthétique est la réplique de la structure squelettique de coraux madréporaires où le réseau des canaux et le diamètre des pores, très proches de ceux de l'os, seraient favorables à la colonisation osseuse. Il existe un Interpore dérivé d'un corail de type Goniopora utilisé au niveau des os longs et un Interpore dérivé de coraux de type Porite qui nous est plus particulièrement destiné.

Le principe de fabrication consiste à faire subir, à des coraux marins, un traitement physique et chimique permettant de transformer le carbonate de calcium en hydroxyapatite de calcium, tout en conservant la porosité et l'agencement spatial des coraux d'origine.

Ce procédé de duplication « Replamineform » en céramique, métal ou polymère à partir de la structure squelettique de certains invertébrés marins, est décrit par White et al en 1982.

La matrice de départ en aragonite est immergée dans l'hypochlorite de sodium pour en éliminer les composés organiques. Une réaction hydrothermique à 300°C, en présence de phosphate d'ammonium et sous haute pression, transforme le carbonate de calcium en hydroxyapatite.

La forme polycristalline obtenue est légèrement inférieure au corail servant de modèle, mais la structure alvéolaire du corail est préservée.

Interpore est présenté en blocs ou en granules de 400 à 600µ de diamètre sous deux états de porosité différents : Interpore 200® ou Interpore 500®.

Le diamètre des pores (respectivement 200 μ et 500 μ) favorise la bonne pénétration de tissu à potentiel ostéogénique, alors que la porosité, variant comme celle du corail entre 50% et 70% du volume total, permet d'obtenir une importante croissance osseuse dans l'implant.

Sa structure très proche de l'os lui confère des propriétés biomécaniques semblables à celles d'une greffe d'os spongieux.

Ce matériau n'entraînerait donc aucune réaction inflammatoire, et cela en partie grâce à la géométrie sans angle du matériau.

Interpore 200® est peu résorbable, biocompatible, ostéoconducteur, et il a une ossification lente au minimum deux ans.

OSTIM® ou NANOBONE® (hydroxyapatite + gel à base de silice)



Figure 16: système ostim® (55)

2.2.1.1.2.2. Le phosphate de calcium tricalcique béta (90)

2.2.1.1.2.1.Composition structurale et chimique

Le β TCP est une céramique multi-cristalline poreuse composée d'un mélange de poudre de phosphate tricalcique et de poudre de billes de naphalène, mise sous pression et élevée à une température de 1000 à 2000 degrés Celsius (Snyder et coll, 1984).

Ainsi le β TCP présente une porosité variable de 100 à 300 μ m, le matériau est rendu poreux par l'évaporation de la naphalène au cours du frittage, la partie poreuse ainsi créé est approximativement de 36%. Le diamètre des billes de naphalène va déterminer la porosité du β TCP. La porosité du matériau ainsi que la taille des particules jouent un rôle important car elles conditionnent la migration et la prolifération des cellules sanguines et osseuses ; la structure de ce matériau va donc servir de guide et d'armature à la formation osseuse.

De composition chimique très voisine de celle de l'hydroxyapatite, le phosphate tricalcique β , β -Ca₃(PO₄)₂, bien qu'absent des systèmes vivants, est parfaitement biocompatible. Il disparaît des lieux d'implantation par deux processus : biodégradation de la céramique par dissolution des joints de grains du solide et biorésorption des grains de la céramique par phagocytose et dissolution intracellulaire. Il peut ainsi aider la régénération naturelle de l'os et les céramiques macroporeuses peuvent faciliter la croissance des tissus mous et de l'os. L'emploi du phosphate tricalcique β permet d'obtenir, en deux semaines, le remplissage des pores interconnectés par du tissu conjonctif, qui est graduellement remplacé par de l'os tandis que commence la résorption de la céramique. Au bout d'environ six semaines, tous les pores occupés au début par du tissu conjonctif sont remplis par du tissu osseux.

La résorption de la céramique ne se réalise pas seulement par dissolution, mais aussi par dégradation (fragmentation). Les ostéoblastes et ostéoclastes, les

fibroblastes et les cellules géantes sont impliqués dans ce dernier processus. Neuf mois après l'implantation, la céramique de phosphate tricalcique est totalement remplacée par du tissu osseux lamellaire mature.

En raison de sa résorbabilité, le phosphate tricalcique n'est pas indiqué comme matériau d'implant durable. En revanche en association, il est volontiers utilisé avec l'hydroxyapatite pour améliorer les propriétés de dissolution de cette dernière.

2.2.1.1.1.2.2.Indications (62)

Le phosphate tricalcique est donc un matériau biocompatible, ostéoconducteur et résorbé plus ou moins rapidement en fonction de sa granulométrie et de sa porosité.

Ses indications se limitent aux comblements de sites extractionnels ou en cas de lésions endodontiques (Sebbag et Missika, 1995) (116). Cependant ces faibles propriétés mécaniques rendraient ce matériau inutilisable dans les zones soumises à de fortes charges.

2.2.1.1.1.2.3.Les formes commerciales

SYNTHOGRAFT®

C'est une céramique poreuse résorbable de formule $\beta\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ dont le rapport Calcium/phosphate est de 1,95, présentée sous forme de fins granules blancs en flacons stériles.

Synthograft® se distingue par une granulométrie beaucoup plus étendue liée à la présence de tous petits grains dont le diamètre varie de 2 à 350 μm (diamètre moyen $176 \pm 174\mu\text{m}$). En fait la courbe granulométrique du synthograft® est fortement binodale avec les petits grains d'une part et les gros dont les dimensions moyennes restent inférieures à celle des grains de Calcitite®.

Synthograft®, lorsque l'on prend en compte les gros grains seulement comporte des grains de diamètre de 60 à 350µm (dimension moyenne 205 ± 145µm). La forme des grains est angulaire mais sans arêtes vives car Synthograft® présente une texture microangulaire.

Il a une porosité proche de 50% et la taille des pores varie de 100 à 200µ.

Il se résorbe très vite, il est biocompatible et ostéoconducteur.

CALCIRESORB®

Le calciresorb® se compose de β phosphate tricalcique synthétique, il existe sous forme de blocs poreux parallélépipédiques ou de granulés (granulométrie de 0,5 à 2mm). Les blocs sont obtenus par pressage et frittage de la poudre de départ.

Il existe différentes porosités : 30% ± 5% et 45% ± 5%. La porosité totale est constituée d'une macroporosité (pores de 100 à 400µm) et d'une microporosité (pores inférieurs à 10µm). La macroporosité représente environ 80% de la porosité totale.

Le calciresorb® présente une résistance à la compression de 15-20MPa pour la porosité de 45% et de 40-45MPa pour la porosité de 30%.

Les granulés se résorbent plus rapidement que les blocs qui sont d'autant plus résorbables qu'ils présentent des porosités élevées.

2.2.1.1.1.3. La céramique phosphocalcique ou céramique biphasée

2.2.1.1.1.3.1.Composition structurale et chimique (90)

L'association de phosphate tricalcique sous forme β (βTCP) et d'hydroxyapatite dans un rapport massique 40/60 constitue des céramiques phosphocalciques biphasées. Elles sont préparées par précipitation ou co-précipitation à haute température ou par précipitation d'apatites déficientes en calcium (CDA).

Les BCP sont disponibles sous formes de granules ou blocs, plus ou moins poreux. Elles sont macroporeuses (pores de 400-600µm, avec 50% de macroporosité) et donc aisément colonisables par les cellules osseuses (Passuti et Daculsi) (100).

La microporosité (pores inférieure à 10µm) dépend de la température de synthèse.

La macroporosité (pores de taille supérieure à 200µm), quant à elle, peut être obtenue traditionnellement par addition de substances volatiles porogènes telles que le naphalène avant synthèse thermique.

[Sous réserve d'une indispensable stabilité d'ostéosynthèse, elles ont montré chez le chien (Gauthier et al) (51) une qualité de consolidation au moins équivalente à celle d'allogreffes cryoconservées, malgré des propriétés mécaniques nettement moindre.]

A la différence des allogreffes, les blocs de céramiques phosphocalciques subissent des phénomènes concomitants de résorption /substitution osseuse et agissent comme une charpente disponible, sans résorption préalable, pour l'apposition osseuse.

Une bioactivité contrôlée basée sur les différences de résorption hydroxyapatite/TCP peut être obtenue. Une dissolution/résorption plus ou moins rapide peut être également obtenue en fonction de la porosité (macroporosité : de 400 à 600µm ou microporosité : 1 à 10µm) et du caractère intercommunicant des pores. Une proportion de 40% de βTCP et 60% d'hydroxyapatite permet un bon équilibre entre la résorption et l'apposition osseuse.

Ce mécanisme de dissolution /résorption ne peut intervenir qu'en comblement au sein de l'os. En revanche, quand le matériau est utilisé en simple apposition, l'enkystement fibreux semble inévitable.

2.2.1.1.1.3.2.Indications

Les céramiques biphasées sont des substituts osseux de comblement qui peuvent être utilisés en parodontie, en chirurgie dentaire et maxillo-faciale. Les

défauts à combler peuvent être d'origine traumatique ou chirurgicale. Ces céramiques peuvent également, dans certains cas augmenter le volume des autogreffes.

Les principales indications concernent :

- Les comblements osseux parodontaux
- Le comblement d'une alvéole d'extraction
- Augmentation de la crête alvéolaire
- Comblement des défauts péri-implantaires
- Le soulèvement sinusien
- Le comblement de cavités kystiques

2.2.1.1.1.3.3. Les formes commerciales

CERAFORM®

Le ceraform® est une céramique biphasée d'hydroxyapatite et de phosphate tricalcique de synthèse.

L'hydroxyapatite est obtenue par mélange d'une poudre et d'une solution (principe des ciments ioniques). On réalise une réaction entre du phosphate tricalcique α , du phosphate tétracalcique, de l'hydroxyde de calcium et de l'acide orthophosphorique. La réaction se déroule en deux étapes : une étape de moulage de la pâte et une étape de céramisation à 1150°C. Le produit est alors stérilisé par irradiation gamma.

Le Ceraform® est composé d'hydroxyapatite à 65% et de phosphate tricalcique à 35%.

C'est une céramique dense avec une porosité de 5%, le diamètre des pores varie de 5 à 70 μ m. Sa résistance à la compression est comprise entre 70 et 120MPa.

Le Ceraform® est une céramique biphasée résorbable par sa phase tricalcique.

SBS 60/40®

SBS 60/40 est une céramique biphasée commercialisée, entre autres, par les laboratoires Expanscience. Elle est constituée de 60% d'hydroxyapatite et de 40% de phosphate tricalcique β .

Ce substitut osseux synthétique est résorbable, il se présente sous une forme poreuse qui permet des échanges biologiques nécessaires au processus d'ostéogénèse.

Il existe dans le SBS 60/40® deux types de porosité. La microporosité (pores inférieurs à 10 μ m) qui est constituée par tous les espaces qui existent entre les cristaux constitutifs de la céramique. Les micropores permettent la diffusion des fluides biologiques et favorisent les échanges ioniques. La macroporosité, elle, est constituée de pores d'au moins 100 μ m de diamètre. Dans le cas du SBS 60/40® les macropores sont compris entre 300 et 600 μ m. La macroporosité permet la colonisation de la céramique par les cellules osseuses qui sécréteront un nouveau tissu osseux.

Le mélange d'un composant stable (HA) et d'un composant plus bioactif, très résorbable (TCP) associé au deux types de porosité confère au SBS 60/40®, une bioactivité contrôlée et une résorption du matériau égale à la repousse osseuse.

Le SBS 60/40® est disponible sous forme de granules de 0,5 à 2 μ m conditionnées en tube ou en seringue à usage unique de 0,5 à 1cc.

2.2.1.2. Les verres bioactifs (148)

Un verre est dit bioactif lorsque, immergé dans le fluide physiologique, il développe à sa surface une couche d'hydroxyapatite cristallisée carbonatée. Cette couche est par sa composition en calcium et phosphore similaire à la phase minérale de l'os. Elle permet ainsi au matériau d'être utilisé comme implant osseux dans un organisme humain. Le premier verre bioactif a été mis au point par L.L. Hench en 1969, il s'agit d'un verre composé de SiO₂, CaO, Na₂O et P₂O₅.

2.2.1.2.1. Les bioverres

2.2.1.2.1.1. Composition structurale et chimique

Les bioverres ont une composition chimique très semblable à celle du tissu osseux dont la composition de base est dans le système : $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5$ ou $\text{SiO}_2\text{-CaO-P}_2\text{O}_5$.

Le verre a une composition pondérale (en %) du type : silice (SiO_2 , à 45%), oxyde de calcium (CaO , à 24,5%), oxyde de sodium (Na_2O , à 24,5%) et anhydre phosphorique (P_2O_5 , à 6%) auxquels on peut ajouter d'autres composants pour obtenir une meilleure stabilité chimique. C'est une composition qui permet de faciliter sa dissolution dans les fluides de l'organisme vivant en accélérant sa résorption. Le faible pourcentage de silice et la présence d'ions sodiums dans le verre permet un échange rapide avec les protons des fluides biologiques et un ph alcalin à l'interface matériau/tissu.

La liaison os/verre bioactif se ferait par l'intermédiaire d'une couche de gel de silice amorphe qui exercerait un effet chimiotactique sur les ostéoblastes.

Lorsque les bioverres sont au contact de tissus vivants, on assiste à une série de réactions physico-chimiques (dissolution, précipitation) à l'interface matériau/tissus osseux qui conduisent à la formation d'une couche phosphocalcique (apatite). Cette couche d'apatite sert de site de minéralisation pour les cellules osseuses et permet au final un lien chimique intime entre le bioverre et les tissus osseux : c'est la bioactivité.

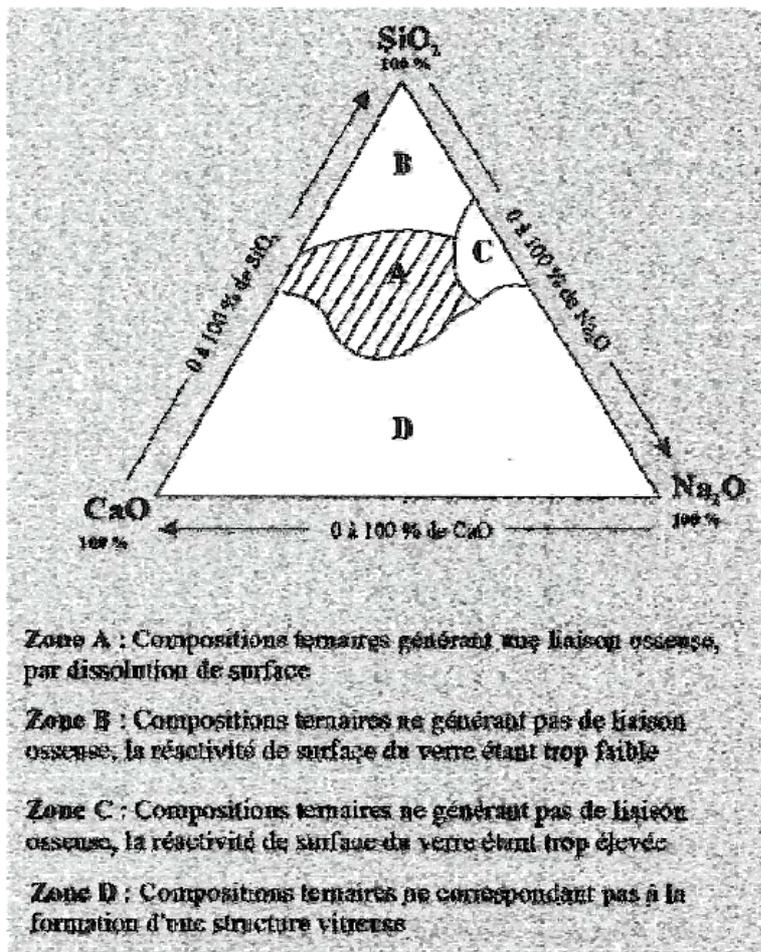


Figure 17:

Diagramme ternaire SiO_2 - CaO - Na_2O montrant l'influence de la composition du bioverre sur sa réactivité de surface (pourcentage en poids). D'après Hench et Wilson (77)

2.2.1.2.1.2. Principe de la bioactivité des bioverres (110, 77, 103)

La bioactivité est due à des réactions de surface du bioverre et des échanges ioniques avec les fluides biologiques. La cinétique de formation de la couche bioactive a été décrite après immersion du bioverre dans une solution physiologique à 37° (pH de 7,8), ne contenant ni calcium ni phosphate.

- **Première étape** : immédiatement après l'incubation, se déroulent des échanges rapides entre les ions K^+ ou Na^+ du bioverre et les ions H^+ de la solution. Cette fuite des ions est rendue possible car les cations ne font pas partie du réseau de matériaux.

- **Deuxième étape** : la réaction précédente produit un environnement alcalin, ce qui entraîne une élimination progressive de la silice en surface dans les 15 premières minutes. La coupure des liaisons Si-O-Si induit la formation de groupes silanol (agent de nucléation). Cette dissolution se déroule en surface (le cœur de matériau est protégé) et est suivie par la condensation et la repolymérisation d'une couche riche en silice.
- **Troisième étape** : formation en surface d'une fine couche riche en calcium et en phosphore, amorphe dans un premier temps et cristallisant dans un second temps sous la forme d'une couche d'apatite.
- **Quatrième étape** : la couche riche en silice augmente en épaisseur jusqu'à une certaine limite déterminée par la composition du verre. Le processus de dissolution cesse, bloqué par la formation de cette couche riche en silice située sous la couche d'apatite superficielle.

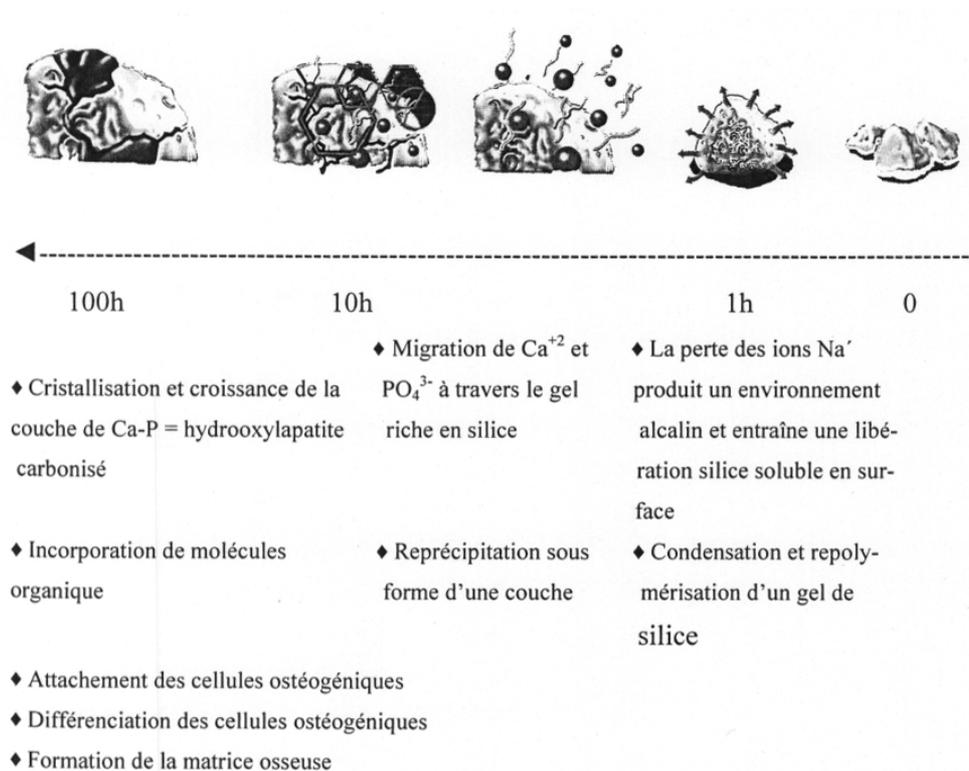


Figure 18: bioactivité des bioverres (110)

L'ensemble de ces deux couches protège l'implant, empêchant sa dissolution plus profonde et assurant sa liaison avec le tissu osseux néoformé. Le temps d'établir la liaison, les mécanismes de liaison, l'épaisseur de la zone de liaison et la résistance mécanique diffèrent selon les matériaux. Cependant, dans tous les cas, la surface forme une couche bioactive qui est une hydroxyapatite carbonatée très proche des apatites osseuses et qui est responsable de la liaison interfaciale.

La cinétique des réactions de surfaces a été décrite par Hench en 1990 et comporte les étapes suivantes : (111)

- Formation de liaisons SiOH
- Polycondensation de $\text{SiOH} + \text{SiOH} = \text{Si-O-Si}$
- Adsorption de $\text{Ca} + \text{PO}_4 + \text{CO}_3 + \text{OH}$ amorphe
- Cristallisation de la couche d'apatite carbonate
- Action des macrophages
- Adsorption des molécules organiques
- Attachement des cellules souches
- Différenciation des cellules souches
- Synthèse de la matrice
- Cristallisation de la matrice

Exposée aux fluides biologiques, une double couche de gel de silicate et de phosphate de calcium se forme à la surface. Les bioverres associent des propriétés hémostatiques à une bonne maniabilité clinique.

Les bioverres ont la capacité de promouvoir l'adsorption et la concentration des protéines, ostéonectine, ostéocalcine, utilisées par les ostéoblastes pour la formation de la matrice extra-cellulaire minéralisée et de contribuer ainsi à l'ostéogénèse en permettant une formation osseuse accélérée (137).

Les qualités mécaniques de la liaison obtenue avec les bioverres, par le biais de la couche d'apatite, ont été évaluées par des tests mécaniques de détachement qui consiste à essayer de séparer l'implant de l'os, en exerçant des forces de tractions. Ces tests réalisés huit semaines après l'implantation provoquent une

fracture non pas au niveau de l'interface, mais au niveau du verre ou de l'os (Hench et Andersson en 1993) (111).

Les bioverres ont de multiples avantages. La macroporosité est contrôlable, étant obtenue par l'utilisation de porogènes. Les blocs étant densifiés par frittage de poudres de bioverres, la microporosité est réglée par le cycle thermique de frittage. Des traitements postérieurs contrôlent également la cristallinité, donc des propriétés mécaniques et la bioactivité des blocs.

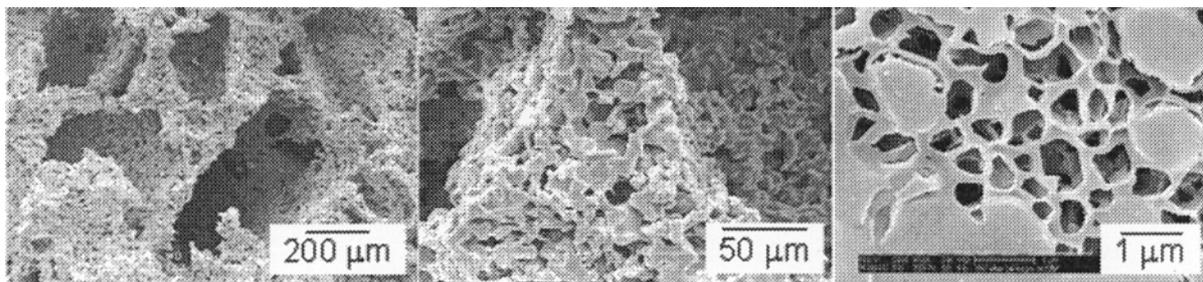


Figure 19: Porosité des blocs en bioverre poreux à différentes échelles : du microscopique (à gauche) au submicroscopique (à droite). (148)

2.2.1.2.1.3. Indications (137)

Les bioverres sont des matériaux de type silicate qui peuvent se lier à des composants tels : Na_2O , CaO , K_2O , P_2O_5 , NaO_2 , ZnO et NiO .

Les bioverres peuvent subir des translocations ioniques, par conséquent ils peuvent échanger des ions ou des groupes moléculaires avec des fluides biologiques (Hench, 1991) (56) et forment alors une couche d'apatite carbonatée inorganique à leur surface (Rehman et al 1998) (108). Cette propriété peut leur permettre d'adhérer directement à l'os par colonisation de la surface du matériau par les cellules ostéogéniques et les fibres de collagène.

Leur faiblesse inhérente limite leur utilisation à des sites non soumis à des charges. Ils sont considérés comme étant hémostatiques et faciles à manipuler (Shapoff et al 1997).

Les bioverres peuvent avoir des applications cliniques, dans leurs formes denses, en tant que matériau de substitution dans des sites non soumis à des charges, comme les augmentations de crêtes (Stanley et al 1997) (120), (Yilmaz et al 1998) (144), et sous forme de granules, dans les traitements des défauts parodontaux comme les défauts infra-osseux et lésions interradiculaires de classe 2 (Anderreg et al 1999) (08), ainsi que des défauts osseux ou comblement alvéolaire : Anagnostou et al 2000 (07).

Des études in vitro ont montré que les bioverres procuraient un environnement favorable à la prolifération et à la fonction des ostéoblastes.

2.2.1.2.1.4. Les formes commerciales

PERIOGLASS®

Le périoglass est un bioverre à surface ostéoactive c'est-à-dire que la surface est capable d'entraîner une liaison chimique physiologique avec les tissus vivants. Il existe sous forme de particules de 90 à 710µm.

Il est composé d'éléments naturellement présents dans l'organisme, entrant dans les processus de régénération osseuse : dioxyde de silicium SiO_2 (45%), oxyde de calcium CaO (24,5%), oxyde de sodium Na_2O (24,5%) et pentoxyde de phosphore P_2O_5 (6%). Ce pourcentage précis confère au Périoglass® une performance particulière en terme de réaction bioverre-os : une liaison chimique quasi immédiate en milieu aqueux.



Figure 20: différents conditionnement du perioglass.(37)

BIOGRAN® (148)

Le verre bioactif Biogran® est un matériau de greffe osseuse synthétique résorbable composé d'un gel de silice au sein d'une coquille de phosphate de calcium. Un procédé de fabrication confère à tous les granules un diamètre de 300 à 350µm (maille de 50 à 45), qui est la plage de dimension optimale pour un matériau de greffe en verre bioactif. Parce que les particules inférieures à 300-350µm se tassent trop densément et peuvent causer une inflammation, tandis que des granules plus grosses peuvent se résorber totalement et laisser dans le site de la greffe des particules de verre n'ayant pas réagi.

Biogran® offre le choix entre deux systèmes de pose : la seringue préremplie de 750mg ou le godet dappen préformé de 500, 700 ou 1500mg. La seringue est particulièrement pratique, elle permet de contrôler le mouillage facilement et avec précision, d'où l'application d'une consistance correcte au site, sans les frustrations d'un mélange trop mouillé ou trop sec : la pose est donc facile et précise.

La distribution uniforme de la taille des particules procure une cohésion optimale facile à gérer cliniquement. Mélangé à du sang ou à du sérum physiologique stérile, Biogran® reste dans la lacune même en présence de saignement.

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.

Biogran® est hémostatique, il aide ainsi à prévenir l'assèchement de l'alvéole car il forme une masse cohésive lorsqu'il est mélangé au sang ou à du sérum

physiologique ; il est également hydrophile et se pose facilement dans le site chirurgical sans flotter hors du site de la lacune, diminuant ainsi la perte du matériau.

2.2.1.2.2. Les vitrocéramiques (137)

2.2.1.2.2.1. Composition structurale et chimique (138)

Les vitrocéramiques sont issues de modifications physico-chimiques des bioverres. La première vitrocéramique utilisée dans le domaine médical porte le nom de Céravital®. En stomatologie et odontologie, une vitrocéramique semi-résorbable est commercialisée sous le nom de Calcigraft®. Elle contient les éléments suivants : SiO₂, MgO, CaO, P₂O₅, B₂O₃ ainsi que d'autres éléments à l'état de traces. Elle offre une biocompatibilité parfaite et une résistance mécanique supérieure à celle de l'os cortical (n°56).

En 1973, Bromer et al réduisaient le contenu en oxydes alcalins de verre de type Bioglass® et précipitaient l'apatite cristalline dans ces verres par un traitement thermique. La vitrocéramique qui en résultait, dénommée Ceravital®, possédait une résistance mécanique assez élevée, de l'ordre de 150MPa au maximum en flexion, mais une bioactivité un peu inférieure au Bioglass®. Les propriétés mécaniques, là encore, n'étaient pas suffisantes pour l'utilisation dans des conditions de mise en charge.

En 1982, Kokubo et al ont préparé un composite similaire par cristallisation d'un verre. Pour cela la β -wollastonite (CaO-SiO₂), qui possède un squelette silicaté, a été choisie comme phase de renforcement des cristaux d'apatite. Le traitement thermique d'une poudre de verre compacte ayant la composition pondérale suivante (en %) : MgO (4,6%), CaO (44,7%), SiO₂ (34%), P₂O₅ (16,2%), CaF₂ (0,5%), donnait un composite dense et homogène, dans lequel 38% d'oxyfluoroapatite et 34% de β -wollastonite sous forme de particules allongées de 50 à 100nm étaient dispersées dans une matrice vitreuse MgO-CaO-SiO₂. La vitrocéramique résultante, appelée A-W, présentait une résistance en flexion d'environ 200MPa à l'air libre, ce qui est

supérieure aux 160MPa de l'os cortical humain, ainsi qu'une assez bonne résistance à la fatigue mécanique en environnement biologique.

Un autre type de vitrocéramique contenant de l'apatite et de la wollastonite a été préparé en 1989 par Berger et al par traitement thermique d'un matériau vitreux de composition différente. Il est dénommé Imaplant® et est utilisé dans le domaine maxillofacial.

En 1983, Höland et al développaient une vitrocéramique bioactive et usinable, nommée Bioverit®, contenant apatite et phlogopite $(\text{Na, K})\text{Mg}_3(\text{AlSiO}_{10})\text{F}_2$. Elle été utilisée comme vertèbre artificielle.

2.2.1.2.2. Principe de la bioactivité des vitrocéramiques (77,01)

Une biovitrocéramique possède une structure et une composition chimique particulière qui lui confèrent des propriétés bioactives avec une matrice vitreuse et des cristaux d'apatite $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ et/ou de wollastonite CaO-SiO_2 , de whitlockite $3\text{CaOP}_2\text{R}_5$, de phlogopite $\text{KMg}_3\text{AlSi}_3\text{O}_{10}\text{F}_2$.

Toutes les biovitrocéramiques contiennent des cristaux d'apatite, qui auront un rôle d'épitaxie dans la liaison avec le tissu osseux, grâce à la formation d'une couche d'apatite à la surface de la vitrocéramique. Cette couche d'apatite est élaborée après implantation osseuse, par le biais d'échanges ioniques entre les fluides biologiques du milieu environnant et la surface du matériau.

Tout comme pour les bioverres, le mécanisme de formation de la couche d'apatite à l'interface a été étudié en observant in vitro le comportement des vitrocéramiques dans un fluide biologique simulé.

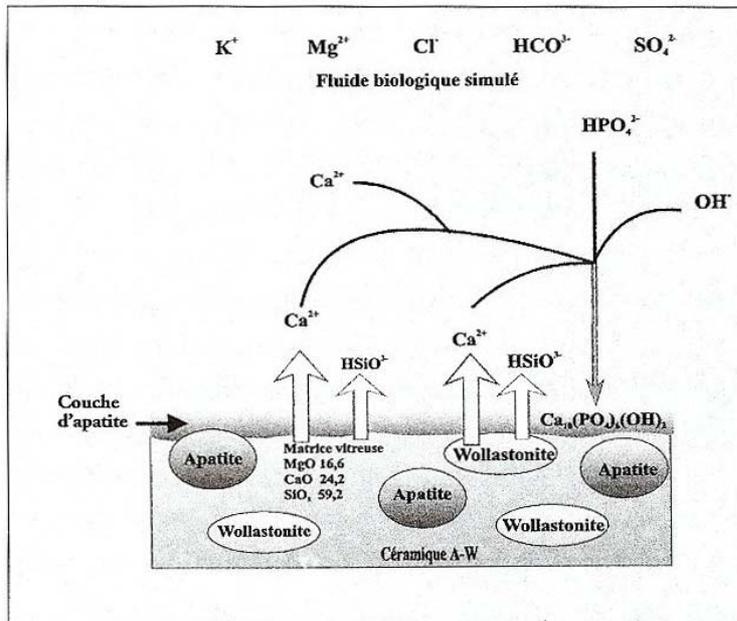


Figure 21:

Mécanisme de formation de la couche d'apatite d'une vitrocéramique apatite-wollastonite (A-W) dans un fluide biologique simulé (d'après Kokubo et al). (77)

Les expérimentations révèlent également des échanges ioniques à la surface du matériau, avec des phénomènes de dissolution de la matrice vitreuse et des cristaux de wollastonite ainsi que de reprécipitation d'ions phosphate et calcium à partir de fluide biologique. Les cristaux d'apatite de la vitrocéramique restent intacts.

Mais à la différence des bioverres, il n'y a pas de formation de couche riche en silice sous-jacente à la couche d'apatite et la résistance mécanique de cette liaison osseuse est très élevée, supérieure à celle obtenue avec les bioverres.

Les qualités mécaniques de la liaison osseuse avec la vitrocéramique A-W ont été évaluées par des tests mécaniques de détachement qui consistent à essayer de séparer l'implant de l'os en exerçant des forces de traction. Ces tests montrent, huit semaines après implantation de la vitrocéramique A-W, une résistance mécanique de cette liaison osseuse très élevée, et provoquent une fracture non pas au niveau de l'interface ou du matériau, mais au niveau de l'os.

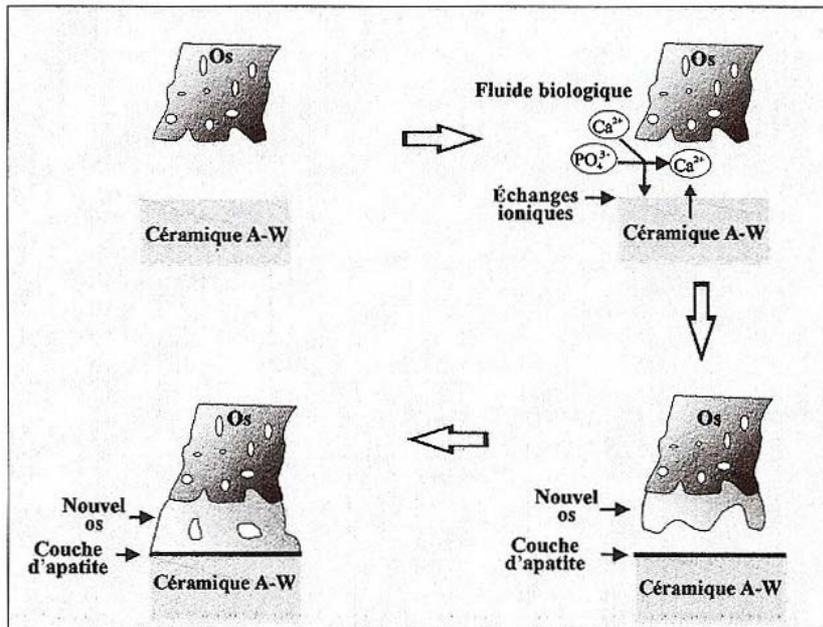


Figure 22: Bioactivité d'une vitrocéramique apatite-wollastonite (A-W) au sein du tissu osseux, avec formation d'une couche d'apatite à l'interface. (77)

2.2.1.2.2.3. Indications (56)

Le comportement bioactif de la vitrocéramique est lié à l'activité ionique ou à la solubilité du matériau. La diffusibilité des ions en surface de l'implant détermine la cinétique de croissance, le type et l'épaisseur de l'os néoformé.

Malgré de nombreuses publications modifiant l'un ou l'autre paramètre de fabrication et malgré la réalisation de couches composites (bioverres-titane-hydroxyapatite...), les applications sont nombreuses : chirurgie maxillofaciale, plastique reconstructrice (os de petite taille, contraintes mécaniques limitées), implants dentaires et matériau de comblement.

2.2.1.2.2.4. Les formes commerciales

Cérovital®, Calcigraft®, Cerabone®

2.2.1.3. Les matériaux injectables (79)

2.2.1.3.1. Composition structurale et chimique

Des substituts osseux injectables ont été proposés afin d'améliorer le comportement biologique et d'élargir la gamme des applications de biomatériaux à base de phosphate de calcium. Des ciments ont été d'abord développés et plusieurs d'entre eux sont déjà disponibles sur le marché ; on les appelle les « ciments hydrauliques phosphocalciques ». Ils sont très intéressants, d'une part par leurs propriétés d'injectabilité et mouillabilité qui facilitent leur utilisation dans les opérations chirurgicales et d'autre part par leur bioactivité qui favorise la reconstitution osseuse.

Les ciments phosphocalciques sont capables de prendre rapidement pour conduire à des matériaux relativement durs, biocompatibles et qui, une fois implantés dans le corps humain, sont remplacés graduellement par du tissu osseux néoformé.

Certaines de ces compositions se transforment au durcissement en hydroxyapatite, c'est pourquoi on les appelle des « ciments hydrauliques apatitiques », qui sont pour l'instant uniquement utilisés en chirurgie orthopédique : Cementek®, BoneSource®...

D'autres formulations de « ciments hydrauliques phosphocalciques » se transforment au durcissement en brushite : un phosphate de calcium plus soluble que l'hydroxyapatite dans le plasma sanguin, c'est pourquoi on les appelle les « ciments hydrauliques brushitiques » : VitalOs®, ChronOs Inject® (pour l'instant les seuls utilisés en odontologie).

Les ciments phosphocalciques sont composés d'un mélange entre une solution aqueuse et un ou plusieurs phosphates de calcium. Après mélange des deux phases, les phosphates de calcium se dissolvent et précipitent sous forme de composés phosphocalciques moins solubles : hydroxyapatite ou brushite. Pendant cette précipitation, les nouveaux cristaux de phosphates de calcium formés s'enchevêtrent et grossissent, lui conférant progressivement rigidité et stabilité

mécanique. Ce phénomène est associé à la prise du ciment. Les propriétés mécaniques maximales sont atteintes après la prise du ciment (Flautre et al, 1999). (46)

2.2.1.3.2. Propriétés et comportement biologique

En général, les pâtes de ciments hydrauliques phosphocalciques ne peuvent être travaillées que quelques minutes après leur préparation. Il est important de les laisser reposer jusqu'au durcissement final qui peut prendre entre 20 minutes et quelques heures. Le phénomène de durcissement a lieu pratiquement sans échauffement. Après durcissement, les ciments hydrauliques phosphocalciques présentent une résistance mécanique en compression proche de celle de l'os spongieux (5 à 20 MPa).

Des observations histologiques réalisées sur divers modèles animaux montrent que la résorption des ciments hydrauliques phosphocalciques est un processus cellulaire impliquant l'intervention de macrophages et d'ostéoclastes, suivie de l'apposition de tissu osseux selon un processus très proche du remodelage osseux. (46,140) (Theiss et al, 2005).

Les ciments hydrauliques apatitiques ont un délai de résorption très long : 6 à 18 mois ; ce sont les moins solubles des ciments hydrauliques phosphocalciques dans les liquides physiologiques. Par contre, la résorption d'implants en ciments hydrauliques brushitiques est plus rapide : le remplacement complet par de l'os nouveau a été observé en moins de 7 mois après implantation chez le chien (Cuisinier et al, 2004) (31) et en moins de 4 mois chez le lapin (Flautre et al, 2003) (46).

2.2.1.3.3. Indications

A l'exception du VitalOs®, les ciments hydrauliques phosphocalciques actuellement sur le marché sont dédiés à la reconstruction et l'augmentation osseuse en chirurgie orthopédique, traumatologie et chirurgie crânio-faciale. Toutefois, les

notices des fabricants mentionnent souvent la possibilité de leur utilisation en chirurgie dentaire, sans fonder cette revendication sur des expérimentations cliniques spécifiques.

Les caractéristiques d'utilisation et les performances des ciments hydrauliques phosphocalciques en font une nouvelle famille de matériaux très prometteurs pour la reconstitution osseuse. Ces ciments peuvent être préparés sous forme injectable, c'est le cas de VitalOs®, ce qui permet de les implanter par des techniques mini-invasives.

Ces matériaux peuvent être injectés directement dans le défaut osseux afin de le combler. Le durcissement de la pâte injectée est obtenu par hydrolyse ou par cristallisation d'un sel acide et d'un sel basique. (03)

Des études précliniques visant à explorer la biofonctionnalité d'un tel composé chez l'animal ont été réalisées avec succès pour des indications orthopédiques et parodontales dans le traitement des lésions intra-osseuses (Bodic et al 2002, Gauthier et al 1999) (51). La colonisation osseuse observée avec l'IBS est supérieure à celle obtenue grâce aux céramiques phosphocalciques macroporeuses et aux ciments osseux phosphocalciques (Gauthier et al 2001) (52). Ce matériau peut également être utilisé pour le comblement d'alvéole post-extractionnelle.

2.2.1.3.4. Les formes commerciales

Récemment est apparu un nouveau produit, substitut osseux injectable (IBS), consistant en une suspension de granules de phosphate de calcium biphasé (charges minérales) dans un polymère cellulosique en solution (vecteur polymère :hydroxypropylméthylcellulose). Le produit composite obtenu fournit un biomatériau prêt à l'emploi, stérile et injectable, dont l'injectabilité et la rhéologie peuvent être adaptées en changeant la granulométrie de la phase minérale. De tels produits ont déjà prouvé qu'ils pouvaient conduire à une substitution osseuse plus étendue et plus précoce que des implants phosphocalciques microporeux.

VITALOS®

VitalOs® est composé de deux pâtes de phosphate de calcium conditionnées dans une double seringue, qui se transforme en brushite durant son durcissement.

Le VitalOs® durcit en quelques minutes après injection et acquiert une résistance mécanique équivalente à celle de l'os spongieux.



Figure 23: conditionnement du Vitalos®(94)

Ces avantages :

- gain de temps : VitalOs® est prêt à l'emploi, il ne nécessite pas de temps de mélange,
- simplicité d'utilisation : prêt à être injecté,
- sécurité : l'injection directe réduit les risques de contamination,
- coût réduit : aucun besoin de membrane supplémentaire pour maintenir le matériau.

Certaines formulations capables de vectoriser des substances médicamenteuses pourraient trouver une utilisation dans certains traitements. On peut également envisager d'utiliser les ciments hydrauliques phosphocalciques pour la reconstruction de la crête alvéolaire, voire pour le scellement précoce des implants.

2.2.1.4. Les polymères (138)

Les polymères se caractérisent par une structure chimique macromoléculaire. Les molécules qui les composent sont des molécules géantes constituées par la répétition et l'enchaînement d'éléments de base. Ces motifs de base sont appelés monomères. La succession de ces monomères crée de longues chaînes qui se lient entre elles par des liaisons faibles de type forces de Van der Waals ou de type liaison hydrogène ; des phénomènes de réticulation sont aussi possibles.

Cette nature macromoléculaire conditionne les propriétés originales des polymères, propriétés qui sont absentes dans les petites molécules. Elle permet, en particulier, d'adapter assez facilement les polymères à de très nombreuses situations : les implants peuvent adopter des formes très diverses allant du bloc au fil, les textures présentent des porosités variables, le degré et la vitesse de résorption sont modifiables... Les avantages de tels matériaux non biologiques résident dans la possibilité de contrôler des aspects de leur trame, dans l'absence de risque immunologique et dans leur excellente biocompatibilité. On distingue deux catégories de polymères en fonction de leur résorption éventuelle dans l'organisme :

- Les polymères non résorbables :

Ce sont les résines acryliques, largement utilisées en prothèse dentaire et en orthopédie, mais celles-ci n'ont pas d'applications directes dans le domaine de la reconstruction osseuse. Cependant, il faut citer un matériau à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) et hydroxyéthylmétacrylate (HEMA) qui est un composite contenant aussi de l'hydroxyde de calcium. La biocompatibilité du PMMA a été démontrée par des études in vitro qui ont prouvé que des fibroblastes pouvaient rapidement se fixer à lui (Kamen, 1989) (68).

- Les polymères résorbables

Contrairement aux polymères biostables, les polymères résorbables sont destinés à interagir avec l'organisme de façon temporaire. Leur intérêt thérapeutique est de participer aux mécanismes de réparation et de disparaître progressivement.

L'exemple le plus courant est donné par les fils de suture synthétiques résorbables comme le Vicryl®, copolymère d'acide lactique et d'acide polyglycolique.

Dans les techniques d'apport osseux limité, les copolymères d'acides lactique et glycolique sont utilisés. Le matériau se résorbe au fur et à mesure de la néogénèse osseuse. La vitesse de résorption peut être modifiée par des changements dans la formule chimique. Ce sont des matériaux thermoplastiques faciles à modeler, à découper ou à meuler pour les adapter au site receveur. Ils peuvent participer à l'élaboration de matériau composite quand ils sont « chargés » par d'autres éléments.

2.2.1.4.1. Composition structurale et chimique (19)

Il existe deux sortes de polymères utilisés en tant que matériaux de substitution osseuse : le polymère PMMA, non résorbable et les polyesters aliphatiques, résorbables.

- Le HTR polymer

C'est un matériau synthétique dont le noyau est fait de méthacrylate de polyméthyle (PMMA) et la surface est recouverte de méthacrylate de polyhydroxyéthyle (PHEMA), ce qui donne une résine composite. Les perles de PMMA de 550 à 880µm de diamètre sont intégrées dans PHEMA et recouvertes d'hydroxyde de calcium, ce qui lui permet de se lier à l'os.

Ce matériau non résorbable est microporeux : de 150 à 350µm entre les pores et 200µm à l'intérieur. Il est biocompatible (Kamen, 1989) (68) et des aspects de sa trame peuvent être contrôlés. Il est également hydrophile et peut donc être utilisé en présence de sang et de salive ou en association avec des antibiotiques.

- Les polyesters aliphatiques

Ils sont composés principalement des polymères d'acides polylactiques et glycoliques dont les configurations peuvent être diverses et multiples. Ce sont des

matériaux biocompatibles, résorbables et leur biodégradation dépend de leur synthèse.

2.2.1.4.2. Indications (19,07)

Le htr polymer est utilisé dans le comblement des lésions de furcation de classe 2 où il a été observé un gain osseux significatif (Yukna en 1990 et 1994) (146, 147) et dans les défauts infra-osseux.

Les polyesters aliphatiques sont essentiellement utilisés comme membranes résorbables pour la régénération tissulaire guidée (Cafesse et al, 1994) (20). En effet, il ne semble pas intéressant de les utiliser en tant que matériaux de comblement, car ils ne sont pas adaptés à l'ostéoconduction. Boyan et al, les décrivent comme des polymères libérateurs de BMP et/ou de cellules ostéogéniques (Meikle et coll, 1993) ou encore comme liens pour d'autres matériaux (Knishita et coll, 1993 ; Schmitz et Hollinger 1986).

2.2.1.4.3. Les formes commerciales

HTR® (hard tissue replacement) (84)

Le HTR® est un matériau composite constitué principalement par l'association de deux polymères, le polyméthylméthacrylate et l'hydroxyéthylmétacrylate. C'est une combinaison unique de polymères biocompatibles constituant une matrice microporeuse, non-résorbable, radio-opaque qui favorise une nouvelle croissance osseuse à l'intérieur et autour de cette structure.

Ce copolymère a été conçu pour créer un environnement favorable à une meilleure reconstitution osseuse en chirurgie parodontale. Le HTR est : biocompatible, moulable, hydrophile, microporeux, solide, greffable, il possède un poids spécifique bas et une charge électrique négative.

Il se présente conditionné sous deux formes : des billes d'un diamètre variable ou des blocs prémoulés. Chaque bille contient quatre composants, la charpente étant constituée de polyméthylméthacrylate, et d'hydroxyéthylméthacrylate. A la surface, on retrouve une couche de carbonate de calcium, qui peut être discontinue (en plaque), et du sulfate de baryum pour la radio-opacité du matériau. Les blocs de matériau sont réalisés par agglutination de billes, les billes ayant un diamètre variable de 700 à 900 μ m pour une moyenne de 820 μ m. 25% d'entre elles contiennent dans leur propre structure un pore d'un diamètre de 200 à 250 μ m véritable « chambre intérieure ». La couche superficielle de PHEMA fusionne avec celle de la bille voisine, produisant un bloc d'une porosité de 150 à 300 μ m.

La surface du HTR® présente une charge électrique négative de -10mV.

Les blocs de HTR® sont capables par leur pouvoir hydrophile, d'absorber 20 à 30% de leur poids en eau.

La structure et les propriétés du matériau subissent des modifications importantes à l'élévation de température. La stérilisation à chaud est impossible.

Le HTR® n'est pas résorbable et est ostéoconducteur à long terme.

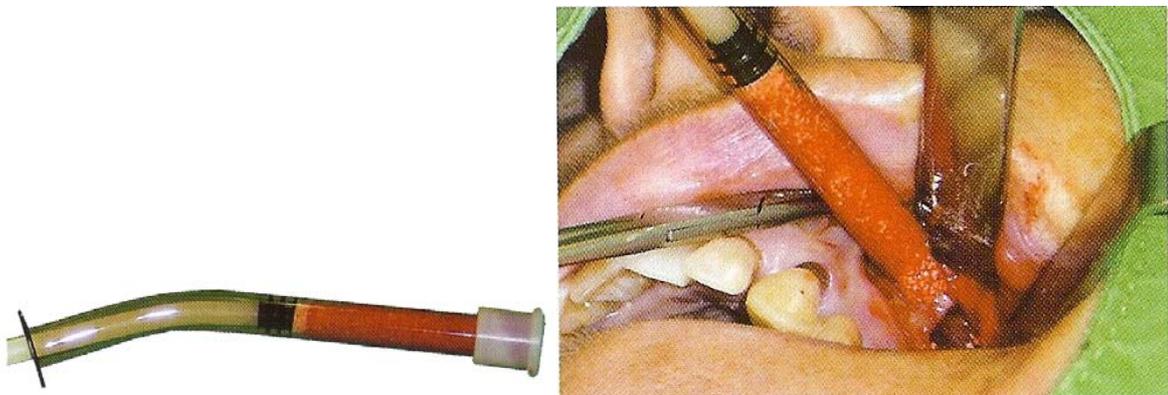


Figure 24: Application de β TCP-HTR dans le sinus maxillaire (49)

2.2.1.5. Les matériaux composites (138)

Les « matériaux composites » vont regrouper différentes associations de matériaux :

- association de tissu naturel et de biomatériaux synthétiques

En dehors des mélanges extemporanés de tissus vivant, comme l'os autogène, avec des biomatériaux, le collagène est probablement le tissu le plus employé pour ce genre d'association. Un grand nombre de spécialités commercialisées utilisent le collagène comme par exemple la Biostite® (collagène + glycosaminoglycanes + Bioapatite®), ou les éponges Cérapatite-Collagène® (collagène + hydroxyapatite) et Calcirésorb-Collagène® (collagène + phosphate tricalcique). Un autre type de biomatériau particulier est l'interpore®. Celui-ci est obtenu par un procédé de fabrication qui préserve la structure alvéolaire du corail tandis qu'une réaction hydrothermique modifie la nature chimique du corail. Le carbonate de calcium du squelette corallien est transformé en hydroxyapatite.

- association de différents matériaux synthétiques :

Association de phosphates de calcium.

Dans ce type d'association nous retrouvons des matériaux contenant à la fois de l'hydroxyapatite et du phosphate tricalcique comme la Triosite® (60% HA + 40% TCP).

- association à base de collagène

Une large gamme de produits allie le collagène à l'HA ou au TCP. Nous pouvons citer parmi eux, les Cérapatite-Collagène®, l'Alveoform® et la Biostite® pour ceux qui font appel à l'HA. Le Calcirésorb-Collagène® qui lui contient du TCP.

- association à base de polymères

Les polymères résorbables servent aussi de support aux phosphates de calcium quand ils sont « chargés » par des particules d'HA ou de TCP.

Parmi les polymères non résorbables, deux types de produits sont proposés : une association à base de PMMA et HEMA avec l'hydroxyde de calcium (HTR®) et des associations à base de PTFE (Proplast®). Le polymère HTR® dans sa forme de granules se présente sous la forme d'une coque sphérique formée de HEMA poreux enduit de PMMA et de Ca(OH)_2 . Il est rendu radioopaque par le sulfate de baryum. La gamme des Proplasts® associe le PTFE au carbone ou à l'oxyde d'aluminium ou à l'hydroxyapatite. Ces composés donnent des blocs préformés pour la chirurgie maxillo-faciale.

2.3. Réponse biologique à l'implantation des matériaux de substitution osseuse à l'interface os/biomatériaux.

2.3.1. Les différents événements biologiques.

2.3.1.1. Hémorragie et inflammation (01)

Les premières phases qui suivent l'implantation d'un matériau dans un site osseux sont l'hémorragie et l'inflammation.

Une réaction inflammatoire se développe avec vasodilatation et exsudat de plasma et de leucocytes. Des cellules inflammatoires, telles que des macrophages, font leur apparition et vont contribuer à phagocyter les débris cellulaires et tissulaires. Ces événements se déroulent dans les 4 heures qui suivent l'intervention et, dans la mesure où les règles d'asepsie ont été respectées, cette phase inflammatoire s'atténuera rapidement.

L'hémorragie causée par l'implantation d'un biomatériau résulte dans la formation d'un caillot sanguin ou hématome qui au bout de quelques jours est remplacé par le caillot de fibrine.

Le caillot persiste de quelques jours à deux semaines et plus, selon sa taille. En plus du caillot deux autres mécanismes participent à l'hémostase :

- Une vasoconstriction transitoire à l'extrémité des vaisseaux lésés ;
- La rétraction du caillot qui condense les bouchons hémostatiques.

Le caillot sanguin peut être considéré comme le premier stade de la réparation osseuse, car il contient des plaquettes sanguines et d'autres éléments cellulaires qui synthétisent des facteurs de croissance qui exercent un effet chémoattractif à la fois sur les cellules endothéliales et les cellules progénitrices (Sautier et al, 1995) (112).

Ces événements précoces peuvent être d'une importance considérable dans la cicatrisation lors de l'implantation du matériau pour trois raisons :

- 1- Les composants biologiques initiaux qui interagissent avec le matériau implanté sont des protéines et autres macromolécules, plutôt que des cellules. Les cellules viennent secondairement s'attacher sur la surface du biomatériau recouverte d'une couche de protéines adsorbées.
- 2- Des facteurs de croissance libérés par les plaquettes comme le PDGF (Platelet Derived Growth Factor), le TGF β (Transforming Growth Factor β) présents dans le caillot, sont mitogènes pour les fibroblastes et les cellules osseuses.

Des glycoprotéines comme la fibronectine et la thrombospondine, présentes précocement dans le caillot, ont des propriétés adhésives, chémotactiques et mitogènes pour les fibroblastes et les autres cellules.

De même, les cellules inflammatoires qui sécrètent des cytokines comme les Interleukines (IL-1 et IL-2) pourraient également jouer un rôle important dans les premières phases de la régénération osseuse.

3- La présence du matériau implanté a un effet sur la réaction des cellules sanguines. La rugosité du substrat, par exemple peut influencer l'activation des plaquettes ou l'agglomération des globules rouges

La cessation de la circulation cause une ischémie locale et une nécrose. La diapédèse de leucocytes, puis l'arrivée de macrophages vont contribuer à « nettoyer » le site cicatriciel.

La formation d'un tissu de granulation a lieu trois semaines après. Le biomatériau, lorsqu'il est poreux, est rapidement envahi par un tissu de granulation, suivie d'une néovascularisation ou néoangiogénèse (Sautier, 2003) (110).

2.3.1.2. Néoangiogénèse

La deuxième phase est marquée par l'apparition d'une nouvelle vascularisation ou néoangiogénèse au niveau du site cicatriciel.

L'angiogénèse débute par un bourgeonnement d'un capillaire à partir d'un vaisseau préexistant.

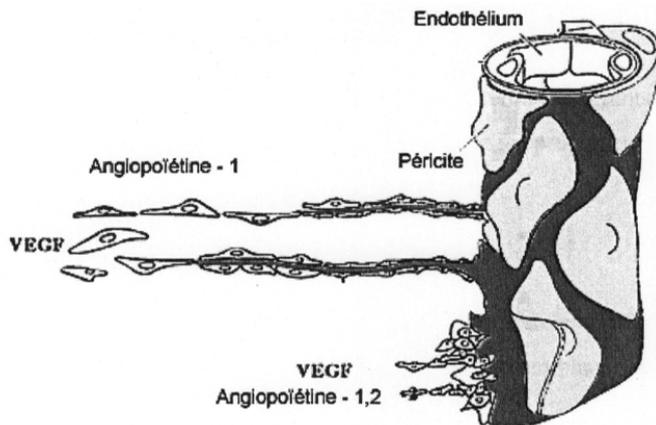


Figure 25:

Angiogenèse : croissance de vaisseaux sanguins à travers la prolifération et la migration de cellules endothéliales à partir d'un vaisseau sanguin préexistant. Les péricytes associés aux vaisseaux sanguins ont des potentialités ostéogéniques. (110)

Les cellules endothéliales sont activées par des facteurs angiogéniques, dont une vingtaine ont été identifiés à ce jour :

- Le Vascular Endothelial Growth Factor (VEGF) et les Angiopoïétines 1 et 2 ;
Ils semblent jouer un rôle clé en stimulant la migration et la prolifération des cellules endothéliales. L'angiopoïétine-2 serait associée au bourgeonnement précoce des nouveaux vaisseaux en contribuant au relâchement des interactions entre les cellules endothéliales.

L'angiopoïétine-1 stabilise ensuite les interactions entre les cellules endothéliales et la matrice extracellulaire.

Le VEGF est un facteur important non seulement pour la vascularisation de l'os néoformé, mais aussi dans la différenciation des ostéoblastes et ostéoclastes (Sautier, 2003) (80 et 65").

- Le Fibroblast Growth Factor (FGF) ;
- Les Transforming Growth Factors (TGF- α et TGF- β);
- Et autres

Le TGF- β est extrêmement actif par son effet chimotactique sur les macrophages qui sécrètent ensuite des facteurs angiogéniques.

En même temps le TGF- β joue un rôle principal pendant la résolution de la phase d'angiogénèse, car il inhibe la prolifération et la migration des cellules endothéliales et des cellules des muscles lisses et promouvoit la différenciation des cellules musculaires des parois des vaisseaux (Diss et al, 2002) (39).

La prolifération de bourgeons vasculaires est soumise à la morphologie tridimensionnelle du matériau, en terme de volume à coloniser comme de « perméabilité ».

La granulométrie et la porosité du matériau sont donc des facteurs importants à considérer.

Les nouveaux capillaires et le tissu de granulation contiennent les précurseurs des ostéoblastes et des ostéoclastes.

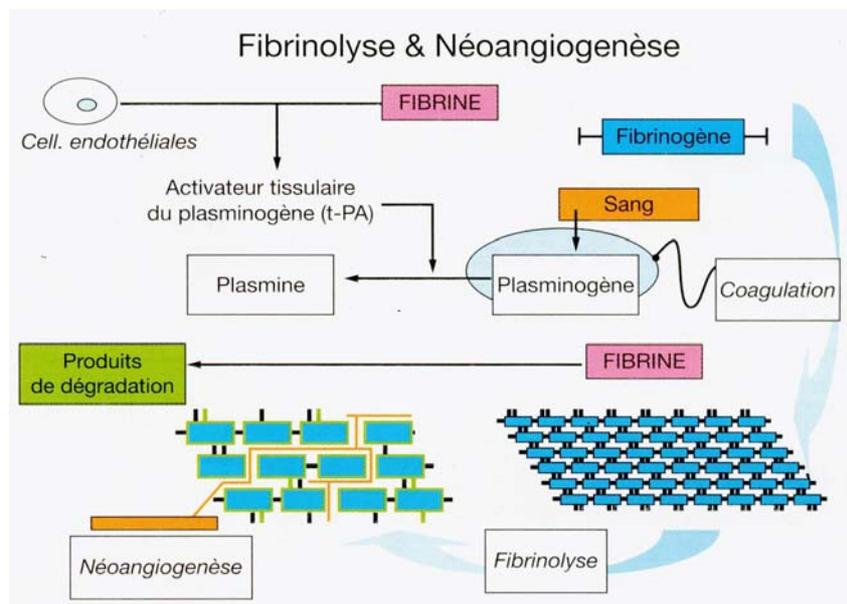


Figure 26:
Cicatrisation :
dégradation de la fibrine
et néoangiogénèse (88)

2.3.1.3. Ostéogénèse et remodelage osseux

Le biomatériau implanté doit ensuite subir une résorption pour que les procédés cellulaires impliqués dans la formation osseuse se mettent en place, afin de remplacer le matériau par de l'os néoformé.

En fonction de la revascularisation établie au sein du matériau, ces surfaces vont être soumises à une résorption ostéoclasique, et une néoformation osseuse va se produire au contact du matériau. Ce remplacement va ensuite continuer dans le temps de façon lente et progressive, au fur et à mesure du remaniement et peut rester partiel.

Les matériaux synthétiques sont ostéoconducteurs, ils permettent ainsi une formation osseuse à leur surface, ils se comportent donc comme un échafaudage pour la migration cellulaire, l'angiogénèse et la mise en place d'une matrice transitoire. Leur résorption et leur remplacement par l'os néoformé sont dus à un processus de remodelage osseux (Colombier et al, 2005) (28).

Donc au cours de la réparation osseuse, plusieurs sources de cellules ostéogéniques (du périoste, de l'espace médullaire, des péricytes, des cellules endothéliales) peuvent être recrutées par les facteurs de croissance et participer à l'ostéogénèse.

Les précurseurs ostéoblastiques se différencient en ostéoblastes matures, sous l'influence du milieu, et colonisent la surface après disparition des macrophages. Ils produisent un nouvel os, à partir du 6^{ème} jour. L'os obtenu est un os immature : os fibrillaire, aussi appelé tissu osseux primaire, sans organisation de la trame collagénique.

Dans le cas des matériaux résorbables, la résorption des matériaux implantés ne doit pas être trop rapide pour permettre une colonisation des macropores par les cellules mésenchymateuses, plus ou moins différenciées qui permettent l'apposition osseuse.

Par exemple, l'hydroxyapatite est très peu soluble et son taux de dégradation est très bas in vivo, mais varie en fonction du pH. Le phosphate β tricalcique est beaucoup plus soluble et présente une dégradation in vivo importante (Mainard et al, 2003) (79).

Par la suite l'os nouvellement formé est résorbé par les ostéoclastes présents et actifs, le remodelage osseux débute. Cette phase dure entre 3 et 5 ans.

L'os fibrillaire se transforme en os lamellaire, encore appelé tissu osseux secondaire ou os cortical de type haversien, qui est constitué par la juxtaposition d'unités osseuses élémentaires, les ostéons.

Ce processus identique au remodelage de l'os normal, est lié à l'apparition de contraintes mécaniques car les ostéons se disposent selon le grand axe de l'os. A la fin de cette phase, la cicatrisation osseuse est terminée (Monnet-Corti et al, 2005) (89).

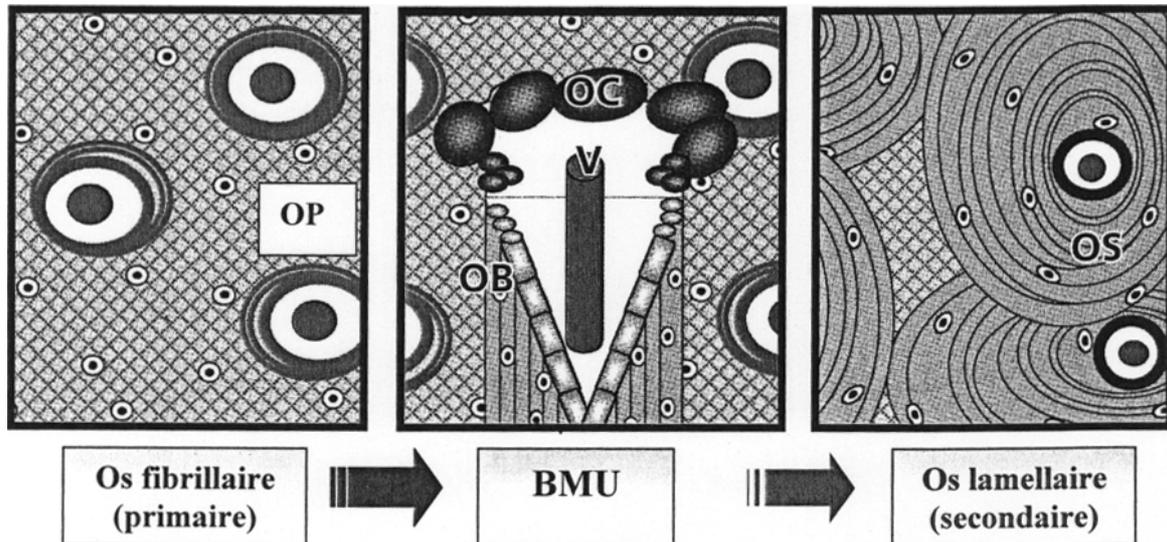


Figure 27: Schéma de transition entre l'os fibrillaire (ou primaire) et l'os lamellaire (ou secondaire); OP (ostéons primaires), OS (ostéons secondaires), OB (ostéoblastes), OC (ostéoclastes), V (vaisseaux sanguins). (73)

Le processus de transformation de l'os fibrillaire, contenant les ostéons primaires (OP), en os lamellaire fait intervenir les Unités de remodelage ou Bone Multicellular Units (BMUs).

Les BMU contiennent les ostéoclastes (OC), les structures vasculaires (V) et les ostéoblastes (OB). Les ostéoblastes des BMU produisent un tissu ayant une orientation concentrique autour des vaisseaux ; on retrouve donc les ostéons secondaires (OS) à l'intérieur de l'os lamellaire ainsi formé. (Lang et al, 2003) (73).

Ces événements se propagent dans le matériau, lorsque celui-ci est ostéoconducteur, et finissent par intéresser tout son volume.

Pour conclure, l'intégration d'un greffon est dépendante des mécanismes initiaux de cicatrisation essentiellement issus du site receveur.

Comme nous l'avions vu précédemment, la résorption du matériau est fonction de différents paramètres intrinsèques : la taille des particules (granulométrie), leur porosité et le volume implanté. 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 plusieurs mois voire plusieurs années après leur mise en place.

A la lumière des données récentes sur la biologie osseuse un schéma a été proposé, récapitulant les séquences d'intégrations biologiques d'un biomatériau implanté en site osseux.

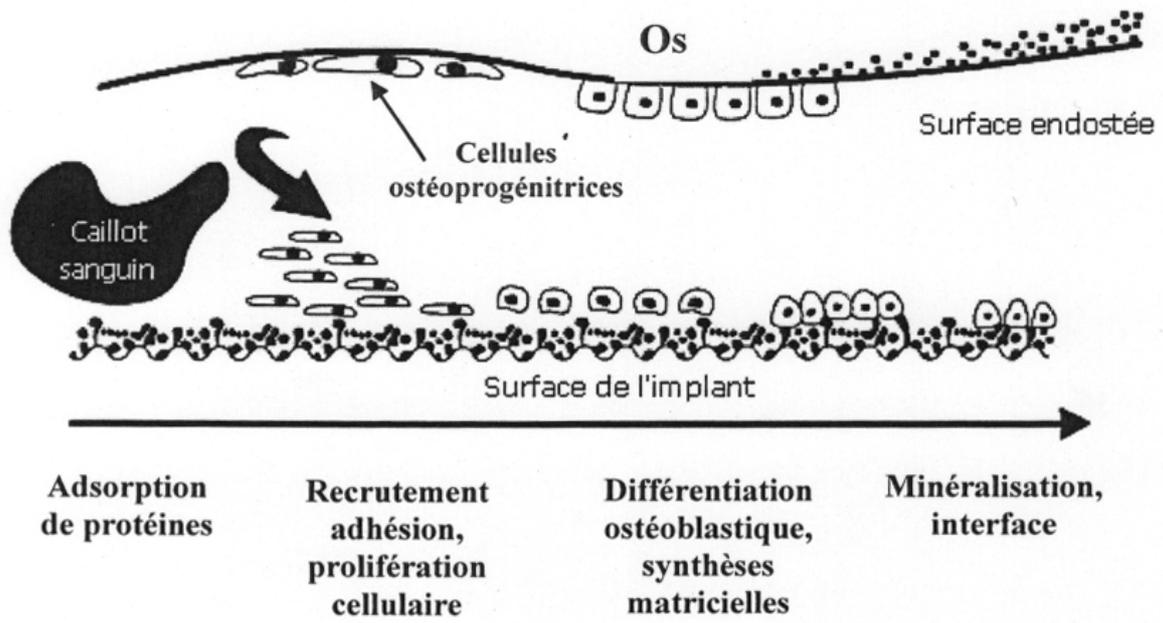


Figure 28: Evènements précoces de la réponse osseuse à une implantation (110).

3. UTILISATION DES DIFFERENTS MATERIAUX SYNTHETIQUES

3.1. Les différentes possibilités d'utilisation

Les différents matériaux alloplastiques peuvent être utilisés seuls dans de nombreuses indications telles que les comblements de poches infraosseuses et les atteintes de furcations en parodontie, comblement osseux suite à l'énucléation de lésions kystiques ou péri-implantaires mais également lors de comblement osseux en vue d'aménagement pré-implantaire (augmentation de crête, élévation du plancher sinusien ou encore lors de comblement alvéolaire après extraction).

Ils sont également utilisés en association avec de l'os autogène lorsque celui-ci est en quantité insuffisante. Enfin ils peuvent être associés à différents produits : d'autres produits synthétiques, des facteurs de croissance, de la moelle, ou encore des membranes.

Une étude clinique a été réalisée par Princ G. et al (2006) (105) dans le but de donner des résultats à trois ans de divers comblements osseux (comblement de cavités osseuses, comblement de poches parodontales, élévation sinusienne et autres). La seule étude probante à 3 ans concerne les élévations sinusiennes pour lesquelles le prélèvement d'un échantillon destiné à l'analyse est possible à 6 mois lors de la mise en place des implants. L'étude regroupe 10 patients qui ont subi une élévation sinusienne à l'aide d'un mélange par moitié de β TCP (Cérasorb®) et d'os autogène (d'origine extra ou intra oral). 34 implants ont été mis en place, un seul a été déposé au moment de la chirurgie de mise en fonction car il n'était pas ostéo-intégré. Les résultats cliniques et radiographiques montrent que tous les autres implants sont cliniquement stables, et les contrôles radiographiques ne montrent aucune perte osseuse quantifiable.

D'autres études montrent que l'utilisation d'un tel matériau pour des comblements partiels du sinus donne de bons résultats. Récemment, Szabo et al (2001) (126) ont réalisé des comblements sinusiens sur 4 patients édentés avec d'un côté du Cérasorb® (β TCP) et de l'autre de l'os autogène (iliaque). Des comparaisons radiologiques (panoramique et scanner), histologiques et histomorphométriques ont été réalisées et montrent que la formation osseuse est la même pour chacun des côtés étudiés. Suba et al (2004) (123) montrent sur le chien qu'en combinant le β TCP avec du PRF (Platelet Rich Plasma), la cicatrisation est plus rapide et plus complète.

Les auteurs de l'étude ont conclu à des résultats encourageants à court terme, le β TCP utilisé comme matériau de substitution osseuse montre, à moyen terme, une bonne stabilité des résultats. En particulier, la reconstruction osseuse à l'intérieur des porosités du matériau apporte la preuve qu'une colonisation par de l'os est possible, colonisation qui devrait se développer avec le temps, ce que des travaux ultérieurs devront prouver.

Froum et al en 2008 (48), ont mené une étude pilote en aveugle dans le but de comparer l'efficacité du BCP et du Bio-Oss®(ou ABBM qui est un substitut osseux fabriqué à partir d'os minéral bovin) en terme de formation d'os vital après un comblement sinusien. Ils placent chez douze patients, les deux matériaux : le BCP est placé dans un compartiment sous sinusien et l'ABBM est placé dans le compartiment sous sinusien controlatéral. Six à huit mois après la greffe, au cours de la pose d'implant un prélèvement est réalisé dans les secteurs greffés puis analysé. Des prélèvements bilatéraux sont obtenus chez neuf patients.

L'analyse histomorphométrique de 10 biopsies BCP et 11 biopsies ABBM révèle un contenu moyen d'os vital de respectivement 28,35 et 22,27%. Les pourcentages moyens de particules résiduelles de greffons sont respectivement de 28,4 et 26%. Les formations d'os vital ne sont pas statistiquement significatives entre les sinus bilatéraux traités avec le BCP et ceux traités avec l'ABBM. Histologiquement les deux matériaux apparaissent ostéoconducteurs et servent de support à une néoformation osseuse. Cependant d'autres études sont nécessaires

pour confirmer la capacité de cet os régénéré à assurer le maintien d'implants dentaires dans le temps.

Lee et al ont réalisé une étude en 2007 (75) qui avait pour objectif d'évaluer les aspects cliniques et histologiques de la formation osseuse dans le comblement sinusien utilisant comme matériau le MBCP (mélange d'hydroxyapatite et de β TCP). 52 patients ont participé à l'étude, ils ont été divisés en 3 groupes selon le matériau utilisé pour le comblement du sinus. 1^{er} groupe : augmentation avec le MBCP seul, 2^{ème} groupe : augmentation avec MBCP et de « l'os irradié » (irradiated cancellous bone) et le 3^{ème} groupe : augmentation avec MBCP et de l'os autologue intraoral. Les implants sont posés 6 à 7 mois plus tard et des biopsies sont réalisées. Ils ont alors constaté que 4 à 10 mois après le comblement, un nouvel os vital entourait les particules de MBCP, et que 98,46% des implants étaient en fonction. Ils conclurent que le MBCP pouvait être utilisé comme matériau de comblement dans les élévations sinusiennes qu'il soit combiné ou non à un autre matériau, et amène à un pronostic positif, favorable pour la pose d'implant dans la région maxillaire postérieure lorsque la hauteur osseuse est insuffisante.

3.2. Aménagement des sites préimplantaires

3.2.1. Diagnostic préimplantaire et décision thérapeutique

(36, 109, 115)

De nos jours les différents types d'édentements peuvent être traités en utilisant des implants dentaires. Les différentes alternatives thérapeutiques doivent être exposées au patient. L'option implantaire peut être retenue si le bénéfice à long terme pour le patient est supérieur à toute autre thérapeutique. L'analyse des conditions locales, générales et psychologiques permet de déterminer l'indication implantaire.

L'état médical général du patient, ses antécédents odonto-stomatologiques, son profil psychologique et sa demande prothétique sont évalués au cours de la première consultation. Les besoins du patient et les possibilités implantaires sont ensuite envisagés. (36)

Le but de l'examen préimplantaire est de détecter prématurément les contre-indications relatives ou absolues avant même de faire le plan de traitement. Il ne sert à rien de prescrire d'emblée un scanner si le patient ne peut pas ouvrir la bouche de plus de deux doigts.

La première « check-list » est utilisée lors du premier examen clinique afin de déterminer si le patient est un bon candidat pour un traitement implantaire. Le plan de traitement définitif incluant le nombre d'implants, leurs dimensions ainsi que leur position est confirmé après le bilan radiologique définitif (109).

3.2.1.1. Bilan médical général

Le questionnaire médical (cardio-vasculaire, respiratoire, gastro-intestinal, nerveux, endocrinien, rénal et dermatologique) permet d'évaluer l'état général du patient et de préciser si le patient est en bonne santé ou s'il est un patient à risque.

La connaissance du mode de vie est également très importante. Les patients fumeurs et/ou alcooliques peuvent présenter des problèmes de cicatrisation. En présence d'une intoxication importante, les implants peuvent être contre-indiqués.

Un bilan sanguin préopératoire est parfois recommandé : numération-formule sanguine, vitesse de sédimentation, glycémie à jeun, bilan de coagulation, créatinémie. Un examen cardio-vasculaire et un électrocardiogramme sont conseillés chez les sujets de plus de 45ans (36).

3.2.1.2. Profil psychologique du patient et motivation

Les traitements implantaires sont aujourd'hui connus par la plupart des patients. L'information est généralement véhiculée par la presse grand public ou par un bouche-à-oreille peu objectif. Trop souvent encore les implants sont assimilés à un traitement miracle. De ce fait certains patients mal informés peuvent être déçus par le résultat global de leur restauration implantoportée. Il est très important de détecter les patients ayant des demandes esthétiques irréalistes. Plus la demande esthétique est élevée, plus le patient doit être coopératif et parfaitement conscient de la difficulté, des contraintes et de la durée du traitement. Il est également crucial de bien l'informer des risques de complications ainsi que de leurs conséquences. L'examen préimplantaire et la consultation permet d'évaluer le risque esthétique d'une situation clinique donnée.

Il est important de déterminer et d'évaluer :

- Le souhait du patient ;
- La demande esthétique et/ou fonctionnelle ;

- La motivation du patient
- Syndromes psychotiques, les troubles du comportement, les dysmorphophobies, les syndromes de dégénérescence cérébrale ou sénile ;
- Les patients pharmacodépendants (drogues, alcool)
- Les demandes esthétiques irréalistes.

3.2.1.3. Examen clinique

L'examen clinique comporte deux volets : l'examen exobuccal et l'examen endobuccal (ou examen bucco-dentaire proprement dit). L'évaluation de l'ouverture buccale et des articulations temporo-mandibulaires complètent l'examen clinique.

3.2.1.3.1. Examen exobuccal

Il concerne :

- Les parties molles ;
- La symétrie faciale ;
- Le profil facial ;
- L'harmonie des étages faciaux ;
- La dimension verticale ;
- La morphologie des lèvres ;
- Le sourire

La position de la ligne du sourire doit être notée dès la première consultation. A ce jour la prothèse implantoportée n'a pas la même prévisibilité esthétique que la prothèse traditionnelle, en particulier quand la morphologie de la crête impose le recours à des techniques à risque comme la régénération osseuse guidée ou les greffes osseuses. Pour toutes les restaurations antérieures un patient ayant un sourire gingival important doit être considéré comme étant un patient à risque.

3.2.1.3.2. Examen endobuccal

La mesure de l'ouverture buccale est la première chose à faire avant d'entreprendre l'examen clinique endobuccal. Trois doigts correspondent à environ 45mm et représentent l'ouverture buccale idéale. Deux doigts représentent la limite inférieure en dessous de laquelle il n'est plus possible de traiter les régions postérieures. En cas de doute, pendant la consultation il ne faut pas hésiter à placer un contre angle avec un foret monté au niveau de la zone à traiter.

L'examen endobuccal comprend :

- Un bilan parodontal qui permet d'évaluer l'état des tissus de soutien des dents résiduelles, l'inflammation gingivale, la perte d'attache et l'importance de l'alvéolyse.
- Une analyse occlusale qui permet d'évaluer les rapports entre les dents maxillaires et mandibulaires au cours des différents mouvements fonctionnels.
- Une étude prothétique qui permet de déterminer le choix des prothèses fixées et/ou amovibles portées par le patient, l'espace prothétique résiduel et le choix prothétique pour aménager l'espace disponible ainsi que l'évaluation de la phonation et de la dimension verticale.
- Une évaluation esthétique : ligne du sourire, forme de l'arcade, qualité et quantité des tissus mous, hauteur des collets collatéraux, rapport avec les dents antagonistes, et soutien des lèvres.

3.2.1.4. Examen radiographique

Un bilan radiographique complet permet d'évaluer la hauteur osseuse disponible, ainsi que la qualité osseuse des maxillaires. Différents examens radiologiques sont indispensables pour prendre une décision thérapeutique

Lors des premières consultations l'examen du bilan rétroalvéolaire ou de la radiographie panoramique est suffisant pour poser l'indication implantaire.

L'examen de ces radiographies sert :

- à vérifier la faisabilité implantaire en évaluant la hauteur d'os disponible en particulier au dessus du canal dentaire ou sous le sinus. En cas de doute un scanner, un scanora ou un cone beam sera éventuellement prescrit ;
- à déterminer les situations à risque biomécaniques liées à une résorption osseuse verticale ;
- à rechercher des pathologies osseuses. Les lésions chroniques (granulome péri-apical, etc.) à proximité de la zone à implanter devront être traitées et guéries avant l'implantation. Les lésions chroniques à distance de la zone à implanter pourront être traitées après la mise en place des implants ;
- à aider à l'établissement du bilan parodontal.

3.2.1.5. Etude implantaire

L'étude implantaire est fondée sur une analyse précise des données cliniques et radiographiques. Elle permet l'évaluation du site osseux (volume et qualité) et la sélection du nombre et du type d'implant. La prévisualisation du positionnement des implants et du résultat prothétique est aussi réalisée.

Cette étude comprend :

- Des photographies, endo et exobuccales pour être analysées pendant les différentes phases thérapeutiques et pouvoir enregistrer les caractéristiques esthétiques du patient ;
- La réalisation des modèles d'étude avec montage sur articulateur qui va permettre : l'étude de l'occlusion, des rapports interarcades, de l'espace prothétique disponible, des interférences et des pathologies occlusales ;
- L'élaboration d'une cire ajoutée de diagnostic qui permet de déterminer la position idéale des implants et la prévisualisation du résultat esthétique et phonétique final ;
- Les prothèses provisoires de diagnostic qui permettent de transposer en bouche les informations apportées au laboratoire pendant l'étape de cire de diagnostic (visualisation du support labial, de la dimension verticale, de la position des collets...) ;
- Le guide radiographique qui permet de visualiser l'emplacement désiré des implants sur les reconstructions obliques du scanner ;
- Le scanner dentaire avec lequel différentes coupes peuvent être sélectionnées dans les trois plans de l'espace (axial, frontal et oblique). Il permet d'analyser le volume osseux disponible, les rapports avec les structures anatomiques, la qualité osseuse résiduelle et la présence de lésions osseuses avoisinantes.

	OK	ATTENTION	STOP
Bilan général			
	Infarctus ancien	Angor	Valvulopathies
		Insuffisance coronarienne	Infarctus récent
		Communication interauriculaire ou interventriculaire	Insuffisance cardiaque sévère
		Traitement anticoagulant	Hémopathie
			Agranulocytose
		Insuffisance rénale	Déficit immunitaire
	Diabète équilibré		Cancer évolutif
	Polyarthrite rhumatoïde		Hémophilie
		Anémie	Transplantation d'organe
		Sclérodermie	Sida
		Lupus	
	Insuffisance respiratoire		
		Séropositivité	
	Ostéoporose	Ostéomalacie	
		Ostéogénèse imparfaite	
		Maladie de Paget	
	Patient + de 18 ans	Patient âgé	Patient - de 16 ans
		Grossesse	
		Alcoolisme	
		Tabagisme important	
		Toxicomanie	
		Irradiation cervico-faciale	
Interrogatoire du patient			
Névrose obsessionnelle	Non	+/-	Oui
Doléances esthétiques	Raisonnées	Élevées	Inconsidérées
Disponibilité	Oui	Non	
Étiologie de l'édentement			
Carie	Oui		
Traumatisme	Oui		
Infection chronique à répétition		Oui	
Maladie parodontale		Oui	
Traumatisme occlusal		Oui	Oui
Examen exobuccal			
Ligne du sourire (édentement antérieur)	Dentaire	Gingival	

Examen endobuccal			
Ouverture buccale	3 doigts	2 doigts	
Hygiène	Bonne	Mauvaise	
Présence d'abcès, fistule, suppuration	Non	Oui	
Palpation endobuccale		Vestibule peu profond Présence d'une concavité Crête en lame de couteau	
Relation intermaxillaire : Décalage des bases osseuses	Non	Oui	
Résorption osseuse verticale	Non	Modérée	Importante
Distance intercrête en occlusion	> 7 mm	6 mm	< 5 mm
Espace crête-dents antagonistes en ouverture maximale	> 35 mm		< 30 mm
Largeur mésiodistale			
1 implant	> 7 mm	6 mm	< 6 mm
2 implants	> 15 mm	14 mm	< 13 mm
3 implants	> 21 mm	20 mm	< 18 mm
Examen fonctionnel			
Bruxisme/parafonction		Modéré	Important
Guidage des latéralités par les dents naturelles	Oui	Non	
Présence de dents naturelles participant à la proprioception	Oui	Non	
Examen radiographique			
Images kystiques			
- à proximité de la région à implanter	Non	Oui	Oui
- à distance de la région à implanter	Oui		
Bilan parodontal			
Gingivite	Oui		
Parodontite « traitée »		Oui	
Parodontite « active »			Oui

Figure 29:

Prise de décision en pratique implantaire

Attention : la liste des pathologies représentant des contre-indications relatives ou absolues n'est pas exhaustive (109)

	OK	ATTENTION
Facteurs gingivaux		
Ligne du sourire	Dentaire	Gingivale
Gencive	Épaisse et fibreuse	Fine
Haut. de gencive kératinisée	≥ 5 mm	< 2 mm
Papille des dents adjacentes	Plates	Festonnées
Facteurs dentaires		
Forme des dents	Carrées	Triangulaires
Contact interdentaire	Surface	Ponctiforme
Position du contact interdentaire	Moins de 5 mm de l'os	Plus de 5 mm de l'os
Facteurs osseux et implantaire		
Concavité vestibulaire	Absente	Présente
Implants adjacents	Non	Oui
Distance entre les implants	> 3 mm	< 3 mm
Résorption osseuse verticale	Non	Oui
Présence de pics osseux en proximal	Oui	Non
Facteurs liés au patient		
Exigence esthétique		Importante
Qualité de l'hygiène et disponibilité	Bonne	Mauvaise
Moyen de temporisation	Stable	Instable
Facteur lié au praticien		
Expérience clinique	Expérimenté	Débutant

Figure 30: les facteurs de risques esthétiques (109)

3.2.2. Etiologies des pertes osseuses

3.2.2.1. Généralités (98)

Les os maxillaire et mandibulaire sont constitués de deux zones : le corps et les procès alvéolaires. Bien que la démarcation entre ces deux parties ne soit pas nettement marquée et que le tissu osseux qui les constitue soit identique, chacune a des caractéristiques anatomiques et fonctionnelles propres (Ouhayoun et coll, 1995) (96).

Dès sa constitution terminée, l'architecture osseuse, cartilagineuse et tégumentaire faciale subit une involution. L'os alvéolaire maxillaire et mandibulaire est particulièrement touché par ce processus, notamment en cas d'édentation non compensée.

En effet, la perte d'une dent est inévitablement suivie d'une fonte plus ou moins importante de l'os alvéolaire car les procès alvéolaires naissent avec l'éruption des dents et disparaissent avec leur perte. Cette résorption est variable d'un individu à l'autre, s'effectue principalement à partir du côté vestibulaire et affecte considérablement la largeur et la hauteur de la crête (Block et coll, 1997) (15).

La plupart des dents présentent une corticale osseuse mince et vestibulaire, ce qui compromet le potentiel réparateur succédant une extraction dentaire (Shanam en, 1992) (117). Ceci aboutit à un mode de résorption qui place l'os alvéolaire dans une position plus linguale et apicale que celle du parodonte normal. Nevins et coll (1994) (92) ont identifié une perte approximative d'un tiers de la paroi vestibulaire osseuse dans le mois qui suit l'extraction.

La réduction de crête résiduelle est un processus chronique progressif dont le cours varie non seulement entre différents individus mais également chez un même individu à différents moments (Cawood et coll., 1988) (25). Ces mêmes auteurs rappellent les travaux de Tallgren (1972) qui observent que la plus grande proportion

de perte osseuse arrive la première année de l'extraction dentaire, le processus se prolongeant à un rythme plus lent les 25 suivantes.

Diès (1997) (38) précise même que la résorption la plus importante survient lors des trois premiers mois qui suivent l'extraction (environ 80% de la perte osseuse observable sur deux ans est déjà présente dès le troisième mois post-extractionnel). La perte osseuse mandibulaire est quatre fois plus importante que celle du maxillaire.

Dubruille et col en 2000 (41) reconnaissent que la morphologie des crêtes alvéolaires édentées est très variable selon la situation de l'édentation, son importance quantitative et qualitative.

La forme des crêtes édentées varie également selon le degré de résorption osseuse alvéolaire et selon la perte osseuse accompagnant l'avulsion dentaire, l'alvéolectomie, la fracture alvéolaire. En dehors de toute pathologie locale, la perte des dents constitue l'élément déclenchant de la résorption osseuse maxillaire et/ou mandibulaire.

Un diagnostic précis de la perte de substance doit précéder toute réhabilitation d'un espace édenté. Ainsi la temporisation permet d'évaluer avec précision la « perte de volume ».

3.2.2.2. Les différentes étiologies (Borghetti et coll., 2000) (17)

3.2.2.2.1. Origine traumatique

- Expulsion accidentelle avec fracas osseux ;
- Fracture radiculaire et osseuse ;
- Prothèse amovible partielle mal adaptée ;
- Extraction mal conduite.

Le premier acte entraînant l'édentation étant l'extraction dentaire, il est évident que cet acte doit être réalisé dans des conditions optimum de conservation osseuse

et il s'impose de prendre diverses précautions : le maintien des procès alvéolaires entre le pouce et l'index, des pressions progressives exercées sur l'os à l'aide de l'élévateur contribuent à prévenir une fracture de la corticale vestibulaire lors d'une extraction.

Par exemple, pour les molaires qui comportent souvent des racines divergentes, nous procéderons à une séparation de racines à l'aide d'une fraise Zekrya chirurgicale afin d'extraire la dent racine par racine et ainsi de limiter les risques de fracture de la corticale. Lors d'une alvéolectomie, la résection osseuse se réalisera a minima sous une irrigation abondante afin d'éviter tout échauffement de l'os, la piézochirurgie peut également être utilisée avec des inserts permettant une luxation moins traumatique.

3.2.2.2.2. Origine infectieuse

- Parodontite, surtout à un stade avancé ou terminal ;
- Lésion péri-apicale, ou latéro-radulaire, d'origine endodontique, ayant détruit une table osseuse ;
- Echec implantaire (péri-implantite).

3.2.2.2.3. Origine congénitale

- Micrognathie ;
- Oligodontie ;
- Fentes.

3.2.2.2.4. Origine physiologique

- Les résorptions consécutives aux pertes dentaires : l'os supporte et amortit les contraintes fonctionnelles que subit l'organisme. Les activités mécaniques stimulent l'ostéoformation et diminuent la résorption. A l'inverse, l'absence d'activité mécanique comme lors de la perte des dents, aboutit à une résorption des crêtes édentées. L'os alvéolaire, perdant toute stimulation, ne peut que se résorber. En effet, la perte d'une dent ou des dents, implique une diminution brutale de la charge transmise à l'os : la résorption est immédiate et importante.
- Le vieillissement

L'étiologie peut être multifactorielle : plus les co-facteurs sont nombreux, plus la résorption de la crête devient extensive.

3.2.3. Les différentes possibilités d'aménagement préimplantaire

L'implantologie avec le principe d'ostéointégration des implants a permis ces dernières années des évolutions considérables dans la prise en charge des traitements prothétiques des patients selon les différents types d'édentements. Les divers comblements osseux associés à un traitement implantaire ont permis d'élargir les indications et d'essayer de compenser les impossibilités anatomiques en utilisant les greffes osseuses et les matériaux de substitution.

Lorsque le volume osseux résiduel dans le secteur à implanter s'avère insuffisant pour permettre un ancrage de l'implant satisfaisant, ou lorsque le volume osseux est suffisant mais conduira à un résultat inesthétique, une régénération osseuse pré ou per implantaire devra être envisagée.

3.2.3.1. Lors d'augmentation de crête (103)

On distingue différents types de pertes osseuses :

- Les pertes osseuses verticales qui sont les plus difficiles à reconstruire et gardent un pronostic réservé,
- Les pertes osseuses horizontales, dans ce cas le mur alvéolaire conserve une hauteur suffisante mais son épaisseur est fortement réduite, la crête a alors la forme d'une lame osseuse.

La mise en place de greffes osseuses autogènes ou de divers matériaux de substitution sur le versant vestibulaire de l'arcade permet de palier au manque d'os et présente généralement un pronostic favorable.

3.2.3.1.1. Technique chirurgicale

Les techniques chirurgicales d'augmentation de crête, qu'elles soient horizontales ou verticales, correspondent aux techniques de régénération osseuse guidée (ROG).

Dans ces techniques un comblement osseux sera utilisé, celui-ci peut être de différentes origines : autogreffe, xéno greffe ou matériaux synthétiques. Une membrane sera utilisée afin de réaliser une exclusion tissulaire pour permettre une régénération osseuse en évitant la colonisation par des cellules des tissus gingivaux.

Cependant on peut également réaliser une augmentation de crête avec un matériau d'origine synthétique sans utiliser de membrane, dans ce cas seul le lambeau, correctement remplacé sur le site opératoire permettra le maintien du matériau.

(Voir détails de la technique chirurgicale dans paragraphe suivant concernant la ROG)

3.2.3.1.2. Les différents matériaux : les études

- Utilisation de β TCP

Fübinger R et K (49) ont réalisé une étude en pratique privée concernant l'emploi de granules de phosphate tricalcique β dans la régénération osseuse ; celle-ci est basée sur des coupes histologiques et sur la stabilité à long terme des implants dentaires mis en place. Durant 6ans, 26 patients ont subi 22 augmentations de crête avec 40 implantations immédiates, des échantillons ont été prélevés sur les zones traitées. La résorption et la transformation du β TCP ont pu être mises en évidence lors d'examens histologiques. Les granules de β TCP n'ont montré aucune interférence avec le processus de néoformation osseuse. Le moment idéal pour insérer l'implant se situait vers 4 mois et demi après le comblement. Les implants sont restés parfaitement intégrés, avec un taux de réussite de 100%. Il a été conclu que les granules de β TCP constituaient un matériau de substitution osseuse approprié, même sans l'apport d'os autogène ou de tout autre produit.

- Utilisation de bioverre (73, 103)

Dans un travail sur le traitement des défauts crestaux, Knapp et al (72), ont étudié l'utilisation d'une greffe de Perioglass® avec une membrane PTFE-e renforcée au titane sur 12 patients. La surface de l'os cortical est perforée en plusieurs points, à l'aide d'une petite fraise boule, pour faciliter le saignement de l'os et l'implantation 24 à 29 semaines après.

La variation de largeur des crêtes va d'une perte de 1mm à un gain de 4,5mm, avec un gain moyen de 1,1mm. La moyenne est de 2mm sur les cas de membranes non exposées. Pour les défauts crestaux, il n'y a pas de différence d'épaisseur de crête entre maxillaire et mandibule, avec un gain moyen de 1,1mm. La variation de hauteur des crêtes va d'une perte de 2mm à un gain de 0,5mm. Les biopsies montrent des résultats très divers, le pourcentage osseux varie de 0% à 79% avec une moyenne de 21,6%.

En conclusion, ils ont observé une grande variabilité entre les patients. La plupart des particules résiduelles du greffon étant encapsulées dans du tissu conjonctif, les bioverres sont déconseillés pour augmenter le volume des crêtes avant l'implantation.

- Utilisation de différents types de greffe et comparaison (103, 140)

Lors d'une étude animale, Von Arx et al, ont comparé l'utilisation du phosphate tricalcique, de l'os lyophilisé déminéralisé et de l'os autogène, avec et sans membrane, en tant que matériau de substitution osseuse pour augmenter la crête alvéolaire chez 3 chiens. Les sites greffés par de l'os autogène avec une membrane de protection montrent d'excellents résultats, alors que ceux sans membrane subissent une résorption crestale diminuant le résultat du traitement. Les sites greffés avec le phosphate tricalcique ou l'os lyophilisé montrent des résultats inconstants avec parfois une encapsulation des particules dans le tissu conjonctif.

Toutes ces études sont difficilement comparables, puisqu'elles portent sur différents modèles, différents sites,... Il est donc difficile de conclure.

Cependant on peut voir que le meilleur moyen d'augmenter une crête alvéolaire reste l'os autogène, avec un bénéfice d'autant plus important que sera utilisée une membrane de protection. Mais l'hydroxyapatite semble être une alternative offrant des résultats acceptables : en effet, elle permet, combinée à de l'os autogène, d'augmenter le volume de greffe en ne prélevant qu'une partie du volume à greffer sans diminuer la qualité du greffon. Il semble même que cela permette de limiter sa résorption au cours du remaniement osseux grâce à ses propriétés ostéoconductrices. Elle peut également être utilisée comme matériau de comblement unique, éventuellement associée à l'utilisation d'une membrane de protection, avec des résultats acceptables, évitant ainsi le recours à un second site opératoire pour le prélèvement de l'os autogène.

3.2.3.2. Lors de comblements sinusiens (103)

Le comblement sinusien a été proposé pour permettre la mise en place d'implants dans la région maxillaire postérieure en cas de procidence du sinus maxillaire. Ceci consiste à utiliser une greffe osseuse lorsque la hauteur osseuse sous le sinus est insuffisante pour mettre en place des implants de longueur adéquate. Une hauteur osseuse sous le sinus, inférieure ou égale à 8mm, constitue l'indication de cette technique. Cette indication de soulèvement de sinus doit être confirmée par un examen scanner qui va également renseigner sur l'état général du sinus.

3.2.3.2.1. Techniques chirurgicales (41, 103)

- Abord par voie vestibulaire

La technique originale consiste à lever un lambeau vestibulaire en épaisseur totale grâce à une incision crestale (sur le versant palatin) et une incision de décharge verticale en avant de la paroi antérieure du sinus maxillaire, le décollement de la muqueuse est poursuivi en sous-périosté. La paroi externe est ainsi exposée. Une fenêtre est ensuite réalisée et le volet osseux ainsi créé est rabattu vers l'intérieur de la cavité sinusienne ou bien éliminé. La membrane de Schneider qui tapisse le sinus est soigneusement décollée tout autour du volet osseux à l'aide de décolleurs de formes appropriées (bout mousse), ceci en prenant soin de respecter au maximum son intégrité. Le matériau de greffe est alors mis en place sous le volet osseux, sans obturer l'ostium du sinus.

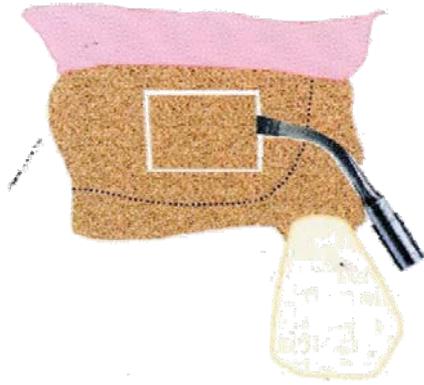


Figure 31a:

Découpe du volet vestibulaire osseux permettant l'accès au sinus.

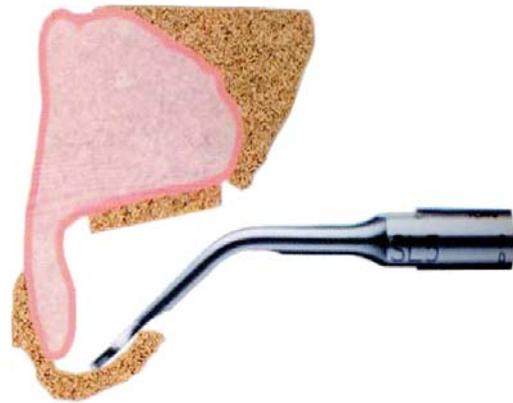
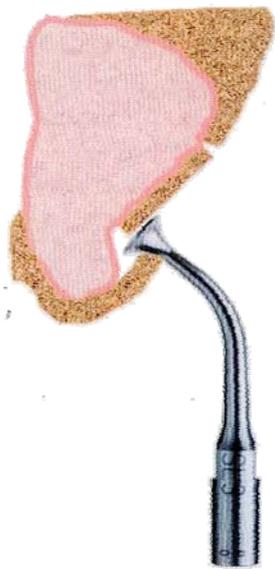


Figure 31b:

Décollement de la membrane de Schneider à l'aide des spatules SL3, 4 et 5 (Satelec, instruments de piézochirurgie).

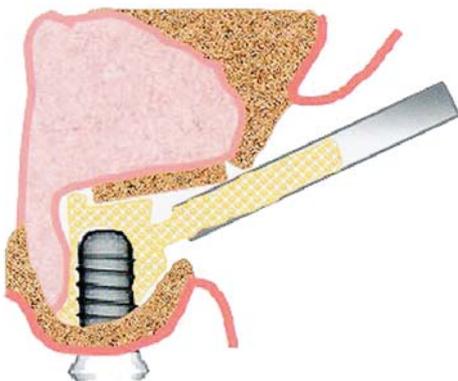


Figure 31c:

Mise en place de l'implant puis de la greffe osseuse ou du biomatériau, ou encore du biomatériau seul.

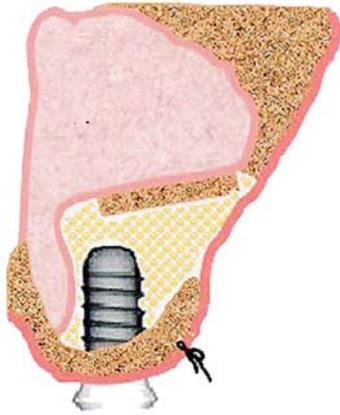


Figure 31d:

Sutures et lambeau repositionné dans sa position initiale.

Figure 31: Application chirurgicale des ultrasons. (104)

Technique en une étape (mise en place simultanée du greffon et des implants) :

Dans ce cas, la hauteur d'os sous le sinus doit être supérieure ou égale à 5 mm, ce qui permet d'obtenir une stabilité primaire des implants qui sont insérés en même temps que le greffon. La mise en fonction des implants a lieu après 9 mois de cicatrisation.

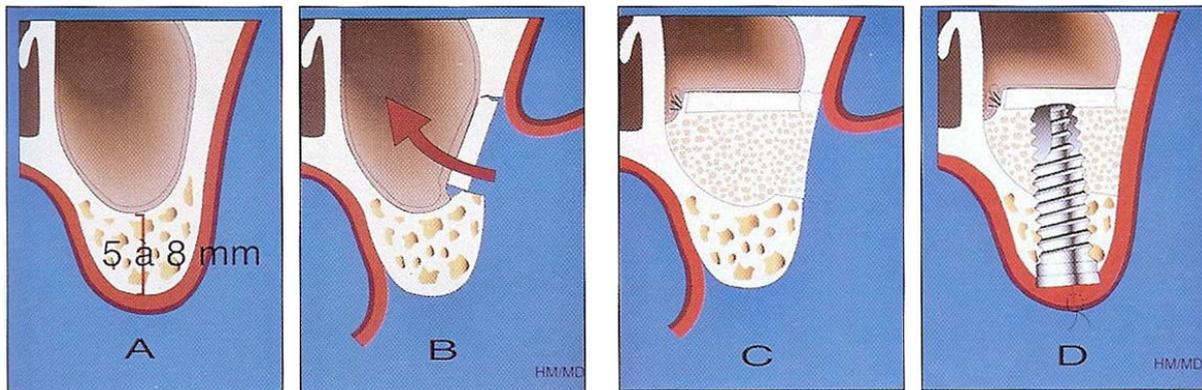


Figure 32: Comblement sinusien et implantation immédiate (36)

A : volume osseux sous-sinusien disponible de 5 à 8mm

B : réalisation et élévation du volet vestibulaire

C : création d'un nouveau plancher sinusien et greffe osseuse de comblement

D : mise en place immédiate de l'implant

Technique en deux étapes (mise en place du greffon et implants différés) :

Dans ce cas la hauteur osseuse sous sinus est inférieure à 5mm ; il ne peut pas y avoir de stabilisation primaire des implants. Le greffon est mis en place dans un premier temps et cicatrise pendant 4 à 6 mois suivant le matériau de substitution utilisé. A l'issue de cette période, la reconstruction osseuse est contrôlée, si celle-ci est bonne, les implants sont alors mis en place sans mise en charge immédiate. La mise en charge des implants aura lieu 6 mois plus tard.

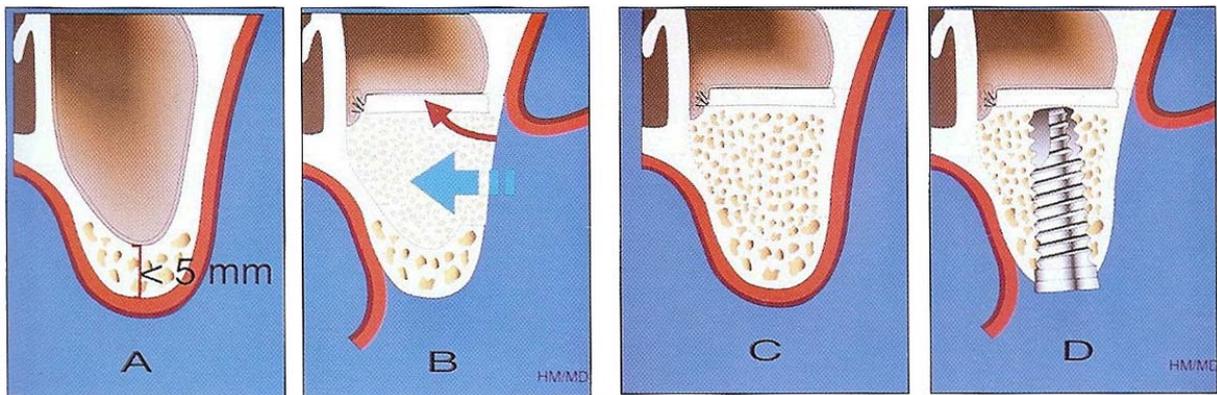


Figure 33: Comblement sinusien et implantation différée (36)

- A : volume osseux sous-sinusien disponible inférieur à 5mm
- B : création d'un nouveau plancher sinusien et greffe osseuse
- C : greffe osseuse après 6 mois de comblement
- D : mise en place de l'implant

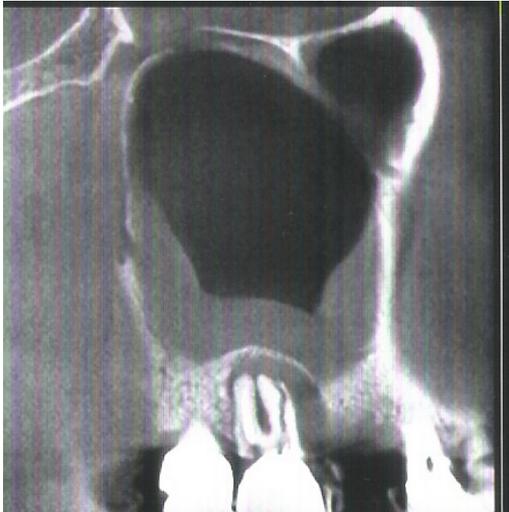
- Abord par voie alvéolaire (124)

Cette technique permet un abord par voie crestale. Le plancher du sinus est repoussé à l'aide d'ostéotomes ; ensuite un matériau de comblement est inséré entre le plancher du sinus et la membrane de Schneider. Enfin l'implant est mis en place extemporanément. Le principal inconvénient de la technique réside dans l'impossibilité de contrôler l'intégrité de la membrane sinusienne.

Etude d'un cas clinique (Dr Lê)



Situation initiale : édentement de 16 et 17 à extraire.



Tomosynthèse volumique, la racine mésiovestibulaire de 17 est fracturée. On constate également une inflammation de la membrane sinusienne.



Extraction de 17 : la dent est fractionnée lors de l'extraction pour préserver l'intégrité de l'alvéole.



Préparation du site opératoire et du substitut osseux hydraté avec du sérum physiologique



Comblement de l'alvéole avec le substitut osseux



Réalisation d'un lambeau déplacé latéralement pour couvrir le comblement et suture hermétique du site



Radio de contrôle après avoir réalisé le comblement.

Le comblement de l'alvéole de 17 après son extraction a eu lieu au mois de mars 2008. Après 6 mois de cicatrisation les implants sont posés, un implant au niveau de la 16 et une implantation immédiate avec comblement de sinus au niveau de 17.



Radio de contrôle après la pose des implants



Après 6 mois de cicatrisation les prothèses sont mises en place (avril 2009). Radio de contrôle après la mise en place des couronnes.



Radio de contrôle en octobre 2009.
Site 16 cratérisation stabilisée.
Site 17 niveau osseux stable également.



Photos du cas terminé : prothèses en bouche.

Malgré la cratérisation au niveau du site 16, les prothèses sont fonctionnelles. Aucun signe clinique particulier à noter (parodonte sain).

Figure 41: Cas clinique du Dr Lê Audrey

Mr X, extraction de 17 et comblement de l'alvéole avec du SBS 60/40®
Comblement sinusien et implantation immédiate 6mois plus tard.

Cependant, il existe d'autres possibilités que cette technique conventionnelle utilisant les ostéotomes et instruments manuels frappés. La piézochirurgie est également utilisée dans l'augmentation sinusienne, son avantage réside dans le fait que son mode de fonctionnement est unique (ultrasons qui permettent des vibrations de l'insert) car il permet l'élimination sélective des tissus minéralisés en respectant la membrane de Schneider et les tissus mous. (104)

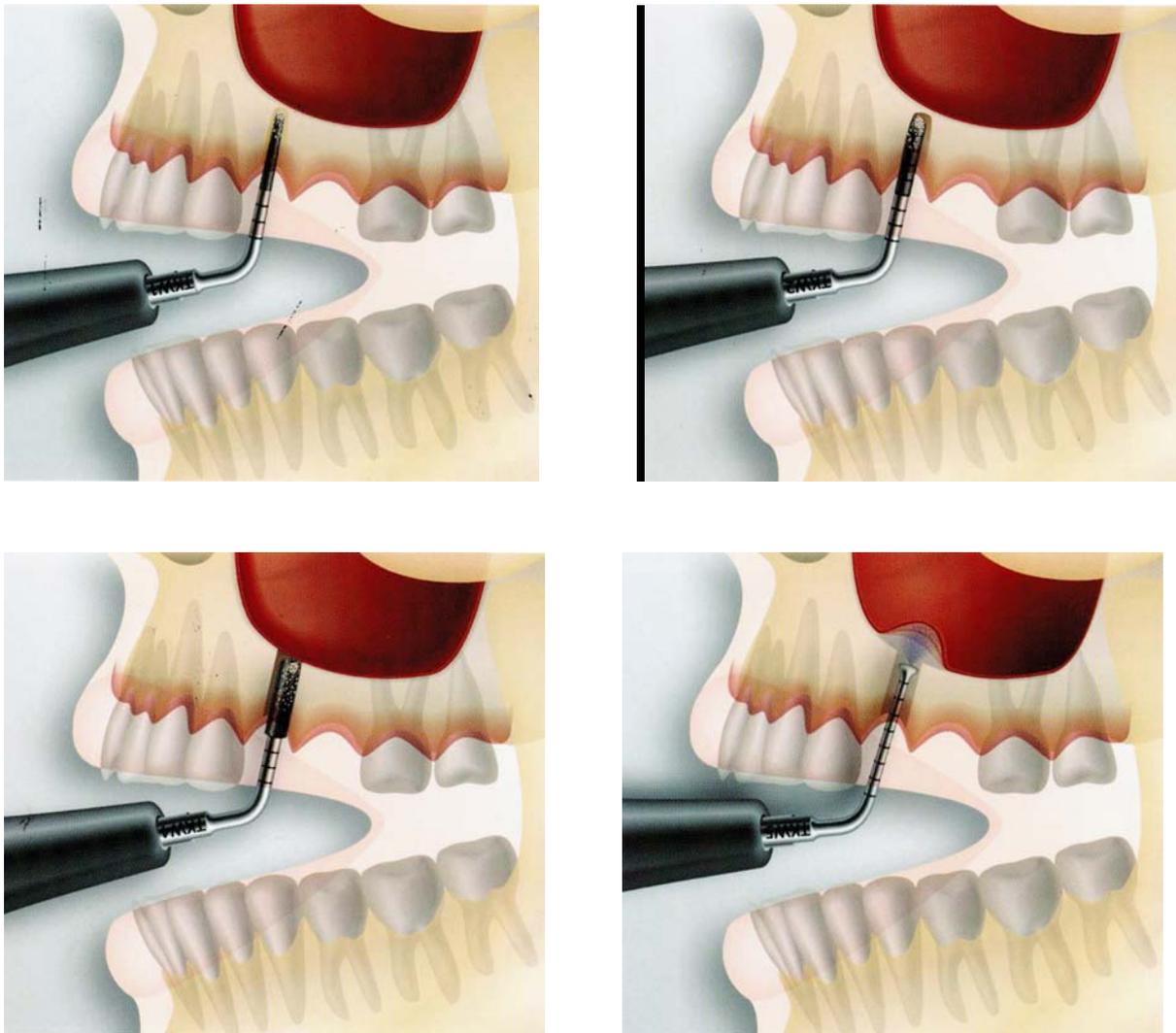


Figure 34:

Inserts Perioliift® Satelec destinés au soulèvement sinusien par voie alvéolaire : Schémas représentant l'utilisation recommandée (104).

3.2.3.2.2. Etudes des différents matériaux

- Utilisation du β TCP

L'étude de Fübinger R et K (49), citée pour les augmentations de crêtes a également concerné les comblements sinusiens : durant 6 ans, 28 patients ont subi au total 40 élévations de sinus avec 72 implantations, des échantillons ont été étudiés. Les conclusions de l'étude sont les mêmes, avec pour différence une intégration au long court des implants de 94,44%. Le β TCP constitue donc un matériau de substitution osseuse approprié, même sans l'apport d'os autogène ou de tout autre produit.

- Utilisation de bioverres

Cordioli et al en 2000 (30) ont réalisé une étude ayant pour but d'évaluer l'utilisation du Biogran®, verre bioactif associé à de l'os autogène dans l'élévation du plancher sinusal avec pose des implants simultanément. Des élévations uni ou bilatérales ont été réalisées chez 12 patients ayant une hauteur osseuse alvéolaire de 3 à 5mm au niveau de la région maxillaire postérieure. 9 à 12 mois après, lors de la connexion des piliers, des biopsies sont réalisées. Les implants sont alors cliniquement stables. Ils ont constaté, en analysant les scanners, une augmentation moyenne de la hauteur tissulaire minéralisée de $7,1 \pm 1,6$ mm. L'évaluation histologique a mis en évidence une moyenne de $30,6 \pm 5,7\%$ de tissu osseux dans les sites greffés.

Cette étude suggère que la combinaison de la greffe osseuse autogène avec le Biogran® utilisée dans un processus d'épaississement du plancher sinusal en une étape apporte un tissu minéralisé de qualité et une quantité suffisante pour le placement simultané d'implants chez des patients présentant initialement une hauteur osseuse de 3 à 5mm au niveau du plancher sinusal.

- Utilisation de BCP

Cordaro et al (29) en 2007 ont étudié et comparé les résultats obtenus avec de l'os anorganique bovin (ABB) et un phosphate de calcium biphasique (BCP, ici Bone Ceramic de Straumann) dans l'élévation de sinus. Durant cette étude 37 patients ont été traités : 23 sinus comblés avec ABB et 25 sinus avec BCP. Après 180 à 240 jours, au cours de la pose des implants des biopsies sont réalisées pour être analysées. Les résultats histologiques montrent des contacts intimes entre les particules greffées et le nouvel os formé, ceci pour chaque groupe sans différence significative. Ils concluent que chacun des matériaux, BCP et ABB produisaient la même quantité de nouvel os formé avec des apparences histologiques similaires et que chaque matériau convenait lors d'élévation sinusienne en vue de pose d'implant. Le BCP ayant pour avantage d'être synthétique, pas de risque de contamination pour des résultats cliniques similaires.

- Utilisation d'hydroxyapatite (103)

Mangano et al, en 2006 (83), ont étudié un matériau à base d'hydroxyapatite synthétique lors d'élévations sinusiennes chez 24 patients. Cette étude montre que 3 ans après l'implantation, tous les implants sont cliniquement en fonction et qu'il n'y a pas de complications chirurgicales ou prothétiques. On retrouve $38,5\% \pm 4,5\%$ d'os néoformé autour de l'implant et $12\% \pm 2,3\%$ de particules résiduelles du biomatériau.

Artzi et al étudient chez 10 patients, l'augmentation de sinus en ayant recours à des greffes bilatérales avec deux matériaux différents : une hydroxyapatite naturelle (provenant d'os bovin) et une hydroxyapatite synthétique.

La formation osseuse est évidente dans les deux groupes. Après 12 mois, les résultats sont significatifs : ils observent une plus grande fraction osseuse du côté greffé avec l'hydroxyapatite biologique que celui greffé avec l'hydroxyapatite synthétique (42,1% contre 32,3%).

Selon cette étude l'utilisation d'hydroxyapatite comme matériau de substitution osseuse serait un matériau de choix pour l'élévation sinusienne. Il semblerait que les hydroxyapatites naturelles ou biologiques soient plus performantes que les hydroxyapatites synthétiques.

CAS CLINIQUE : Comblement sinusien pour une mise en place de deux implants en édentement postérieur distal (115). Figure 35.

Avec un édentement de deux molaires postérieures, la mise en place de deux implants simultanément au comblement du sinus est une perspective intéressante et performante pour le chirurgien et le praticien réalisant la prothèse sur implant :

- Le chirurgien visualise exactement l'étendue du comblement jusqu'à la limite constituée par la paroi postérieure du sinus ;
- Le volet latéral permet de visualiser le placement des implants dans le matériau greffé et, si nécessaire, de combler les manques autour des spires implantaires et au niveau apical des implants ;
- La vérification de la stabilité primaire des implants et l'organisation du caillot sanguin avant de refermer le site sont facilitées ;
- Le praticien réalisant l'acte prothétique obtient l'assurance de disposer de deux implants stables pour un schéma occlusal satisfaisant en région postérieure, avec une répartition des forces sur l'ensemble des dents naturelles et sur la reconstruction implanto-portée.



Figure 35a:
Edentement postérieur, absence de
16 et 17

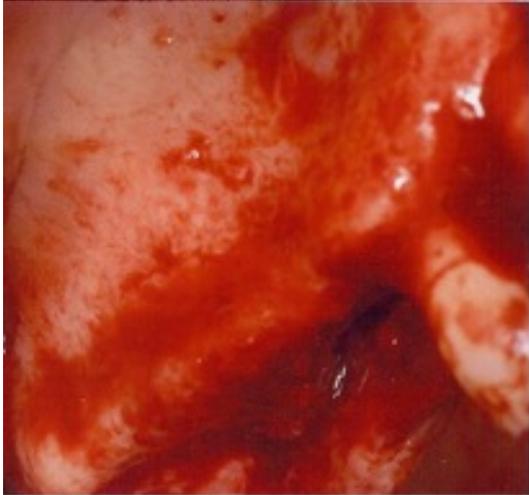


Figure 35b:

Exposition de la paroi latérale du maxillaire

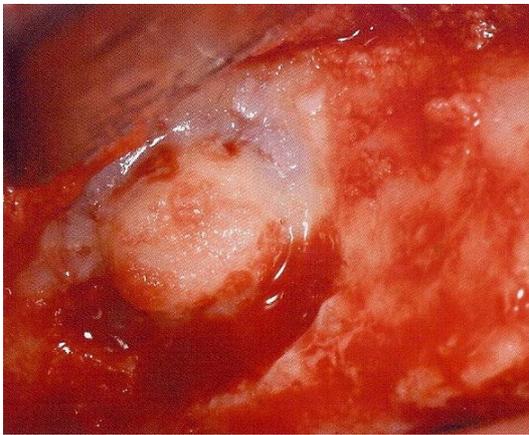


Figure 35c:

volet latéral réalisé à la fraise diamantée.



Figure 35d:

Comblement avec un matériau alloplastique qui s'étend jusqu'à la région de 17 et occupe la partie interne du sinus avant placement des implants

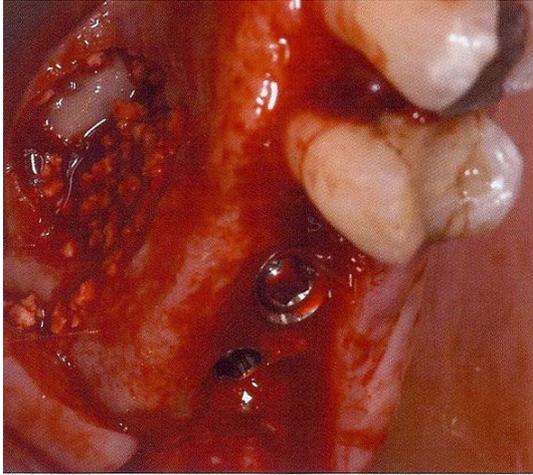


Figure 35e:

5mm d'os crestal résiduel permettent de stabiliser simultanément deux implants. Le contrôle d'un matériau de comblement autour des implants est facilité

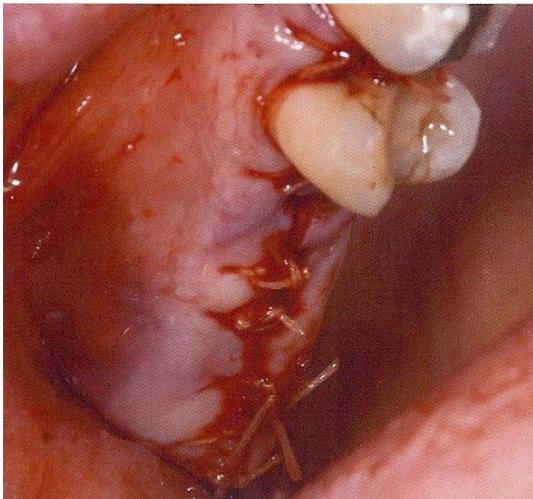


Figure 35f:

Suture étanche par points multiples

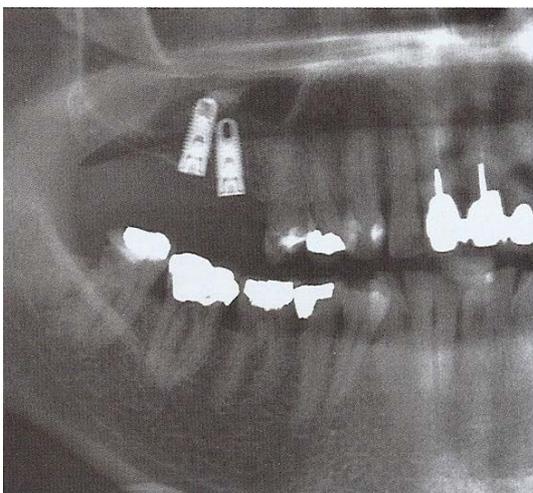


Figure 35g:

Le contrôle radiographique à 10 mois montre que les implants sont entourés par un tissu osseux de même densité que l'os voisin autour des dents naturelles. Le volet osseux a contribué à maintenir l'espace greffé.

3.2.3.3. Lors de comblement alvéolaire (103)

L'extraction d'une dent, si elle conduit à une néoformation osseuse à l'intérieur de l'alvéole dentaire, s'accompagne toujours d'une réduction du volume alvéolaire tant dans le sens vertical que transversal. Cette perte de volume osseux sera évidemment plus conséquente si l'extraction s'est soldée par l'élimination d'une partie de la paroi osseuse vestibulaire.

La réduction du volume alvéolaire conduit à des problèmes thérapeutiques : difficulté, voire impossibilité de mettre en place des implants ou d'adapter une prothèse amovible. Cela conduit également à des problèmes esthétiques : en prothèse fixée, avec par exemple, des intermédiaires de bridges de hauteur significativement supérieure à celle des dents piliers.

La conservation du volume osseux après extraction constitue donc un objectif prioritaire à atteindre, et l'utilisation de matériaux de substitution osseuse dans ce cadre paraît a priori tout à fait justifiée.

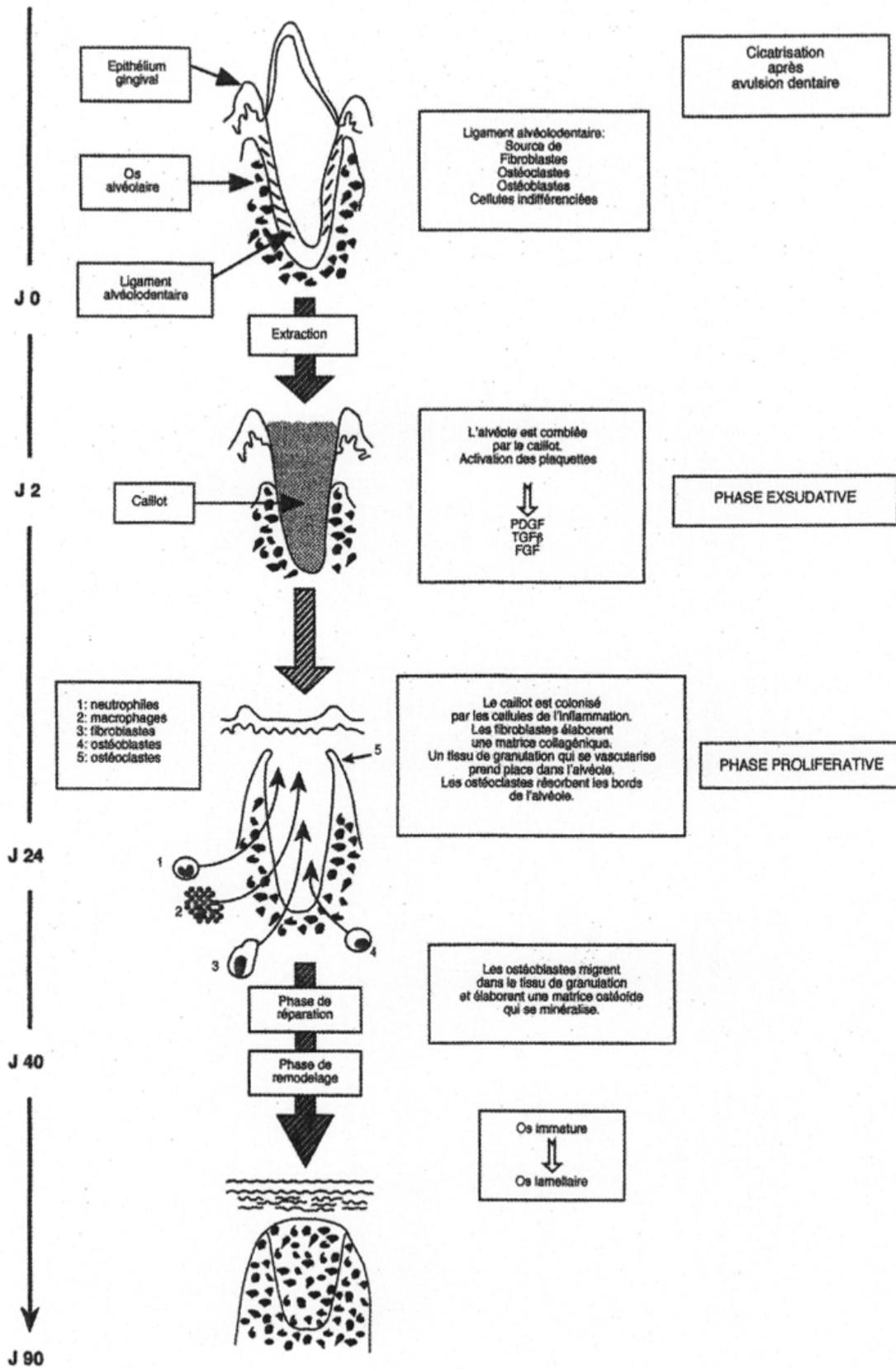


Figure 36: Chronologie de la cicatrisation après une extraction dentaire.

3.2.3.3.1. Technique chirurgicale (115)

Après l'extraction dentaire, on procède à la révision et à la détersion de l'alvéole, on récupère alors quelques gouttes de sang qui seront mélangées aux granules de matériaux pour former un coagulum. Ceci permet également de rendre le matériau plus facilement manipulable. L'ensemble est mis en place à l'intérieur de l'alvéole déshabité à l'aide d'une spatule et condensé délicatement sur toutes les parois alvéolaires à l'aide d'un fouloir à amalgame stérile et spécifiquement dédié à cet usage. La bonne mise en place du matériau a pour but d'empêcher une migration apicale des tissus mous. Ensuite les berges gingivales de l'alvéole doivent être suturées afin d'éviter toute fuite du matériau ainsi qu'une possible colonisation bactérienne. Le plus souvent la réalisation d'un lambeau est nécessaire afin de réaliser des sutures hermétiques des berges. Ces conditions sont essentielles pour obtenir une néovascularisation et une colonisation tissulaire du biomatériau.

3.2.3.3.2. Les différents matériaux : les études

- Utilisation des bioverres

Wilson et al en 1993 (143), ont utilisé des implants coniques de bioverres pour combler des alvéoles d'extraction chez 12 chiens. Ils ont constaté après deux ans que ce comblement avait permis le maintien des crêtes alvéolaires.

Dans une autre étude, Schepers et Barbier (1997) (113) ont implanté des granules de bioverres (Biogran®) dans des alvéoles de prémolaires et de molaires de mandibules de chien beagle. Après une période de quatre mois des implants IMZ furent placés dans les sites extractionnels, puis laissés en nourrice pendant trois mois et enfin mis en charge sept mois avant le sacrifice. Les résultats histologiques de l'étude montrent plus de tissus osseux à l'interface des implants dans les zones traitées, par rapport aux témoins, mais également un remodelage osseux autour des implants dès la période de cicatrisation et une disparition complète des particules de

verre au contact des implants. Les bioverres semblent donc être un matériau de choix pour le comblement des alvéoles déshabitées.

CAS CLINIQUE : Comblement alvéolaire postextractionnel avec un matériau bioverre (115) Figure 37.



Figure 37a:

Avulsion de 44, 45, 46.



Figure 37b:

Comblement immédiat des alvéoles déshabitées avec un matériau inerte de type « bioverre ».

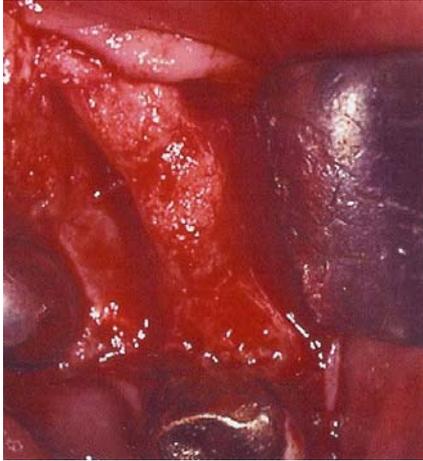


Figure 37c:

A 9 mois, résorption osseuse verticale et transversale

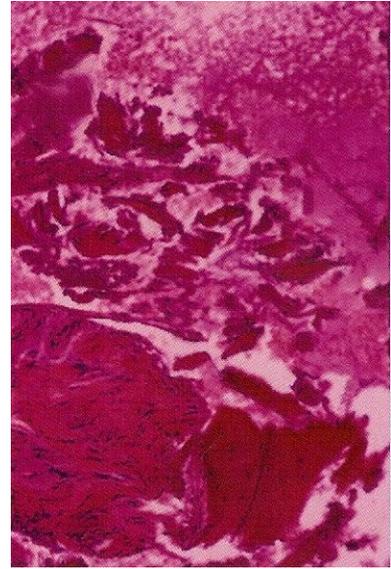
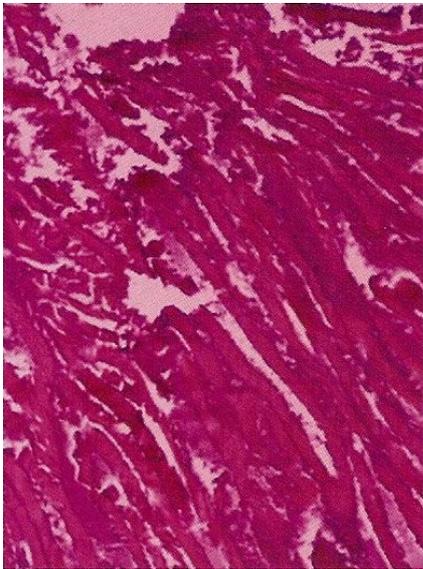


Figure 37 d et e:

Une biopsie est réalisée sur le site greffé à 9 mois. Coloration à l'hématoxyline éosine safran : empilement de fines lamelles d'un tissu d'affinité tinctoriale osséïnique fantomatique sans réaction cellulaire identifiable et sans activité ostéoclastique significative. Absence d'images histologiques de l'activité ostéoformatrice. Grossissement x100 et x200 (appareil photo monté sur microscope Nikon E 800)

- Utilisation de β TCP

Zerbo et al en 2000 (149), ont réalisé une étude spécifique portant sur un cas de comblement d'une lésion alvéolaire importante, avec du β TCP (Cérasorb®), dans la partie postérieure de la mandibule en rapport avec l'énucléation d'un kyste résiduel. Une biopsie est réalisée à 9,5 mois après le comblement, au moment de la pose de l'implant. Les coupes histologiques ont révélé un remplacement considérable de l'os de substitution par de l'os et de la moelle : 34% de la biopsie représente du tissu osseux minéralisé et 29% du β TCP. Ils constatent que l'os est en contact étroit avec le reste du β TCP, de plus celui-ci est visible dans les micropores des particules greffées. Des cellules multinucléaires, vraisemblablement des ostéoclastes, ont été aperçues aux alentours, à l'intérieur et en contact intime avec les particules de β TCP, suggérant ainsi une résorption active de l'os de remplacement. Un remodelage d'os lâche immature en os lamellaire mature a également été trouvé, sans aucun signe d'inflammation. Ces données limitées à un cas suggèrent que ce matériel de greffe pourrait être, vraisemblablement grâce à sa porosité et à sa nature chimique, un os de remplacement qui peut se dégrader et être remplacé par un nouveau tissu osseux minéralisé.

CAS CLINIQUE : Comblement alvéolaire postextractionnel avec un matériau alloplastique à base de phosphate tricalcique. (115). Figure 38.



Figure 38a:

Situation clinique pour laquelle un déficit osseux d'étiologie parodontale est constaté en 46, 47 et sur la reconstruction supra-implantaire.

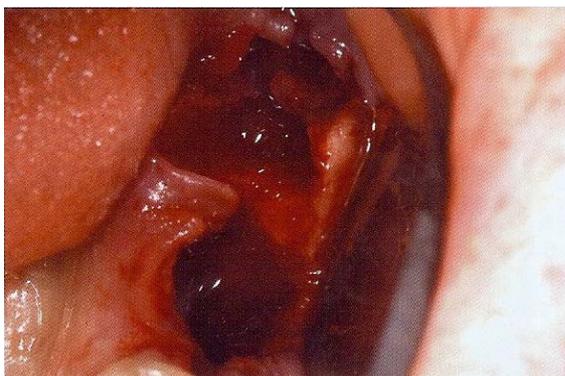


Figure 38b:

Vue à travers un miroir photographique : alvéoles déshabitées après extraction de 46, 47 et dépose de la reconstruction implantaire. L'assainissement du site est réalisé.



Figure 38c:

Comblement alvéolaire avec un matériau de phosphate tricalcique



Figure 38d:

Le matériau à base de phosphate tricalcique est stabilisé par le caillot sanguin

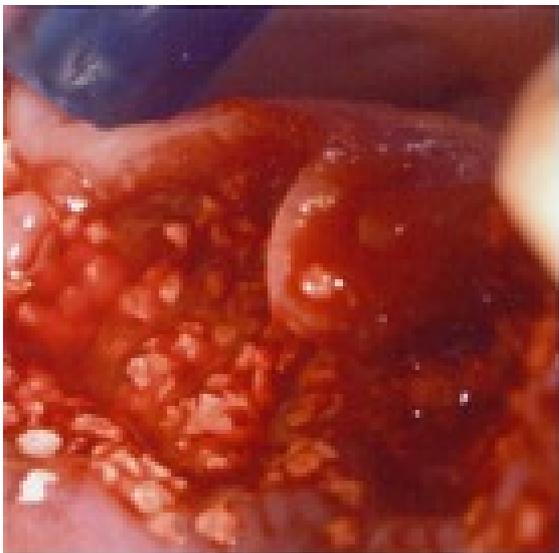


Figure 38e:

Suture après stabilisation du matériau dans l'alvéole. Les granules de phosphate tricalcique en excès sont retirées pour éviter leur inclusion dans la face interne du lambeau.

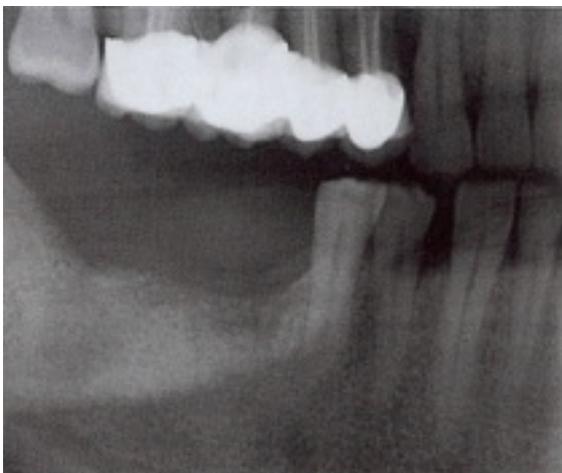


Figure 38f:

Radiographie panoramique à 9 mois. Le site osseux est cicatrisé.



Figure 38g:

Les implants sont mis en place 1 an après le comblement. Le contrôle de l'ostéointégration des implants se fait 6 mois après leur mise en nourrice. Aucune image pathologique n'est signalée. Les travées osseuses ont un aspect régulier comparable à celles d'un os non greffé.

- Utilisation de BCP

Piattelli et al ont réalisé une étude en 1995 (102) concernant l'utilisation du BCP dans le comblement de défauts osseux dus à une énucléation kystique. Les défauts osseux ont donc été comblés avec du BCP composé de 50% d'hydroxyapatite et de 50% de β TCP et recouvert d'une membrane e-PTFE. Après six mois, au moment de la pose des implants une biopsie a été réalisée. L'analyse histologique a montré que la plupart des particules étaient (« alignées ») assimilables au nouvel os formé, quelques unes n'avaient pas encore subi le processus de résorption et allaient être progressivement substituées par le nouvel os formé. Ils conclurent avec ces résultats que le BCP avait une bonne biocompatibilité et une bonne ostéoconductivité.

- Utilisation de matériau injectable

Boix et al (16,63) ont publié en 2007 une étude concernant le comblement d'alvéole d'extraction avec un matériau injectable, l'IBS qui est un mélange d'un polymère en solution et de granules de phosphate de calcium biphasique. Le but de cette étude est d'estimer l'efficacité d'un substitut osseux injectable prêt à l'emploi dans la préservation de l'os alvéolaire après extraction. Dans cette étude les prémolaires maxillaires et mandibulaires de 3 chiens beagle ont été extraites, puis

les alvéoles ont été comblées avec de l'IBS® sauf les alvéoles mésiales qui ont servi de site témoin. Après 3 mois des biopsies sont réalisées, les résultats histologiques montrent toujours une résorption alvéolaire dans les alvéoles non comblées. Ils ont également observé que la résorption des sites maxillaires était significativement plus lente que celle des sites témoins, de plus une augmentation de la crête alvéolaire a été mesurée dans les sites mandibulaires comblés comprenant 30% d'os nouvellement formé. Il a été conclu qu'un substitut osseux injectable composé d'un polymère et de phosphate de calcium biphasique pouvait augmenter significativement la préservation de l'os alvéolaire après une extraction dentaire. D'autres études similaires ont été réalisées chez l'homme, les conclusions sont les mêmes et permettent l'hypothèse de pouvoir utiliser ce matériau dans l'aménagement du site en vu d'implants (Weiss et al, 2007) (142).

3.2.3.4. Lors de régénération osseuse guidée (ROG) (98, 103)

Les techniques de régénération osseuse, servant à traiter des défauts osseux avant ou pendant la pose d'implants ont fait l'objet de nombreuses publications. Il apparaît que les résultats sont fiables et prévisibles. Cependant, ces techniques chirurgicales sont délicates et la mise en œuvre de protocoles opératoires très rigoureux en assure le succès.

3.2.3.4.1. Les principes biologiques

Les principes biologiques de la régénération osseuse guidée (ROG) sont directement dérivés des principes de la régénération tissulaire guidée, développés en parodontologie. Au cours de la cicatrisation d'un site d'extraction dentaire, l'invagination des tissus mous à l'intérieur de l'alvéole freine le processus de réparation osseuse et tend à initier une résorption secondaire des rebords osseux résiduels. L'isolement et la protection du caillot sanguin peuvent donc exclure les cellules épithéliales et conjonctives, favoriser la prolifération des cellules à fort potentiel ostéogénique, accélérer la maturation osseuse physiologique, éviter la

résorption secondaire et aboutir ainsi à la formation d'un os corticalisé dont le volume est préservé.

3.2.3.4.2. Les indications

Les indications de la ROG sont multiples :

- préservation du volume d'une crête au stade de l'extraction,
- augmentation du volume d'une crête édentée,
- aménagement d'un volume osseux péri-implantaire au stade de l'implantation,
- protection d'une greffe osseuse pour éviter sa résorption,
- mise en place immédiate d'un implant dans une alvéole,
- augmentation verticale de la crête osseuse.

La ROG est aujourd'hui bien codifiée. Des membranes spécifiques ont été développées. Les membranes qui font l'objet de plus de publications sont les membranes PTFE (membranes en polytétrafluoréthylène expansé comme la GTAM®), elles sont non résorbables et présentent des qualités de biocompatibilité, d'herméticité cellulaire, de rigidité et d'intégration tissulaire qui en font un matériau de référence.

Les membranes résorbables actuellement proposées, présentent le grand avantage de ne pas nécessiter de deuxième temps opératoire pour leur dépose. Cependant, ces membranes doivent rester occlusives pendant suffisamment de temps (c'est-à-dire plusieurs mois) pour remplir leur rôle (Zytman et al, 1998) (151).

Plus récemment des membranes résorbables très souples ont été proposées pour maintenir des fragments d'os ou de biomatériaux. Leur utilisation ne déroge pas aux principes généraux de la régénération osseuse guidée.

Les principes techniques de la régénération osseuse guidée qui doivent être rigoureusement respectés pour assurer la fiabilité de la méthode peuvent être résumés en deux points :

- les conditions muqueuses doivent assurer un enfouissement total de la membrane pendant toute la phase de cicatrisation,
- la membrane doit ménager un espace suffisant qui préfigure la quantité de tissu osseux à régénérer. Parmi les moyens à disposition pour créer et maintenir l'espace, il faut distinguer quatre modes différents :
 - °les membranes renforcées,
 - °les vis d'espacement,
 - °l'os autogène,
 - °les matériaux de substitution osseuse.

Dans tous les cas, la membrane doit être fixée et stabilisée afin d'assurer l'herméticité cellulaire. Une mobilisation même minime de la membrane risque d'entraîner une encapsulation fibreuse non pas liée à un processus inflammatoire comme après une exposition prématurée, mais à une réaction de type pseudarthrose.

Les techniques de régénération osseuse guidée sont efficaces pour augmenter horizontalement et de façon moindre verticalement, le volume d'une crête osseuse. Cependant, le plus souvent les membranes sont utilisées pour recouvrir, soit une greffe osseuse, soit un matériau de substitution osseux.

3.2.3.4.3. Technique chirurgicale (98)

La réussite du traitement dépend dans un premier temps du bon décollement du lambeau. Cela nécessite donc une incision supra crestale de pleine épaisseur étendue au-delà de deux à trois dents bordant l'édentement et généralement deux incisions de décharge de part et d'autre du site receveur.

Les incisions de décharge, même si elles retardent la cicatrisation et augmentent le risque d'exposition de la membrane, permettent la levée d'un lambeau qui ne subira aucune tension lorsqu'il sera replacé après l'augmentation du volume

de crête. Une bonne incision et un décollement atraumatique du lambeau favorisent la fermeture primaire et la cicatrisation immédiate.

La zone découverte doit alors être débarrassée de tout tissu conjonctif, des débris radiculaires éventuels et des petites irrégularités. Le site receveur doit être le plus propre possible afin d'augmenter les chances de réussite du traitement.

Le site osseux doit être perforé, surtout sur les corticales très denses, avec une fraise boule de petit diamètre, afin de permettre une communication avec les espaces médullaires et la migration cellulaire. Les facteurs de croissance issus du sang et les protéines issues de l'os du patient vont ainsi pouvoir s'accumuler sous la membrane.

Si l'augmentation verticale est limitée à 1-2mm, l'utilisation d'une membrane seule est suffisante. Dans le cas où l'on recherche une augmentation plus conséquente, la technique de régénération osseuse guidée seule ne semble pas suffisante et il faut y associer l'apport d'une greffe osseuse.

La taille du défaut est mesurée et la membrane en e-PTFE renforcée en titane est adaptée afin de permettre un recouvrement des berges osseuses de 3mm environ. Le contact avec les dents adjacentes sera évité afin de minimiser les risques d'exposition de la membrane.

La membrane est alors fixée à la corticale linguale ou palatine, à l'aide généralement de micro vis ou de micro clou. La membrane est alors réclinée du côté où les vis ont été posées, en attente de l'apport osseux. Le substitut osseux généralement présenté sous la forme de particules de plus ou moins gros diamètre est placé sous la membrane, il sera hydraté préalablement avec du sérum physiologique ou du sang provenant du site receveur puis les granules sont tassées dans le défaut osseux (ceci sans excès afin de permettre un apport suffisant du sang).

Une fois l'apport osseux réalisé, la membrane est rabattue du côté vestibulaire. L'utilisation de vis de fixation permet de maintenir la membrane dans la position souhaitée, ce qui peut se révéler difficile dans les régions peu accessibles. Toute tension excessive du lambeau peut compromettre le traitement, c'est pourquoi après la dissection du lambeau, un essai de fermeture permettra de s'assurer qu'il n'existe pas de tension et qu'il possède une laxité suffisante pour être repositionné sans tension.

Les sutures, enfin, jouent un rôle important dans le recouvrement correct du site comblé. Elles vont guider la cicatrisation et assurer l'herméticité du lambeau.

Après une période de 10 à 14 jours, les sutures seront déposées si la cicatrisation semble suffisante. Le praticien optera pour des sutures discontinues, de type matelassier pour fixer le lambeau sans tension, de façon à assurer une cicatrisation correcte et rapide.

Dans tous les cas d'augmentation des structures osseuses, le port de prothèse adjointe à appui muqueux ne sera pas autorisé. La pression de la prothèse peut provoquer une exposition de membrane et des déhiscences du lambeau, compromettant le résultat de la greffe.

CAS CLINIQUE : Régénération osseuse guidée (115). Figure 39.



Figure 39a:
Fracture localisée de la paroi alvéolaire vestibulaire.

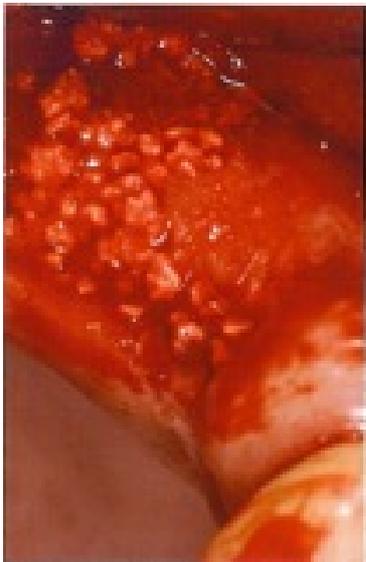


Figure 39b:
Comblement avec un substitut osseux.



Figure 39c:
Mise en place d'une barrière membranaire qui empêche la migration des cellules conjonctives vers le substitut osseux.

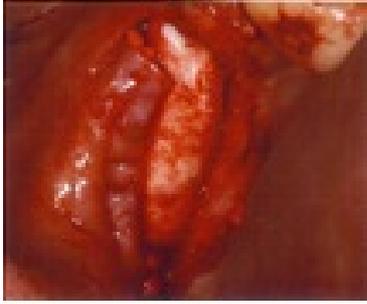


Figure 39d:

Adaptation vestibulaire et palatine de la membrane.



Figure 39e:

Fermeture des berges en recouvrant totalement la membrane.

3.2.3.4.4. Etudes des différents matériaux

En 2007, Fiorellini et al (45) ont réalisé une étude ayant pour but d'évaluer le pourcentage de contact os-implant après régénération osseuse guidée avec des membranes en polytétrafluoroéthylène expansé (PTFE-e) et différents matériaux de comblement sur un modèle canin. Trois mois après l'extraction des prémolaires et premières molaires droites et gauches mandibulaires, des défauts rectangulaires incluant toute l'épaisseur vestibulo-linguale de la crête sont créés dans les procès alvéolaires. Tous les défauts sont recouverts d'une membrane en PTFE-e, et plusieurs matériaux de comblement sont placés, au hasard, sous la membrane : os autogène, os déminéralisé lyophilisé, os bovin anorganique, granules de phosphate tricalcique et éponge en collagène. Chez chaque animal un site témoin est traité avec une membrane seule. Après huit mois de cicatrisation, des implants en titane sont placés dans l'os régénéré. Trois mois plus tard, les animaux sont sacrifiés et des coupes sont analysées par histométrie.

Tous les sites montrent de forts pourcentages (50 à 65%) de contact os-implant, sans différences significatives entre les différents groupes de traitement. De plus tous les matériaux testés forment un complexe qui soutient et maintient les implants ostéointégrés dans un état sain.

Utilisant une approche différée cette étude apporte les preuves histologiques et histométriques que des implants placés dans de l'os entièrement régénéré peuvent s'ostéointégrer et le rester, quelque soit le type de matériaux osseux de comblement utilisé.

4. L'AVENIR DES BIOMATERIAUX DE SUBSTITUTION

4.1. Bioingénierie de la régénération du tissu osseux.

(103)

La technique de référence en matière de comblement osseux est l'autogreffe. Les propriétés d'ostéoinduction de l'autogreffe sont liées à la présence de cellules ostéogéniques et de facteurs de croissance tels que les Bone Morphogenetic Protein (BMP). Les substituts osseux utilisés actuellement servent simplement de support passif à la cicatrisation osseuse, car ils ne possèdent pas d'éléments biologiques ostéoinducteurs.

L'absence d'ostéoinduction est une limite majeure dès lors que l'on veut utiliser ces produits pour traiter des défauts de volume important. De nombreuses recherches sont en cours afin de développer des matériaux qui posséderaient les propriétés de l'autogreffe sans en avoir les inconvénients : quantité limitée, morbidité du site donneur. Deux stratégies sont actuellement développées : la première consiste à utiliser des facteurs de croissance (BMP) et la deuxième, à « cellulariser » le matériau avec des cellules ostéogéniques.

4.1.1. Utilisation de facteurs ostéoinducteurs (BMP)

Les BMP sont des cytokines qui induisent la transformation des cellules mésenchymateuses en ostéoblastes. Le problème majeur de l'utilisation de ces facteurs est lié au choix du vecteur (Logeart-Avramoglou et al, 2005) (76).

L'ensemble des matériaux de substitution osseuse a été proposé comme support de facteurs de croissance mais aucun ne s'est révélé optimal (Alam et coll., 2007) (04).

En effet, de nombreux problèmes ne sont pas résolus : élimination, libération continue à dose thérapeutique des facteurs pendant une période suffisante...

Pour s'affranchir de ces difficultés, des expérimentations de thérapie génique sont en cours. Elles consistent à incorporer un transgène in vivo ou directement in situ. Les cellules transgéniques produisent alors des BMP, sans que l'on puisse pour autant contrôler la quantité de facteur délivrée.

Même si des études cliniques multicentriques sont encore nécessaires pour préciser les indications et les modalités d'utilisation de ces facteurs, la Food and Drug Administration (FDA) a donné son accord pour l'utilisation de BMP-2 dans les fusions intersomatiques lombaires aux Etats-Unis. En Europe, une Autorisation de Mise sur le Marché (AMM) a été accordée à la BMP-7 pour le traitement des fractures non consolidées du tibia en cas d'échec de l'autogreffe. (Hoshino et al, 2007) (57).

Outre le manque de recul clinique, il semble que le principal élément limitant l'utilisation de ces facteurs soit le coût financier.

4.1.2. Utilisation de cellules ostéogéniques

L'objectif de cette stratégie est de développer des substituts osseux bioartificiels associant des cellules souches mésenchymateuses autologues plus ou moins différenciées à un matériau (Ng et al, 2007) (93).

Les cellules mésenchymateuses sont cultivées in vitro sur une matrice en carbonate ou phosphate de calcium, puis le substitut est placé dans le défaut.

Les études chez l'animal ont montré les propriétés ostéoinductrices de ces substituts et leur capacité à rétablir la continuité osseuse au niveau de défauts osseux de 25mm sur le métatarse de mouton (Cancedda et al, 2007) (21). Actuellement, la pertinence clinique et la sécurité de tels matériaux restent à démontrer.

4.2. Le comblement sur mesure (40)

Une technique de comblement alvéolaire sur mesure est proposée depuis peu par une société Suisse, Degradable Solutions AG sous le nom de RoothReplica (Thoma et al, 2006) (132).

Cette technique consiste à préparer au fauteuil une empreinte de l'alvéole à combler en utilisant la racine de la dent extraite.

L'empreinte va ensuite être comblée avec un substitut osseux dégradable constitué d'un mélange de granules de β TCP et d'un polymère biodégradable à bas point de fusion.



Figure 40: Réplication exacte de la racine de la dent en biomatériau (40).

On peut ainsi en une dizaine de minutes réaliser une réplique solide de la racine extraite, consistant en un composite biodégradable et ostéoconducteur. Ce substitut est simplement réimplanté à la place de la racine extraite, sans membrane de protection.

La racine dentaire synthétique empêche l'infiltration du tissu gingival et des bactéries dans la plaie osseuse et réduit le risque d'infection (Nair et al, 2006). Le nouveau biomatériau se dissout et est remplacé peu à peu par le tissu osseux du patient (9 à 15 mois selon les concepteurs).

CONCLUSION

De nos jours une résorption osseuse trop importante peut exclure totalement une solution implantaire. Recréer l'os perdu ou résorbé est un souci qui habite les chirurgiens dentistes depuis très longtemps et cette volonté s'est accentuée avec l'implantologie. Le volume et la qualité du site implantaire déterminent de manière prépondérante le pronostic à long terme d'un implant.

Les biomatériaux synthétiques qui sont actuellement à notre disposition doivent répondre aujourd'hui à des critères spécifiques.

Un biomatériau doit donc être biocompatible, bioactif et ostéoconducteur. L'idéal serait qu'il puisse induire une régénération osseuse, donc qu'il soit ostéoinducteur ou avoir une action de véhicule pour d'autres substances bioactives (molécules, cellules ou facteur de croissance par exemple).

Il doit posséder de bonnes propriétés mécaniques, être résorbable et avoir la possibilité d'être remplacé par l'os de l'hôte, être non toxique, facile à manipuler et à mettre en place.

Chaque matériau de comblement présente des caractéristiques propres qui doivent être connues par le chirurgien dentiste avant d'envisager son utilisation afin de lui permettre de choisir le bon matériau. De plus il paraît fondamental d'informer son patient sur les avantages et les inconvénients de chaque matériau de substitution ainsi que sur la technique chirurgicale pour qu'il puisse prendre sa décision en parfaite connaissance de cause.

Les fabricants développent aujourd'hui des produits synthétiques concurrençant les greffes autogènes et offrent des améliorations de sécurité sanitaire. Ces matériaux apportent aux chirurgiens dentistes un gain de temps et simplifient leur pratique en évitant un second site opératoire, ce qui est apprécié par

les patients. Le défi à relever par les laboratoires pharmaceutiques est la production d'un substitut fiable, ostéoinducteur et résistant à toute infection.

Néanmoins nous avons pu noter une certaine disparité dans les résultats, et il était difficile d'en faire une synthèse objective pour une indication donnée, les résultats obtenus n'étant malheureusement pas toujours concordants.

Les chirurgiens dentistes disposent actuellement d'un choix important de substituts osseux de nature et d'origine très variées qui possèdent des propriétés différentes. Cependant, pour mieux guider ce choix, il est impératif que ces différents substituts fassent l'objet d'études cliniques les comparant à la greffe autogène, encore considérée aujourd'hui comme la greffe de référence.

L'arsenal thérapeutique, à notre disposition, pour traiter les défauts osseux pourrait connaître un nouvel essor grâce aux progrès de l'ingénierie tissulaire.

BIBLIOGRAPHIE

[01]. ACHOMKO Catherine.

Les matériaux de substitution osseuse dans la reconstruction alvéolaire.

Th.: Dentaire : Paris 7, 2007, 039

[02]. ADELL R., LEKHOLM U., ROCKLER B.

A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the endotelous jaw.

Int. J. Oral Surg., 1981, 6, 387-416

[03]. AGENCE NATIONALE D'ACCREDITATION ET D'EVALUATION EN SANTE.

Les substituts osseux. Avril 1997 (en ligne)

http://www.anaes.fr/anaes/Publications.nfs/nPDFFile/RA_APEH-

YFLVS/\$File/substit.pdf ?OpenElement (consulté en novembre 2008)

[04]. ALAM S., UEKI K., MARUKAWA K.

Expression of bone morphogenetic protein 2 and fibroblast growth factor 2 during bone regeneration using different implant materials as an onlay bone graft in rabbit mandibles.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 2007, 103, 1, 16-26

[05]. ALBREKTSSON T., ZARB G., WORTHINGTON P.

The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success.

Int J. Oral Maxillo-Fac. Impl., 1986, 1, 11-25

[06]. AMOURIQ Y., HAMEL L, BODIC F.

Intérêt de l'utilisation d'un substitut osseux phosphocalcique injectable dans les comblements alvéolaires.

Actualité des biomatériaux, vol 6, 511-519

[07]. ANAGNOSTOU F., OUHAYOUN J.P.

Valeur biologique et nouvelles orientations dans l'utilisation des matériaux de substitution osseuse.

Journal de parodontologie et d'implantologie orale, 2000, 19, 3, 317-343

[08]. ANDERREG et al.

A bioactive glass particulate in the treatment of molar furcation invasions.

Journal of periodontology, 1999, 70, 384-387

[09]. ARAUJO M., LINDER E., LINDHE J.

Effect of a xenograft on early bone formation in extraction sockets: an experimental study in dog.

Clin. Oral impl. Res., 2009, 20, 1-6

[10]. ARX T.V., COCHRAN D.L., HERMANN J.S.

Lateral ridge augmentation using different bone fillers and barrier membrane application. A histologic and histomorphometric pilot study in the canine mandible.

Clin. Oral Impl. Res., 2001, 12, 260-269

[11]. BARON R.

Organisation et biologie du tissu osseux.

Implant, 1993, 61-75

[12]. BARRERE F., A VAN BLITTERSWIJK C., DE GROOT K.

Bone regeneration: molecular and cellular interactions with calcium phosphate ceramics.

International journal of nanomedicine., 2006, 1, 3, 317-332

[13]. BECKER W., URIST M., BECKER B.E.

Clinical and histologic observations of sites implanted with intraoral autologous bone grafts or allografts. 15 human case reports.

[14]. BERT M., PICARD B., TOUBOL JP.

Implantologie

Masson, Paris, 1992, 7-21

[15]. BLOCK MS., KENT JN., GUERRA LR.

Implant in dentistry

Philadelphia: Saunders, 1997

[16]. BOIX D., WEISS P., GAUTHIER O.

Injectable bone substitute to preserve alveolar ridge resorption after tooth extraction:
a study in dog.

J Mater Sci Mater Med., 2006, 17, 11, 1145-1152

[17]. BORGHETTI A., MONNET-CORTI V.

Chirurgie plastique parodontale.

Paris : CdP, 2000, 498p

[18]. BRÄNEMARK PI., ZARB GA., ALBREKTSSON T.

Tissue-Integrated Prostheses.

Quintessence, édition, Chicago, 1985

[19]. BRÖNNER Sandrine.

Les matériaux de substitution utilisés en parodontologie et en implantologie : enquête
auprès des membres de la SFPIO.

Th : Dentaire : Strasbourg, 2005.

[20]. CAFFESSE RG., NASJLETI CE, MORRISON EC.

Guided tissue regeneration : comparison of bioabsorbable and non-bioabsorbable
membranes. Histologic histometric study in dogs.

Journal of Periodontology, 1994, 65, 583-591

[21]. CANCEDDA R., GIANNONI P., MASTROGIACOMO M.

A tissue engineering approach to bone repair in large animal models and in clinical
practice.

Biomaterials, 2007, 28, 29, 4240-4250

[22]. CARIOU F.

Protocole clinique du comblement alvéolaire avec de l'os synthétique alloplastique : le RTR.

Clinic, 2006, 27, 519-524**[23]. CARMAGNOLA D., ABATI S., CELESTINO S.**

Oral implants placed in bone defects treated with Bio-Oss®, Ostim®-Paste or perioglass®: an experimental study in the rabbit tibiae.

Clin. Oral Impl. Res., 2008, 19, 1246-1253

[24]. CARMAGNOLA D., BERGLUNDH T., ARAUJO M.

Bone healing around implants placed in a jaw defect augmented with Bio-Oss®. An experimental study in dogs.

J. Clin Periodontol., 2000, 27, 799-805

[25]. CAWOOD JL., HOWELL RA.

Classification of the edentulous jaws.

Int J Oral Maxillofac Surg., 1988, 17, 4, 232-236

[26]. CHOUTEAU J., BIGNON A., CHAVASSIEUX P.

Culture cellulaire d'ostéoblastes et de fibroblastes sur substituts osseux poreux en phosphate de calcium.

Revue de chirurgie orthopédique, 2003, 89, 44-52

[27]. CLAIRET A., BUSSAC G.

Les comblements osseux mandibulaires et maxillaires, étude d'un nouveau matériau.

L'information dentaire, 1991, 22, 1775-1785

[28]. COLOMBIER ML., LESCLOUS P., TULSANE JF.

La cicatrisation des greffes osseuses.

Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 2005, 106, 3, 157-165

[29]. CORDARO L., BOSSHARDT D.D., PALATTELLA P.

Maxillary sinus grafting with Bio-Oss® or Straumann® bone ceramic:
histomorphometric results from a randomized controlled multicenter clinical trial.
Clin. Oral Impl. Res., 2008, 19, 796-803

[30]. CORDIOLI G., MAZZOCCO C., SCHEPERS E.

Maxillary sinus floor augmentation using bioactive glass granules and autogenous
bone with simultaneous implant placement. Clinical and histological findings.
Clin. Oral Impl. Res., 2001, 12, 270-278

[31]. CUISINIER FJG., SCHAAF JF., VAN LANDUYT P.

Immediate implant placement using injectable calcium phosphate hydraulic cement in
dogs.
J Appl Biomat & Biomech, 2004, 2, 88-95

[32]. DACULSI G., LABOUX O., MALARD O.

Current state of the art of biphasic calcium phosphate bioceramics.
Journal of materials science., 2003, 14, 195-200

[33]. DACULSI G., LEGEROS JP.

Three-dimensional defects in hydroxyapatite of biological interest.
J. Biomed. Mater. Res, 1996, 31, 495-501

[34]. DACULSI G., MALARD O., GOYENVALLE E.

Efficacité et performance des substituts osseux pour remplacer les allogreffes et
autogreffes.
ITBM-RBM, 2005, 26, 218-222

**[35]. DAVARPANAH M., JAKUBOWICZ-KOHEN B., CARAMAN M., KEBIR-
QUELIN M.**

Les implants en odontologie
Mémento, éditions CdP, 2004

[36]. DAVARPANAH M., MARTINEZ H., KEBIR M., TECUCIANU JF.

Manuel d'implantologie clinique
Collection JPIO, édition CdP, 1999

[37]. DENTAL PRODUCT SHOPPER. (page consultée le 22 septembre 2009).

Buttler perioglass®.

Adresse : www.dentalproductshopper.com/perioglas

[38]. DIES F.

Régénération osseuse guidée par membrane PTFE-e : intérêt de l'association d'une greffe autogène ou d'un biomatériau.

J Parodont Impl Orale., 1997, 16, 1, 15-30

[39]. DISS A., HITZIG C., CHARBITY., SALSOU B.

Le point sur les facteurs de croissance dans la regeneration osseuse : revue de la littérature.

Journal de Parodontologie et Implantologie Orale, 2002, 22, 1, 5-19

[40]. DS DENTAL. (page consultée le 6 janvier 2009). RootReplica,[En ligne].

Adresse : <http://www.degradable.ch/dental/rootreplica/index.html>.

[41]. DUBRUILLE JH., DUBRUILLE MT., GOUDOT P.

Rhéhabilitation orale et implantologie.

Encyclopédie Médico-Chirurgicale, 23, 330, A, 10

[42]. DUBRUILLE JH., VIGUIER E., LE NAOUR G.

Evaluation of combinations of titanium, zirconia and alumina implants with two bone-fillers in the dog.

Int J. Oral Maxillofac implants, 1999, 14 , 85-91

[43]. DUPRAZ A., DELECRIN J., MOREAU A.

Long-term bone response to particulate injectable ceramic.

J. Biomed Mater Res., 1998, 42, 368-375

[44]. FELLAH B.H., GAUTHIER O., WEISS P.

Osteogenicity of biphasic calcium phosphate ceramics and bone autograft in a goat model. *Biomaterials*, 2008, 29, 1177-1188

[45]. FIORELLINI JP., KIM DM., NAKAJIMA Y.

Ostéointégration d'implants en titane après régénération osseuse guide avec une membrane en polytétrafluoroéthylène expansé et divers matériaux de comblement. *Parodontie et dentisterie restauratrice*, 2007, 27, 3, 287-294

[46]. FLAUTRE B., DELECOURT C., BLARY MC.

Volume effect on biological properties of a calcium phosphate hydraulic cement : experimental study in sheep.
Bone, 1999, 25, 2, 35S-39S

[47]. FLAUTRE B., LEMAITRE J., MAYNOU C.

Influence of a polymeric additives on the biological properties of brushite cements : an experimental study in rabbit.
J Biomed Mater Res A, 2003, 1, 66, 2, 214-223

[48]. FROUM SJ., WALLACE SS., CHO SC.

Comparaison histomorphométrique entre un phosphate de calcium biphasé et l'os anorganique de bovin utilisés pour les comblements de sinus: évaluation de la formation d'os vital 6 à 8 mois postopératoires.
Parodontie et dentisterie restauratrice, 2008, 28, 3, 273-281

[49]. FÜBINGER R., FÜBINGER K.

Résultats cliniques et histologiques à long terme, après régénération osseuse avec du phosphate tricalcique β et mise en place d'implants.
Le chirurgien dentiste de France, 2005, 1228, 59-63

[50]. GALGUT PN., WAITE IM., BROOKSHAW JD.

A 4-year controlled clinical study into the use of a ceramic hydroxyapatite implant material for the treatment of periodontal bone defects.

J Clin Periodontol, 1992, 19, 570-577

[51]. GAUTHIER O., BOIX D., GRIMANDI G.

A new injectable calcium phosphate biomaterial for immediate bone filling of extraction sockets : A preliminary study in dog.

J.Periodontol, 1999, 70, 4, 375-383

[52]. GAUTHIER O., BOULER J.M., WEISS P.

Kinetic study of bone ingrowth and ceramic resorption associated with the implantation of different injectable calcium-phosphate bone substitutes.

J. Biomed Mater Res., 1999, 47, 28-35

[53]. GÖTZ W., GERBER T., MICHEL B.

Immunohistochemical characterization of nanocrystalline hydroxyapatite silicagel (NanoBone®) osteogenesis: a study on biopsies from human jaws.

Clin. Oral Impl. Res., 2008, 19, 1016-1026

[54]. GOUIN F., DELECRIN J., PASSUTI N.

Complements osseux par céramique phosphocalcique biphasée macroporeuse. A propos de 23 cas.

Revue de chirurgie orthopédique, 1995, 81, 59-65

[55]. HARAEUS. (page consultée le 22septembre 2009). Ostim®. [En ligne].

Adresse: http://www.voneo.fr/ostim/pdf/ostim_brochure.pdf

[56]. HENCH LL.

Bioceramics : from concept to clinic.

Journal of the American ceramic society, 1991, 74, 1487-1510

[57]. HOSHINO M., NAMIKAWA Y., KATO M.

Repair of bone defect in revision hip arthroplasty by implantation of a new bone-inducing material comprised of recombinant human BMP-2, Beta-TCP powder, and biodegradable polymer: an experimental study in dogs

J Orthop Res., 2007, 25, 8, 1042-1051

[58]. HRVOJE J, CIMASONI G.

Les matériaux de comblement en parodontie.

Acta Med Dent Helv, 1997, 2, 249-265

[59]. HUBER F.X., BELYAEV O., HILLMEIER J.

First histological observations on the incorporation of a novel nanocrystalline hydroxyapatite paste OSTIM® in human cancellous bone.

BMC Musculoskeletal Disorders., 2006, 7, 50, 1-14

[60]. IFI JC., BERT M, SZABO G.

Utilisation du substitut osseux β -phosphate tricalcique. Etude préliminaire.

Le chirurgien dentiste de France, 2001, 1055, 29-33

[61]. ISIDORI M., CHAVRIER C.

Les biomatériaux en implantologie : risques, sécurité et réglementation.

Implant, 1998, 3, 4, 171-185

[62]. JACOB Caroline.

Techniques chirurgicales de reconstruction des crêtes édentées pour la prothèse fixée sur piliers naturels.

Th : Dentaire : Strasbourg, 2002.

[63]. JAMBREC H., CIMASONI G.

Les matériaux de comblement en parodontie.

Acta Med Dent Helv, 1997, 2, 249-265

[64]. JANEL, Cécile.

Apport des techniques biologiques en chirurgie implantaire : le rôle des facteurs de croissance.

Th : Dentaire : Nancy 1, 2007

[65]. JENSEN S.S., YEO A., DARD M.

Evaluation of a novel biphasic calcium phosphate in standardized bone defects. A histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs.

Clin. Oral Impl. Res., 2007, 18, 752-760

[66]. JOSEPH David.

Comblement des sinus: etude comparative des resultants obtenus avec de l'os autogène et des substituts osseux.

Th : Dentaire : Nancy 1, 2004

[67]. KAMAKURA S., SASANO Y., SHIMIZU T.

Implanted octacalcium phosphate is more resorbable than β -tricalcium phosphate and hydroxyapatite.

J. Biomed Mater Res., 2002, 59, 29-34

[68]. KAMEN PR.

Attachment of human oral fibroblasts to a granular polymeric implant for hard tissue replacement.

J Oral Implantol, 1989, 15, 52-56

[69]. KIM C.K., CHOI E.J., CHO K.S.

Periodontal repair in intrabony defects treated with a calcium carbonate implant and guided tissue regeneration.

J.Periodontol, 1996, 67, 12, 1301-1306

[70]. KLEIN M., GOETZ H., PAZEN S.

Pore characteristic of bone substitute materials assessed by microcomputed tomography.

Clin. Oral Impl. Res., 2009, 20, 67-74

[71]. KNABE C., KOCH C., RACK A.

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

Biomaterials, 2008, 29, 2249-2258

[72]. KNAPP CI., COCHRAN DL.

Evaluations Clinique et histologique des greffes osseuses de comblement pour le traitement de défauts crestaux localisés. Deuxième partie : particules de composites bioactif.

Parodont Dent Rest, 2003, 2, 129-137

[73]. LANG NP., ARAUJO M., KARRING T.

Alveolar bone formation

In: Lindhe J, Karring T, Lang N. eds

Clinical periodontology and implant dentistry

Copenhagen: Blackwell Munksgaard, 2003, 868-896

[74]. LANGSTAFF S., SAYER M., SMITH TJN.

Resorbable bioceramics based on stabilized Calcium Phosphates.

Part 2: evaluation of biological response

Biomaterials, 2001, 22, 135-150

[75]. LEE J.H., JUNG U.W., KIM C.S.

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

Clin. Oral Impl. Res., 2008, 19, 767-771

[76]. LOGEART-AVRAMOGLU D., ANAGNOSTOU F., BIZIOS R.

Engineering bone : challenges and obstacles

J Cell Mol Med., 2005, 9, 1, 72-84 Review

[77]. LOTY C., LOTY S., SAUTIER JM.

Interfaces os/biomatériaux bioactifs implantables.

Implant, 1998, 4, 2, 101-109

[78]. MAC NEIL S.R., COBB C.M., RAPLEY J.W.

In vivo comparison of synthetic osseous graft materials. A preliminary study.

J. Clin Periodontol., 1999, 26, 239-245

[79]. MAINARD D. ET AL.

Les substituts osseux en 2003

Gesto et softo 2003, 10-11

[80]. MAINARD D., LOUIS J.P.

Actualité en biomatériaux.

Vol 6, Romillat

[81]. MAINARD D., MERLE M., DELAGOUTTE J.P., LOUIS J.P.

Actualité en biomatériaux.

Vol 2 et 4, Romillat

[82]. MALARD O., CORRE P., BORDURE P.

Biomatériaux de reconstruction et de comblement osseux en orl et chirurgie cervico-faciale.

Annales d'Otolaryngologie et chirurgie cervico-faciale, 2007, 124, 252-262

[83]. MANGANO C., SCARANO A., IEZZI G.

Maxillary sinus augmentation using an engineered porous hydroxyapatite: a clinical histological and transmission electron microscopy study in man

J Oral Implantol., 2006, 32, 3, 122-131

[84]. MARQUIS Sandra.

Les matériaux de comblement ont-ils tenu leur promesse ?

Th : Dentaire : Nancy 1 ,1999

[85]. MATSUSHITA N., TERAJ H., OKADA T.

A new bone-inducing biodegradable porous β -tricalcium phosphate.

J. Biomed Mater Res., 2004, 70A, 450-458

[86]. MEFFERT R.M., THOMAS J.R., HAMILTON K.M.

Hydroxylapatite as an alloplastic graft in the treatment of human periodontal osseous defects.

J.Periodontol, 1985, 56, 2, 63-73

[87]. MISCH CE., DIETSH F.

Bone-grafting materials in implant dentistry

Implant dentistry, 1993, 2 (3), 158-166

[88]. MOLE C.

Rôles des concentrés plaquettaires dans la cicatrisation et la regeneration osseuse

Journal de parodontologie et d'implantologie, 2006, 25,1, 45-62

[89]. MONNET-CORTI V., ROCHE-POGGI P.

Principes biologiques mis en jeu dans la cicatrisation osseuse.

Journal de parodontologie et d'implantologie orale, 2005, 25, 5-13

[90]. MUSTER D., VOUILLOT JL., DUBRUILLE JH.

Biomatériaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillofaciale

Encyclopédie médico-chirurgicale, 1999, Elsevier, Paris.

[91]. NAIR PM., LUDER HU., MASPERO FA.

Biocompatibility of β TCP root replicas in porcine tooth extraction sockets- a correlative histological, ultrastructural, and X-ray microanalytical pilot study.

J Biomater Appl., 2006, 20, 4, 307-324

[92]. NEVINS M., MELLONIG J.

Avantages de l'augmentation locale de la crête avant la pose d'un implant :
progression segmentielle.

Rev Int Parodont Dent Rest, 1994, 14, 2, 97-111

[93]. NG AM., SAIM AB., TAN KK.

Differential osteogenic activity of osteoprogenitor cells on HA and TCP/HA scaffold of
tissue engineered bone.

J Biomater Res A., 2007, 9

[94]. ODUS TECHNOLOGIE. (page consultée le 22 septembre 2009). VitalOs
cement®.[En ligne].

Adresse : www.henryschein.nl/---/Profiles1?ids_implant

[95]. ORRIL H., SCOTOME S., CHEN J.

β -tricalcium phosphate (β -TCP) graft combined with bone marrow stromal cells (MSC)
for posterolateral spine fusion.

J Med Dent Sci., 2005, 52, 51-57

[96]. OUHAYOUN JP. ITIC J.

Les os maxillaires et mandibulaires: l'os alvéolaire.

Inf Dent, 1995, 5, 343-347

[97]. PALTU A., HOCH T.

A concept for the treatment of various dental bone defects.

Implant Dentistry, 2002, 11, 1, 73-77

[98]. PANEPUCCI Maud.

Techniques d'augmentation de crêtes en vue de la pose d'implants.

Th : Dentaire : Nancy 1, 2005, 2403

[99]. PARK J.W., JANG J.H., BAE S.R.

Bone formation with various bone graft substitutes in critical-sized rat calvarial defect.
Clin. Oral Impl. Res., 2008, 20, 1-7

[100]. PASSUTI N., DELECRIN J., DACULSI G.

Experimental data regarding macroporous biphasic calcium phosphate ceramics.
Eur J Orthop Surg Traumatol., 1997, 7, 79-84

[101]. PASSUTI N., DELECRIN J., GOUIN F., HEYMANN D.

Substituts osseux

Encyclopédie Médico-Chirurgicale 14-015-B-10, 1999, Elsevier, Paris.

[102]. PIATELLI A., SCARANO A., MANGANO C.

Clinical and histologic aspects of biphasic calcium phosphate ceramic (BCP) used in connection with implant placement.

Biomaterials, 1996, 17, 1767-1770

[103]. PIZANO Dorothy.

Les matériaux de substitution osseuse en chirurgie buccale.

Th : Dentaire : Lille 2, 2008

[104]. POBLETE-MICHEL M.G., MICHEL J.F.

Les applications chirurgicales des ultrasons

Réussir, Quintessence international, 2008

[105]. PRINC G., BERT M., IFI J.C.

Utilisation du substitut osseux β phosphate tricalcique. Résultats a 3 ans.

Le chirurgien dentiste de France, 2006, 1250-1251, 29-32

[106]. PRINC G., PIRAL T.

Chirurgie osseuse pré-implantaire.

Mémento, édition cdP, 2008

[107]. RANSFORD A.O., MORLEY T., EDGAR M.A.

Synthetic porous ceramic compared with autograft in scoliosis surgery. A prospective, randomized study of 341 patients.

The journal of bone and joint surgery, 1998, 80, 1, 13-18

[108]. REHMAN I., KNOWLES JC., BONFIELD W.

Analysis of in vitro reaction layers formed on bioglass using thinfilm X-ray diffraction and ATR-FTIR microspectroscopy.

Journal of Biomedical Materials Research, 1998, 41, 162-166

[109]. RENOUARD F., RANGERT B.

Prise de décision en pratique implantaire

Quintessence international, 2005

[110]. SAUTIER JM.

Genetic and molecular regulation of bone regeneration

Alpha Omegan, 2003, 96, 3, 16-18

[111]. SAUTIER JM., LOTY C., LOTY S.

Les bioverres et leurs applications cliniques dans la regeneration osseuse.

Journal de parodontologie et d'implantologie orale, 1998, 17, 4, 431-439

[112]. SAUTIER JM., LOTY C., LOTY S.

Biologie de la reparation osseuse.

Information dentaire, 1995, 38, 2955-2960

[113]. SCHEPERS E., BARBIER L.

Implant placement enhanced by a new bioactive material.

Bioceramics Volume 10. 1997, 425-428

[114]. SCHWARZ F., HERTEN M., FERRARI D.

Guided bone regeneration at dehiscence-type defects using biphasic hydroxyapatite + β -tricalcium phosphate (BoneCeramic®) or a collagen-coated natural bone mineral (BioOss®): an immunohistochemical study in dogs.

Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 2007, 36, 1198-1206

[115]. SEBAN A.

Greffes osseuses et implants

éditions Masson

[116]. SEBBAG P., MISSIKA P.

Les matériaux de comblement: classification et propriétés

Implant, 1995, 1, 3, 217-233

[117]. SHANAMAN RH.

The use of guided tissue regeneration to facilitate ideal prosthetic placement of implants.

Int J Periodont Rest Dent, 1992, 12, 4, 256-265

[118]. SHIKINAMI Y., OKAZAKI K., SAITO M.

Bioactive and bioresorbable cellular cubic-composite scaffolds for use in bone reconstruction.

J. R. Interface., 2006, 3, 805-821

[119]. SMEETS R., GROSJEAN M., JELITTE G.

Hydroxyapatite nanocristalline en tant que matériaux de substitution osseuse (Ostim®) pour le rehaussement du plancher du sinus maxillaire. Présentation d'un cas.

Rev Mens Suisse Odontostomatol, 2008, 118, 209-212

[120]. STANLEY HR., HALL MB., CLARK AE.

Using 45S5 bioglass cones as endosseous ridge maintenance implants to prevent alveolar ridge resorption: a 5-year evaluation.

Int. J. Oral and Maxillofac. Implants., 1997, 12, 95-105

[121]. STEPHEN L. WHEELER D.

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

J. Oral Maxillofac Surg., 1997, 55, 1287-1293

[122]. STRIEZTZEL F.P., REICHART P.A., GRAF H.L.

Lateral ridge augmentation using a synthetic nano-crystalline hydroxyapatite bone substitution material (Ostim®). Preliminary clinical and histological results.

Clin. Oral Impl. Res., 2007, 18, 743-751

[123]. SUBA Z., TAKACS D. GYULAI-GAAL S.

Facilitation of β TCP induced alveolar bone regeneration by platelet-rich plasma in beagle dogs: a histologic and histomorphometric study.

Int J Oral Maxillofac Implants, 2004, 19, 832-838

[124]. SUMMER RB.

A new concept in maxillary implant surgery, the osteotome technique.

Compendium, 1994, 2, 152-158

[125]. SUN J.S., TSUANGY.H., LIAO C.J.

The effects of calcium phosphate particles on the growth of osteoblasts.

J. Biomed Mater Res., 1997, 37, 324-334

[126]. SZABO G., HRABAK K., BARABAS J.

Autogenous bone versus β TCP graft alone for bilateral sinus elevation. Preliminary results.

Int J Oral Maxillofac Implants, 2001, 16, 5, 681-692

[127]. TADIC D., EPPLE M.

A thorough physiochemical characterization of 14 calcium phosphate-based bone substitution materials in comparison to natural bone.

Biomaterials, 2004, 25, 987-994

[128]. TAMIMI F., TORRES J., LOPEZ-CABARCOS E.

Minimally invasive maxillofacial vertical bone augmentation using brushite based cements.

Biomaterials, 2009, 30, 208-216

[129]. TANAKA T., KUMAGAE Y., SAITO M.

Bone formation and resorption in patients after implantation of β -tricalcium phosphate blocks with 60% and 75% porosity in opening-wedge high tibial osteotomy.

J. Biomed Mater Res., 2008, 86B, 453-459

[130]. TEN CATE A.R.

Oral Histology. 3Rev Ed Mars 1989.

[131]. TENENBAUM H., CUISINIER F., FRICAIN J.

Les matériaux de substitution osseuse

Dossier ADF 2005, 5-32

[132]. THOMA K., PAJAROLA GF., GRATZ KW.

Bioabsorbable root analogue for closure of oroantral communications after tooth extraction: a prospective case-cohort study.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 2006, 101, 5, 558-564

[133]. TORRES JH., CUISINIER F.

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

Présentation de la technique et illustration par un cas.

Revue implantologie, 2007, 87-94

[134]. TRILLER M.

Histologie dentaire

Masson, 1987, 131-148

[135]. TULSANE J.F., ANDREANI J.F.

Les greffes osseuses en implantologie.

Réussir, Quintessence international

[136]. TURCZYN R., WEISS P., LAPKOWSKI M.(

In situ self hardening bioactive composite for bone and dental surgery.

J Biomater Sci Polym Ed., 2000, 11, 2, 217-223

[137]. VEIS AA., DABARAKIS NN., PAISIS NA.

Bone regeneration around implants using spherical and granular forms of bioactive glass particles.

Implant Dent, 2006, 15, 4, 386-392

[138]. VERON CH., CHANAVAZ M., FERRI J.

Biomatériaux et biocompatibilité

Revue de stomatologie et de chirurgie maxillofaciale, 1995, 96 (4), 274-292

[139]. VICTORIA E.C., GNANAM F.D.

Synthesis and characterization of biphasic calcium phosphate.

Trends Biomater. Artif. Organs., 2002, 16, 1, 12-14

[140]. VON ARX T., COCHRAN DC., HERMANN JS.

Lateral ridge augmentation using different bone fillers and barrier membrane application. A histologic and histomorphometric pilot study in the canine mandible.

Clin Oral Implants Res, 2001, 12, 3, 260-267

[141]. WANG S., ZHANG Z., ZHAO J.

Vertical ridge augmentation with β tricalcium phosphate and autologous osteoblasts in canine mandible.

Biomaterials, 2009, 30, 1-10

[142]. WEISS P., LAYROLLE P., CLERGEAU L.P.

The safety and efficacy of an injectable bone substitute in dental sockets demonstrated in a human clinical trial.

Biomaterials, 2007, 28, 3295-3305

[143]. WILSON J., CLARK AE., HALL M.

Tissue response to Bioglass® endosseous ridge maintenance implants.

J Oral Pathol, 1993, 19, 295-302

[144]. YILMAZ S., EFEGLU E., KILIC AL.

Alveolar ridge reconstruction and/or preservation using root form bioglass cones.

J Clin Periodontol, 1998, 28, 832-839

[145]. YUAN J., CUI L., ZHANG W.J.

Repair of canine mandibular bone defects with bone marrow stromal cells and porous β tricalcium phosphate.

Biomaterials, 2007, 28, 1005-1013

[146]. YUKNA R.A.

HTR polymer grafts in human periodontal osseous defects. 6-month clinical results.

J.Periodontol, 1990, 61, 10, 633-641

[147]. YUKNA R.A.

Clinical evaluation of HTR polymer bone replacement grafts in human mandibular class 2 molar furcation.

J.Periodontol, 1994, 65, 4, 342-347

[148]. ZAGHEZ. (page consultée le 20 novembre 2008).Chapitres 11, 9 et 5, [En ligne].

Adresse : <http://zaghez.ifrance.com/mémoires/MCO/CHAPITRE11>.

Adresse : <http://zaghez.ifrance.com/mémoires/MCO/CHAPITRE5>.

Adresse : <http://zaghez.ifrance.com/mémoires/MCO/CHAPITRE9>.

[149]. ZERBO I.R., BRONCKERS A.L., DE LANGE G.L.

Histology of human alveolar bone regeneration with a porous tricalcium phosphate. A report of two cases.

Clin. Oral Impl. Res., 2001, 12, 379-384

[150]. ZIMMER DENTAL. Calcitite® (page consultée le 22 septembre 2009).[En ligne].

Adresse :<http://cafe.naver.com/ArticlesRead.nhn?clubid=17040580&page=1&menuid=22&boardtype=L&articleid=91>

[151]. ZITMANN NU., NAEF R., SCHAERER P.

Resorbable versus non resorbable membranes in combination with Bio-Oss® for guide bone regeneration.

Int J Oral Maxillofac Implants, 1998, 13, 844-85

TABLE DES ILLUSTRATIONS

- Figure 1** : Représentation schématique des différentes cellules osseuses.
- Figure 2** : Les cellules souches mésenchymateuses
- Figure 3** : Coupe de parodonte.
- Figure 4** : Les ostéoclastes provoquent des résorptions osseuses ou lacune de Howship.
- Figure 5** : Physiologie osseuse : le remodelage osseux.
- Figure 6** : Mécanisme de la résorption osseuse.
- Figure 7** : Remodelage et croissance osseuse.
- Figure 8** : Remplacement du caillot par le tissu de granulation et initiation de l'ossification membranaire.
- Figure 9** : Fermeture d'une alvéole d'extraction dentaire.
- Figure 9a: Hématome, présence de sang et d'un caillot sanguin.
- Figure 9b: Migration des cellules inflammatoires dans le caillot.
- Figure 9c: Revascularisation par des néovaisseaux qui pénètrent le caillot.
- Figure 9d: Ré-oxygénation du site.
- Figure 9e: L'alvéole est remplie par de la moelle osseuse et de l'os fibrillaire.
- Figure 10** : L'alumine, matériaux biotoléré.
- Figure 11** : Le titane, matériau bioinerte.
- Figure 12** : Bioverre, matériau biotoléré.
- Figure 13** : Description des différentes interfaces possibles selon le biomatériau implantable.
- Figure 14** : Schéma des phénomènes de dissolution-reprécipitation in vivo à la surface de l'hydroxyapatite
- Figure 15** : Seringue de Calcitite®.
- Figure 16** : Système Ostim®.
- Figure 17** : Diagramme ternaire $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ montrant l'influence de la composition du bioverre sur sa réactivité de surface.
- Figure 18** : Bioactivité des bioverres.
- Figure 19** : Porosité des blocs en bioverre poreux à différentes échelles.
- Figure 20** : Différents conditionnements du péroiglas®.
- Figure 21** : Mécanisme de formation de la couche d'apatite d'une vitrocéramique apatite-wollastonite dans un fluide biologique simulé.

Figure 22: Bioactivité d'une vitrocéramique apatite-wollastonite au sein du tissu osseux, avec formation d'une couche d'apatite à l'interface.

Figure 23: Conditionnement du VitalOs®.

Figure 24: Application de β TCP-HTR dans le sinus maxillaire.

Figure 25: Angiogénèse.

Figure 26: Cicatrisation : dégradation de la fibrine et néoangiogénèse.

Figure 27: Schéma de transition entre l'os fibrillaire et l'os lamellaire.

Figure 28: Evènement précoce de la réponse osseuse à une implantation.

Figure 29: Prise de décision en pratique implantaire.

Figure 30: Les facteurs de risques esthétiques.

Figure 31: Application chirurgicale des ultrasons.

Figure 31a : Découpe du volet vestibulaire osseux permettant l'accès au sinus.

Figure 31b : Décollement de la membrane de Schneider à l'aide de spatules Satelec.

Figure 31c : Mise en place de l'implant puis de la greffe osseuse ou du biomatériau, ou encore du biomatériau seul.

Figure 31d : Sutures et lambeau repositionné dans sa position initiale.

Figure 32: Comblement sinusien et implantation immédiate.

Figure 33: Comblement sinusien et implantation différée.

Figure 34: Inserts Periollift® Satelec destinés au soulèvement sinusien par voie alvéolaire.

Figure 35: Cas clinique : Comblement sinusien pour une mise en place de deux implants.

Figure 35a: Edentement postérieur absence de 16 et 17.

Figure 35b: Exposition de la paroi latérale du maxillaire.

Figure 35c: Volet latéral réalisé à la fraise diamantée.

Figure 35d: Comblement avec un matériau alloplastique.

Figure 35e: 5mm d'os crestale résiduel permettent de stabiliser simultanément 2 implants.

Figure 35f : Sutures étanches par points multiples.

Figure 35g : Contrôle radio à 10 mois.

Figure 36: Chronologie de la cicatrisation après une extraction dentaire.

Figure 37: Cas clinique : Comblement alvéolaire postextractionnel avec un matériau bioverre.

Figure 37a: Avulsion de 44, 45, 46.

Figure 37b: Comblement immédiat des alvéoles déshabitées avec un matériau de type bioverre.

Figure 37c: A 9 mois, résorption osseuse verticale et transversale.

Figure 37d et e: Biopsie est réalisée sur le site greffé à 9 mois.

Figure 38: Comblement alvéolaire postextractionnel avec un matériau alloplastique à base de phosphate tricalcique.

Figure 38a: Situation clinique pour laquelle un déficit osseux d'étiologie parodontale est constaté.

Figure 38b: Vue à travers un miroir photographique.

Figure 38c: Comblement alvéolaire avec un matériau de phosphate tricalcique.

Figure 38d: Le matériau à base de phosphate tricalcique est stabilisé par le caillot sanguin.

Figure 38e: Suture après stabilisation du matériau dans l'alvéole.

Figure 38f : Radiographie panoramique à 9 mois.

Figure 38g : Les implants sont mis en place 1 an après le comblement.

Figure 39: Régénération osseuse guidée.

Figure 39a: Fracture localisée de la paroi alvéolaire vestibulaire.

Figure 39b: Comblement avec un substitut osseux.

Figure 39c: Mise en place d'une barrière membranaire qui empêche la migration des cellules conjonctives vers le substitut osseux.

Figure 39d: Adaptation vestibulaire et palatine de la membrane

Figure 39e: Fermeture des berges en recouvrant totalement la membrane.

Figure 40: Réplication exacte de la racine de la dent en biomatériau.

Figure 41: Cas clinique, photographies du Dr Lê.

PICAUT Charline – Apport des matériaux de substitution osseuse d’origine synthétique dans l’aménagement des sites pré-implantaires

NANCY 2009 : 169 f. : 41 ill.

Th. : Chir-Dent. : NANCY I :2009

Mots clés : Greffe

Substituts osseux

Matériaux synthétiques

Sites pré-implantaires

PICAUT Charline - Apport des matériaux de substitution d’origine synthétique dans l’aménagement des sites pré-implantaires

Th. : Chir-Dent. : NANCY I :2009

L’implantologiste est confronté à des défauts osseux qu’il est impératif d’aménager avant toute intervention.

Il peut avoir recours aux greffes osseuses mais les greffes autologues présentent l’inconvénient d’un second site opératoire et des douleurs supplémentaires.

On peut également utiliser des biomatériaux d’origine animale : le risque potentiel, dans ce cas, est d’ordre infectieux ou immunologique même si tout est mis en œuvre pour éviter ce genre de problèmes. Une autre alternative est possible : l’utilisation de biomatériaux synthétiques de substitution osseuse qui sont employés de manière courante, en chirurgie orthopédique car ce sont des produits qui répondent à des normes sanitaires strictes. De plus ces matériaux évitent la création d’un site de prélèvement.

Le but de ce travail est d’apporter une information éclairée sur les différents matériaux synthétiques à notre disposition, d’en donner les meilleures indications en fonction de la situation clinique et surtout de comparer leur efficacité aux techniques de greffes traditionnellement utilisées jusque là en chirurgie implantaire.

JURY :

Monsieur J-P. ARTIS	Professeur des universités	Président
<u>Monsieur P. BRAVETTI</u>	Maître de conférences des universités	Juge
Madame A. LÊ	Docteur en chirurgie dentaire	Juge
Monsieur J. BALLY	Docteur en chirurgie dentaire	Juge

Nom et adresse de l’auteur :

PICAUT Charline
6 rue Callot
54000 NANCY

Jury : Président : J-P. ARTIS – Professeur 1er grade
Juges : P. BRAVETTI – Maître de Conférence des Universités
A. LE – Docteur en Chirurgie Dentaire
J. BALLY – Docteur en Chirurgie Dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

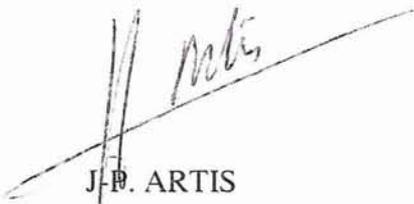
Présentée par: **Mademoiselle PICAUT Charline**

né(e) à: **Epinal (Vosges)**

le **23 septembre 1983**

et ayant pour titre : «**Apport des matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique dans l'aménagement des sites pré-implantaires**».

Le Président du jury,



J-P. ARTIS

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie



P. BRAVETTI

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3148

NANCY, le 13.11 2009.

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

Pour le Président
et par Délégation,
La Vice-Présidente du Conseil
des Études et de la Vie Universitaire,
J-P. FINANCE

C. CAPDEVILLE-ATTENSON