



HAL
open science

L'augmentation osseuse pré-implantaire : analyse comparative des techniques et résultats

Jean-Baptiste Vivot

► **To cite this version:**

Jean-Baptiste Vivot. L'augmentation osseuse pré-implantaire : analyse comparative des techniques et résultats. Sciences du Vivant [q-bio]. 2011. hal-01738769

HAL Id: hal-01738769

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01738769>

Submitted on 20 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 D'ODONTOLOGIE

Année Universitaire 2010-2011

THESE

pour le 24 juin 2011

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Jean-Baptiste VIVOT

Né le 10 mars 1985 à BESANCON (Doubs)

**L'AUGMENTATION OSSEUSE PRE-IMPLANTAIRE : ANALYSE
COMPARATIVE DES TECHNIQUES ET RESULTATS**

Présentée et soutenue publiquement le 24.06.2011

Examineurs de la Thèse:

- Monsieur P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président et Directeur de thèse
- Madame C. STRAZIELLE	Professeur des Universités	Juge
- Monsieur D. JOSEPH	Assistant des Universités	Juge
- Monsieur L. GENIN	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. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. M. Mlle Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques BOCQUEL Julien COSTER Charlotte PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle M.	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> BOLENDER Yves PY Catherine EGLOFF Benoît	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistante Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M.	<u>Par intérim ARTIS Jean Paul</u> JANOT Francis Poste transféré en 57-02	Professeur 1 ^{er} grade Professeur Contractuel Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. M. M.	<u>AMBROSINI Pascal</u> BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) MILLER Neal PENAUD Jacques GALLINA Sébastien JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. Mlle Mlle	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BALLY Julien CURIEN Rémi GUILLET Julie SOURDOT Alexandra	Maître de Conférences Professeur 1 ^{er} grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant (ex 58-01) Assistant Assistante (ex 56-03) Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mlle	<u>WESTPHAL Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc ERBRECH Aude	Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistante Associée au 01/10/2007
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe MORTIER Eric CUNY Pierre HESS Stephan PECHOUX Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. Mlle Mlle Mlle Mlle M.	<u>LOUIS Jean-Paul</u> ARCHIEN Claude DE MARCH Pascal SCHOUVER Jacques BARONE Serge BEMER Julie MONDON Hélène RIFFAULT Amélie SIMON Franck	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante Assistante Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. Mme	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Section 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre JAVELOT Cécile (Jacquelin)	Professeur des Universités* Professeur des Universités Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2009

souligné : responsable de la sous-section

* temps plein

Mis à jour le 01.03.2011

À notre président et directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Pascal AMBROSINI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Vice-Doyen au budget et aux affaires hospitalières

Habilité à diriger des recherches

Professeur des Universités

Responsable de la Sous-section : Parodontologie

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

Nous apprécions le privilège que vous nous avez fait en acceptant de diriger notre travail.

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

Nous vous prions de croire à notre sincère reconnaissance.

À notre juge,

Madame le Professeur Catherine STRAZIELLE,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Neurosciences

Professeur des Universités

Habilité à diriger des Recherches par l'université Henri Poincaré, Nancy-I

Responsable de la sous-section : Sciences anatomiques et Physiologiques,

Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie.

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, pour l'ensemble de vos connaissances et compétences mais également pour votre disponibilité.

Soyez assuré de notre sincère gratitude et notre profonde reconnaissance.

À notre juge,

Monsieur David JOSEPH,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant hospitalier universitaire
Sous-section : Parodontologie

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

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

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

À notre juge,

Monsieur Loïc GENIN,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Ancien attaché à la sous-section de parodontologie

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.

REMERCIEMENTS

À Cathy Cœur,

Merci ma petite chérie pour ce que tu fais pour moi et pour toute la joie et le bonheur que tu me donnes tous les jours. Sans toi, je n'en serai pas là aujourd'hui et je peux dire que grâce à toi, j'en ai fini. Tu sais ce que tu représentes pour moi et sans toi, la vie ne serait pas la même... Atmmmm !!!!

À mes parents,

Merci à vous qui avez tout fait pour moi merci pour tout cet amour que vous m'avez donné et tous ces conseils que vous m'avez apportés. Merci de m'avoir toujours poussé et soutenu. Merci kiki pour toutes les fautes que tu as corrigées même si j'ai fait de mon mieux pour t'épargner le travail....
Je vous aime fort !!!!!

À mes 2 frères ou 2 boulets,

Sans qui je n'aurai jamais retrouvé ce sac de ski dans les télécabines du Mont-Valon (Voilà un souvenir parmi beaucoup d'autres, qui me rappelle toutes ces années passées ensemble, qui me manquent....). Je vous adore !

À Sandra et Angela,

Merci à vous 2 de bien vous occuper de mes 2 boulets préférés....

À Rafaël,

Ça paraît un peu prématuré pour que tu comprennes quelque chose mais je ne pouvais pas t'oublier... et Tonton t'attend toujours pour passer des vacances ! C'est quand tu veux.

À mon Papi Louis et mes grand parents,

Je t'admire Papi pour ce que tu as fait, pour le courage que tu as dans la vie, pour cette détermination qui font de toi un modèle. Merci pour tous les bons souvenirs, les vacances, les noëls, les repas en famille, parce qu'être en ta compagnie est tout simplement un bonheur.

À Jean-Mimi, Nadine, Béné et Ram, Jeffon et Cindy

Merci à vous tous pour votre gentillesse ; nos retrouvailles à Menou sont toujours un plaisir.

À Vivien et tous les cousins cousines,

Merci à tous pour tous nos souvenirs d'enfants, les foots, les vacances chez Papi et Mamie, les repas à Laviron avec Mamie, les matchs à Sochaux, le temps passe trop vite... Parce que ces vacances avec vous étaient toujours des bons moments !

À Dodo et Willy,

Les 2 compairs Big-boss qui ont toujours rêvé et rêve toujours des flyeurs !!!!!... Vous me manquez beaucoup.

À Guigui, Charly, PH,

Merci les copains pour ces années passées ensemble. Au lycée ou en P1, pour le meilleur et pour le pire. La distance nous a séparés, mais je suis toujours aussi content de vous revoir.

À L'Oliv',

Merci Mr Pilz pour tous ces moments passés et tous ceux qui arrivent. Ta générosité te perdra, mais ne change rien de ce que tu es : quelqu'un d'exceptionnel – Le capt'N

À Cécouf et Marie (ou la coloc de choc),

À ces deux années passées en vos compagnies, je n'ai qu'une chose à vous dire : Merci les colocos de chocs. Depuis que vous êtes parties, finies les soirées « Tonnerres » !!!!! Rien ne peut rivaliser lol. Je n'oublierai jamais tous ces bons moments passés ensemble.

Petite dédicace toute particulière à ma plus fidèle complice francomtoise.... Même si Vesoul, c'est pas vraiment la F-C lol. En tout cas, Lyon c'est loin !

À Loulou,

Quel Paris !!!! et oui mon loulou, on l'a fait. Ce fut dur, mais v'là le résultats de toutes ces sorties nocturnes et moins noctures. Un peu moins de 4h ou presque... Maintenant OCMNY2012 nous attend... Il reste du bon boulot à faire !!!!

À Marco , Marie, Pippou, Sophia and co

Merci pour toutes ces soirées et pré-soirées, ces tennis (et oui mon Pippou je ne t'oublie pas), ces barbecues, passés en vos compagnie qui sont toujours un plaisir.

À Victor et Popo,

C'est toujours un réel plaisir de passer du temps en votre compagnie. Merci de m'avoir supporter quand je n'avais plus de toit ... J'espère que cette nouvelle installation messine vous donnera des idées pour la suite.

À Jérem,

Et voilà mon Jérem, je passe après toi... Merci pour tous ces moments passés en ta compagnie. Pour le pire comme les révisions, mais surtout pour le meilleur. J'espère que nos routes nous amènerons à nous revoir régulièrement.

À Francky,

Spéciale dédicace pour toi Champion !

À Amélie la nouvelle bisontine et Jon,

Et oui, te voilà un peu chez moi maintenant. Besançon !!! Quel bon choix... Cela fera un nouveau passage pour un petit verre de Pont avant le bal d'Arc-sous-Cicon. Merci pour tous les moments passés ensemble avec tout le monde depuis 5 ans.

À Tartelette et Amandine, Jess et Arno, Seb et Emilie.

L'équipe messine presque au complet... ; Merci du fond du cœur pour toutes ces années, vacances, soirées, cours ??? passés ensemble.

À Cyp et François,

« Apparemment les médecins auraient dit que François se serait fait un tassement de vertèbre !!!! ». Quel bon souvenir.... On remet ça en 2012 ???

Merci à vous 2 pour ces bons moments passés à vibrer en l'air... ou tout du moins à m'avoir initié !!!

À Anne et Charles,

Quand je repense à toutes ces soirées : Choucroute, couscous, crit, soirée Charles... Toujours dans les bons coups !!! Vivement les suivantes à commencer par ce soir et les futures soirées Jack l'éventreur...

À Christophe Mortier et Juliette,

Merci à vous pour ces 3 années passées en votre compagnie. Ce fût un réel plaisir de travailler et je vous suis très reconnaissant pour tout ce que vous m'avez apporté Mr Mortier... Sans vous, mon métier et mon travail ne seraient pas le même aujourd'hui.

Et toi Juliette, merci pour tous ces mardis passés en ta présence... ta simplicité, ta gentillesse et ta bonne humeur rendaient ces mardis tout simplement magiques.

À l'équipe Thionvilloise route d'Elange,

Merci pour votre accueil et votre bonne humeur. C'est un plaisir de travailler avec vous au quotidien.

Au Dental Football Club,

Et oui je ne vous oublie pas les footballeurs. Que de plaisirs de toujours vous retrouver tous les mercredis soirs. Une attention toute particulière aux saisons 2006 à 2009, où les actuelles retraités pippo Inz', L'aigle Jé des açores, Shasha, Nourdigao!...

À tous les dirigeants et coéquipiers de l'As Plateau,

Je repense à tous les matchs, tous les entraînements, tous les buts, toute cette bonne humeur, tous les repas d'avant match,... que du bonheur.

À Aurélien, Cindy, Fanny, Adrien, France, Ludovic, Thomas, Christophe, Cécile, Célia, Benoit....

Pour tous ces souvenirs de notre enfance.....

À nos enseignants et assistants de la faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy,

En témoignage de notre reconnaissance pour votre enseignement.

Aux hommes verts,

Merci pour toutes les soirées poker organisées grâce à vous.

À Gégé, Béa, Christine, Marie-Jo, Patricia

Merci pour votre bonne humeur, votre disponibilité, votre gentillesse... Toujours là pour rendre un service, pour passer les instruments ou pour trouver le dossier introuvable !

À tous ceux que j'ai oubliés.

**L'AUGMENTATION OSSEUSE PRE-IMPLANTAIRE : ANALYSE
COMPARATIVE DES TECHNIQUES ET RESULTATS**

Plan de Thèse

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	p 13
1. LES PERTES OSSEUSES	p 17
1.1 GENERALITES DE L'OS ALVEOLAIRE	p 19
1.1.1 Rappels anatomiques sur l'os alvéolaire	p 19
1.1.2 Structure du tissu osseux	p 21
1.1.2.1 Architecture de l'os	p 21
1.1.2.2 Cellules osseuses	p 21
1.1.2.3 Remodelage osseux	p 23
1.2 LA CICATRISATION DE L'ALVEOLE	p 23
1.2.1 Formation du caillot	p 23
1.2.1.1 Temps vasculaire.....	p 23
1.2.1.2 Temps plaquettaire.....	p 24
1.2.1.3 Temps plasmatique.....	p 26
1.2.1.4 Rôles du caillot.....	p 29
1.2.2 Evolution de la plaie vers la cicatrisation.....	p 29
1.2.3 Cicatrisation de première intention.....	p 29
1.2.3.1 Phase de détersion.....	p 30
1.2.3.2 Phase de réparation.....	p 30
1.2.4 Cicatrisation de seconde intention.....	p 30
1.2.5 Phase de modification secondaire.....	p 31
1.2.6 La cicatrisation osseuse.....	p 31
1.2.6.1 Ostéoconduction, ostéoinduction et ostéogénèse.....	p 32
1.2.6.2 Formation de la substance osseuse.....	p 33
1.2.6.3 Comblement osseux de l'alvéole.....	p 37
1.2.7 Cicatrisation alvéolaire en fonction du site d'extraction.....	p 38
1.2.7.1 A la mandibule.....	p 38
1.2.7.2 Au maxillaire.....	p 39
1.2.7.2.1 Cicatrisation post-extractionnelle au maxillaire antérieur..	p 40
1.2.7.2.1.1 Modification de l'apport vasculaire vestibulaire.....	p 40
1.2.7.2.1.2 Histologie de l'alvéole déshabitée.....	p 41
1.2.7.2.1.3 Modifications morphométriques d'une alvéole déshabitée.....	p 42

1.3	FACTEURS MODULANT LA RESORPTION OSSEUSE.....	p 43
1.3.1	Facteurs anatomiques.....	p 43
1.3.1.1	Quantité osseuse.....	p 43
1.3.1.2	Qualité osseuse.....	p 44
1.3.2	Facteurs métaboliques.....	p 45
1.3.3	Facteurs fonctionnels.....	p 46
1.3.4	Facteurs prothétiques.....	p 47
1.3.5	Conclusion.....	p 47
1.4	EVALUATION DE LA RESORPTION OSSEUSE	p 47
1.4.1	Du point de vue clinique.....	p 47
1.4.1.1	Examen extra-oral.....	p 47
1.4.1.2	Examen intra-oral.....	p 47
1.4.2	Du point de vue radiographique.....	p 48
1.4.2.1	Cicatrisation d'une alvéole.....	p 48
1.4.2.2	Cliché rétro alvéolaire.....	p 49
1.4.2.3	Orthopantomogramme.....	p 49
1.4.2.4	Tomodensitométrie – scanner.....	p 49
1.4.2.5	Tomographie volumétrique numérisée.....	p 50
1.5	CLASSIFICATION SELON LE CONTEXTE OSSEUX RESIDUEL.....	p 50
1.5.1	Sens horizontal ou vestibulo-lingual.....	p 50
1.5.1.1	Classe I.....	p 50
1.5.1.2	Classe II.....	p 51
1.5.1.3	Classe III.....	p 51
1.5.1.4	Classe IV.....	p 51
1.5.2	Sens vertical ou apico-coronaire.....	p 52
1.5.2.1	Classe I.....	p 52
1.5.2.2	Classe II.....	p 52
1.5.2.3	Classe III.....	p 53
1.5.2.4	Classe IV.....	p 53
1.5.3	Défauts combinés : vertical et horizontal.....	p 53

2. COMMENT PREVENIR ET EVALUER CES PERTES ?

2.1	LES EXTRACTIONS ATRAUMATIQUES.....	p 57
2.1.1	Principes de base.....	p 57
2.1.2	Chirurgie sans lambeau.....	p 58

2.1.3	L'apport de la piézochirurgie.	p 58
2.1.3.1	Définition de la piézochirurgie.	p 59
2.1.3.2	Intérêts.....	p 59
2.1.3.3	Cas clinique d'une avulsion atraumatique.....	p 61
2.2	LE COMPLEMENT DES ALVEOLES.....	p 61
2.2.1	Principe.....	p 62
2.2.2	Matériaux de substitution osseux et leurs propriétés.....	p 62
2.2.2.1	Définition d'un matériau de comblement.....	p 62
2.2.2.2	Les propriétés générales à prendre en compte pour le choix du biomatériau de substitution.....	p 63
2.2.2.3	Propriétés biologiques des biomatériaux de substitution.....	p 64
2.2.2.3.1	Liaison os-biomatériau.....	p 64
2.2.2.3.2	Bioactivité.....	p 65
2.2.2.4	Leurs caractéristiques.....	p 66
2.2.3	Matériaux de substitution d'origine biologique.....	p 68
2.2.3.1	L'os autogène.....	p 68
2.2.3.1.1	Sites de prélèvement.....	p 69
2.2.3.1.2	Propriétés.....	p 69
2.2.3.2	L'os allogène	p 69
2.2.3.2.1	Différents types d'allogreffes.....	p 69
2.2.3.2.1.1	Les allogreffes cryo-conservées.....	p 70
2.2.3.2.1.2	L'os de banque lyophilisé.....	p 70
2.2.3.2.1.3	Les allogreffes radio-stérilisées.....	p 71
2.2.3.2.1.4	Avantages et inconvénients.....	p 71
2.2.3.2.1.5	Conclusion.....	p 71
2.2.3.3	L'os xénogène.....	p 72
2.2.3.3.1	Xénogreffes d'origine animale.....	p 72
2.2.3.3.2	Xénogreffes d'origine Corallienne.....	p 75
2.2.4	Matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique	p 77
2.2.4.1	Apport des produits synthétiques dans la chirurgie osseuse et le comblement.....	p 77
2.2.4.2	Leurs indications.....	p 78
2.2.4.3	Les avantages des matériaux d'origine synthétique.....	p 78
2.2.4.4	Les inconvénients des matériaux d'origine synthétique.....	p 79
2.2.4.5	Les différents produits existants.....	p 79
2.2.4.5.1	Les céramiques de phosphate de calcium.....	p 79
2.2.4.5.1.1	L 'hydroxyapatite dense et poreuse.....	p 80
2.2.4.5.1.2	Le phosphate de calcium tricalique béta.....	p 82
2.2.4.5.1.3	La céramique phosphocalcique ou céramique biphasée	p 84

2.2.4.5.2 Les verres bioactifs	p 86
2.2.4.5.2.1 Les bioverres.....	p 87
2.2.4.5.2.2 Les vitrocéramiques.....	p 92
2.2.4.5.3 Les matériaux injectables.....	p 94
2.2.4.5.4 Les polymères.....	p 97
2.2.4.5.5 Les matériaux composites.....	p 101
2.2.5 Réponse biologique à l'implantation des matériaux de substitution osseuse à l'interface os/biomatériaux.....	p 102
2.2.5.1 Les différents événements biologiques.....	p 102
2.2.5.1.1 Hémorragie et inflammation	p 102
2.2.5.1.2 Néoangiogénèse.....	p 104
2.2.5.1.3 Ostéogénèse et remodelage osseux.....	p 105
2.2.6 Résultats.....	p 107
2.3 LA REGENERATION OSSEUSE GUIDEE (R.O.G.)	p 109
2.3.1 Principe.....	p 109
2.3.2 Indications.....	p 111
2.3.3 Les membranes.....	p 113
2.3.3.1 Rôle de la membrane.....	p 113
2.3.3.2 Deux types de membrane	p 113
2.3.3.2.1 Les membranes non résorbables.....	p 113
2.3.3.2.1.1 Les filtres membranes millipores.....	p 114
2.3.3.2.1.2 Les filtres membranes nucléopores.....	p 114
2.3.3.2.1.3 Les membranes titane.....	p 114
2.3.3.2.1.4 Les membranes biobrane.....	p 114
2.3.3.2.1.5 Les membranes téflon : GORE TEX ®.....	p 115
2.3.3.2.2 Les membranes résorbables.....	p 115
2.3.3.2.2.1 Les membranes collagéniques.....	p 116
2.3.3.2.2.2 Les membranes synthétiques.....	p 117
2.3.3.2.3 Le concept membranaire PRF (Platelet Rich Fibrin).....	p 118
2.3.3.3 Quelle membrane utiliser?	p 119
2.3.4 Technique chirurgicale.....	p 119
2.3.5 Résultats.....	p 121
2.4 IMPLANTATION IMMEDIATE.....	p 121
2.4.1 Définition.....	p 121
2.4.2 Cicatrisation osseuse autour des implants.....	p 122
2.4.2.1 Au niveau proximal.....	p 122
2.4.2.2 La résorption horizontale.....	p 122
2.4.2.3 La résorption verticale.....	p 123
2.4.2.4 Cicatrisation à l'intérieur du défaut péri-implantaire.....	p 124
2.4.2.5 Conclusion.....	p 124

2.4.3	Méthodologie visant à augmenter le taux de succès de l'extraction implantation immédiate.....	p 125
2.4.3.1	Le diagnostic pré-opératoire.....	p 125
2.4.3.2	Le diagnostic per-opératoire.....	p 126
2.4.3.3	Conclusion.....	p 127
2.4.4	Proposition d'un tableau décisionnel.....	p 127
2.4.5	La réalisation implantaire.....	p 129
2.4.6	Conclusion.....	p 129
2.5	BILAN CLINIQUE ET RADIOLOGIQUE.....	p 130
3.	TECHNIQUES CHIRURGICALES D'AUGMENTATION OSSEUSE.....	p 131
3.1	LA PROCEDURE CHIRURGICALE.....	p 133
3.1.1	Bilan pré-opératoire.....	p 133
3.1.2	Préparation du patient.....	p 133
3.1.3	Bloc opératoire.....	p 134
3.1.4	Instrumentations pour les prélèvements et les greffes.....	p 135
3.1.5	Suite post-opératoire.....	p 136
3.2	TECHNIQUE SANS APPORT DE GREFFON.....	p 136
3.2.1	Expansion de crête.....	p 136
3.2.1.1	Introduction.....	p 136
3.2.1.2	Indication.....	p 136
3.2.1.3	Technique clinique (cf tech décrite par SUMMERS, 1994). p	137
3.2.1.4	Cas clinique : exemple d'une expansion au piérotome.....	p 140
3.2.2	Distraction.....	p 141
3.2.2.1	Introduction.....	p 141
3.2.2.2	Indications.....	p 141
3.2.2.3	Les distracteurs.....	p 143
3.2.2.4	Procédure chirurgicale.....	p 144
3.2.2.5	Complications.....	p 145
3.2.2.6	Cas clinique.....	p 146
3.2.2.7	Conclusion.....	p 146
3.2.3	Le soulèvement sinusien.....	p 147
3.2.3.1	Comblement sinusien par abord latéral.....	p 147
3.2.3.2	Comblement sinusien par abord crestal ou technique de Summers.....	p 152
3.2.3.3	Conclusion.....	p 155

3.2.4	Latéralisations du nerf alvéolaire inférieur.....	p 155
3.2.4.1	Indications.....	p 156
3.2.4.2	Contre-indications.....	p 156
3.2.4.3	Technique chirurgicale.....	p 157
3.2.4.4	Complications.....	p 160
3.2.4.5	Conclusion.....	p 161
3.3	GREFFE D'APPOSITION.....	p 161
3.3.1	Prélèvement du ou des greffons osseux.....	p 161
3.3.1.1	Prélèvements osseux et survie cellulaire.....	p 161
3.3.1.2	Prélèvements extra-oraux.....	p 162
3.3.1.2.1	Prélèvement d'os pariétal.....	p 162
3.3.1.2.1.1	Préparation du patient.....	p 163
3.3.1.2.1.2	Technique chirurgicale.....	p 163
3.3.1.2.1.3	Complications.....	p 164
3.3.1.2.2	Prélèvement osseux tibial.....	p 164
3.3.1.2.2.1	Préparation du patient.....	p 164
3.3.1.2.2.2	Technique chirurgicale.....	p 165
3.3.1.2.2.3	Indications.....	p 165
3.3.1.2.2.4	Complications.....	p 165
3.3.1.2.3	Prélèvement osseux au niveau de la crête iliaque.....	p 166
3.3.1.2.3.1	Préparation du patient.....	p 166
3.3.1.2.3.2	Technique chirurgicale.....	p 166
3.3.1.2.3.3	Complications.....	p 167
3.3.1.2.4	Prélèvement osseux au niveau de l'ulna	p 167
3.3.1.2.4.1	Préparation du patient.....	p 168
3.3.1.2.4.2	Technique chirurgicale.....	p 168
3.3.1.2.4.3	Avantages et inconvénients.....	p 169
3.3.1.2.4.4	Conclusion.....	p 169
3.3.1.3	Prélèvements intra-oraux.....	p 170
3.3.1.3.1	Préparation du patient.....	p 170
3.3.1.3.2	Prélèvement rétro-molaire	p 170
3.3.1.3.3	Prélèvement symphysaire.....	p 173
3.3.2	Techniques d'augmentation.....	p 175
4.	RESULTATS.....	p 179
4.1	QUELS MATERIAUX UTILISER ?	p 180
4.2	AUGMENTATION DE PETITS DEFAUTS.....	p 183

4.3 PRELEVEMENT OSSEUX.....	p 183
4.4 AUGMENTATION DU VOLUME OSSEUX : QUELLES TECHNIQUES ?	
4.4.1 Au maxillaire.....	p 184
4.4.2 A la mandibule.....	p 186
4.5 CONCLUSION.....	p 188
INDEX DES ILLUSTRATIONS.....	p 189
BIBLIOGRAPHIE.....	p 192
TABLE DES MATIERES.....	p 209

Introduction

INTRODUCTION

L'implantologie est devenue un procédé clinique de routine avec des résultats fiables. Pour cela, la quantité osseuse doit être suffisante en hauteur et en largeur afin d'obtenir une ostéointégration des implants. Cette condition préalable n'est pas toujours de mise. En effet, certains volumes osseux ne permettent pas de placer les implants simplement. Pourtant, aujourd'hui, tous les patients (avec ou sans volumes osseux adéquats) souhaitent une amélioration de leur fonction et de leur esthétique.

En relation avec cette augmentation des attentes des patients, différentes techniques permettant l'augmentation du volume osseux se sont développées. Elles permettent une implantation malgré des situations anatomiquement difficiles.

Il s'agit donc de rappeler la manière dont les pertes osseuses se déroulent pour ensuite étudier les solutions permettant de les éviter et enfin d'analyser les techniques qui permettent de corriger ces alvéolyses.

1^{ère} partie :

Les pertes osseuses

1. Les pertes osseuses

1.1 GENERALITES DE L'OS ALVEOLAIRE

L'os alvéolaire a pour rôle principal le support dentaire. À ce titre, « il naît, vit et meurt » avec les dents. L'apparition, la croissance et l'évolution de l'organe dentaire sont étroitement liées avec celle de l'os alvéolaire.

C'est un tissu vivant, fragile, sensible aux modifications de son environnement.

La compréhension du métabolisme osseux ne peut se limiter à la description des deux principales lignées cellulaires (ostéoblastes et ostéoclastes). Les processus auxquels participe une multitude de médiateurs, d'hormones, de cellules et de métabolites sont très complexes et nombreux.

1.1.1 Rappels anatomiques sur l'os alvéolaire

L'os maxillaire est formé de 2 structures osseuses: l'os alvéolaire qui prolonge l'os basal sans démarcation anatomique ni histologique précise.

Le procès alvéolaire est l'os qui forme et entoure les alvéoles dentaires. Sur le plan anatomique, on peut séparer le procès alvéolaire en zones distinctes, mais son fonctionnement est celui d'un ensemble. Toutes ces parties sont reliées entre elles pour le soutien des dents. (CARRANZA, 1987).

Sa paroi interne est formée d'os compact, mince: c'est la lame cribliforme ou lamina dura ou corticale interne. Elle inclut dans sa structure le système d'attache desmodontal: les fibres de Sharpey. Sa paroi externe vestibulaire, linguale ou palatine est une corticale osseuse dense qui poursuit celle de l'os basal. Entre ces deux parois, il existe un os alvéolaire de soutien, formé de travées spongieuses appelé également table osseuse, interne du côté lingual et palatin, externe du côté vestibulaire.

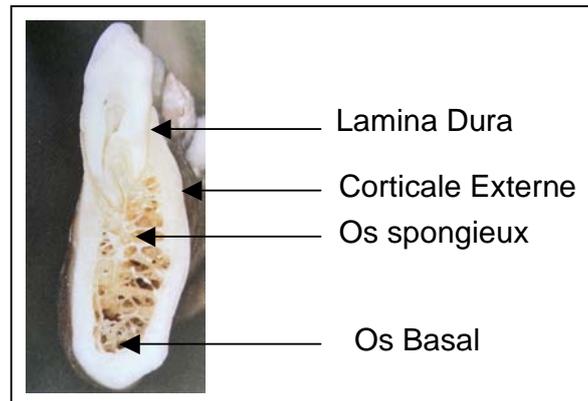


Figure 1 : Alvéole dentaire et os alvéolaire

La table a une épaisseur très variable: de plusieurs millimètres au niveau molaire, elle devient parfois inexistante au niveau incisif par la réunion des corticales internes et externes. (CARRANZA, 1987).

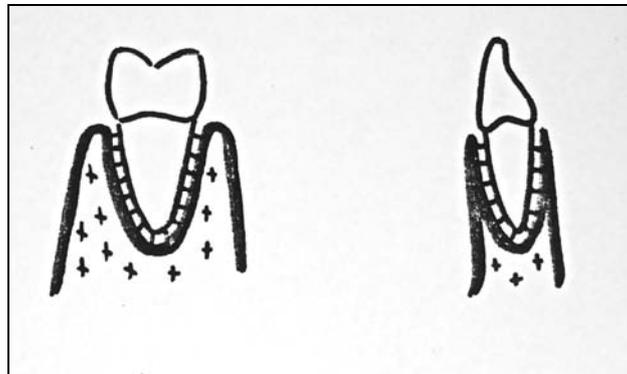


Figure 2 : Comparaison de l'épaisseur des tables osseuses entre une incisive et une molaire mandibulaire.

La partie du procès alvéolaire qui sépare deux dents adjacentes est appelée septum interdentaire. Il est constitué par un os spongieux bordé par les corticales internes et externes des dents proximales.

Le sommet des procès alvéolaires forme la crête alvéolaire. Arrondie ou effilée en lame de couteau, sa forme est calquée sur l'épaisseur de la table osseuse.

1.1.2 Structure du tissu osseux

1.1.2.1 Architecture de l'os

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

Le périoste (enveloppe externe). Il est formé de deux couches cellulaires : la couche externe fibreuse joue le rôle d'encapsulation sans intervention dans l'ostéogenèse. La couche interne ou couche ostéogène d'Ollier est formée par plusieurs types cellulaires comprenant des cellules endothéliales vasculaires, des préostéoblastes (capacité de prolifération ostéoblastique) et des ostéoblastes responsables de la prolifération osseuse.

L'os cortical également appelé l'os compact. Il est formé par la juxtaposition d'ostéons, dans lesquels les lamelles osseuses sont disposées de façon concentrique autour d'un canal appelé « canal de Havers », où circulent les vaisseaux. Les canaux de Havers sont reliés entre eux par des canaux transversaux, les canaux de Volkmann.

L'endoste. Il est sous périoste et se constitue d'os en organisation lamellaire. Les lamelles sont disposées concentriquement autour d'un canal médullaire dit canal de Havers. (RACADOT et WEILL, 1973)

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

1.1.2.2 Cellules osseuses

Elles assurent les différentes phases au cours du remodelage osseux.

Ostéoclastes

L'ostéoclaste est une cellule multinucléée volumineuse et très spécialisée, dont la fonction principale est de contrôler l'homéostasie du calcium en résorbant le tissu osseux. Les ostéoclastes sont localisés sur les surfaces osseuses de l'endoste, dans les systèmes de Havers et occasionnellement sur les surfaces du périoste. On les retrouve au niveau des sites actifs de remaniement osseux.

Ce sont des cellules plurinucléées (30 à 50 noyaux), de la famille des macrophages. Ce sont des cellules d'origine hématopoïétique dérivant de cellules monocytaires, qui se différencient en préostéoclastes, soit dans la moelle où elles sont nées, soit, plus vraisemblablement, après migration par voie sanguine. Les préostéoclastes fusionnent, après contact membranaire, sous l'action de la parathormone.

Au cours du remodelage osseux, les ostéoblastes sont inclus dans la matrice osseuse minéralisée et se différencient en ostéocytes métaboliquement peu actifs.

Ostéoblastes

Les ostéoblastes responsables de la production de la matrice osseuse synthétisent un grand nombre de facteurs paracrines et autocrines qui affectent aussi bien la formation que la résorption osseuse. Les ostéoblastes matures incluent trois sous-populations : Les ostéoblastes (synthétisent la matrice osseuse), les cellules bordantes (impliquées dans l'ostéogenèse) et les ostéocytes. Au cours du remodelage osseux, les ostéoblastes sont inclus dans la matrice osseuse minéralisée et se différencient en ostéocytes métaboliquement peu actifs.

L'ostéoblaste est une cellule jeune présentant en général un noyau excentré. Il présente de nombreux organites cellulaires (appareil de Golgi développé, nombreuses mitochondries). Le cytoplasme est basophile ; ceci est dû aux nombreuses vésicules du réticulum endoplasmique rugueux. La présence de ces organites indique qu'il synthétise beaucoup d'éléments protéiques.

1.1.2.3 Remodelage osseux

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

Tout au long de la vie, l'os est le siège de remaniements permanents. Ce processus qui permet de préserver les propriétés biomécaniques du tissu osseux se déroule selon une chronologie bien précise. Elle débute par une phase de transition conduisant au recrutement des cellules ostéoprogénitrices, une nouvelle matrice se forme puis se minéralise ; ce processus implique un couplage étroit entre la phase de résorption et la phase de formation. Une séquence de remodelage dure en moyennes entre quatre à six mois.

1.2 LA CICATRISATION DE L'ALVEOLE

1.2.1 Formation du caillot

Immédiatement après l'extraction, l'alvéole se remplit de sang qui, normalement, se transforme en caillot au bout de quelques minutes. Celui-ci est constitué de cellules rouges et blanches dans un rapport identique. L'épanchement sanguin, en comprimant les parois de l'alvéole, va prévenir une hémorragie secondaire.

La formation du caillot comporte trois temps :

- Le temps vasculaire
- Le temps plaquettaire
- Le temps plasmatique.

1.2.1.1 Temps vasculaire

Juste après sa section, le vaisseau diminue de calibre et la sténose intervient presque immédiatement.

Cette striction vasculaire est due au retrait élastique consécutif à la baisse de pression intravasculaire ; pour les vaisseaux contenant des fibres musculaires lisses, une contraction active entre en jeu sous l'effet de différents facteurs (augmentation du tonus vasomoteur sympathique, hyperadrénalinémie et libération de sérotonine).

Les plaquettes interviennent sur la vasoconstriction grâce à l'adrénaline, à la noradrénaline et à la sérotonine adsorbées à leur surface.

Une fois activées, les plaquettes sont capables de synthétiser le thromboxane A₂. Celui-ci est doué de propriétés agrégantes et vasoconstrictives puissantes. D'autre part, la paroi vasculaire peut sécréter de la prostacycline qui possède des propriétés opposées à celles du thromboxane A₂. Un équilibre entre ces deux antagonistes est sans doute nécessaire au bon déroulement des étapes initiales de l'hémostase (ZITTOUN, 1992).

1.2.1.2 Temps plaquettaire

En même temps qu'intervient cette striction vasculaire, les plaquettes viennent se fixer sur les berges de la plaie vasculaire pour former un véritable bouchon ,le clou hémostatique de HAYEM. L'adhésion des plaquettes nécessite la fixation du facteur de Willebrand à une glycoprotéine de la membrane plaquettaire.

Ce temps se déroule en trois phases :

- 1- Il y a adhésion des plaquettes au niveau des fibres de collagène sous-endothéliales mises à nu par la lésion. Les plaquettes libèrent des facteurs adsorbés : accéléline, facteurs antifibrinolytiques, sérotonine, catécholamines (ZITTOUN, 1992).
- 2- On observe une agrégation réversible des plaquettes entre elles. Il y a formation d'un clou plaquettaire, perméable au sang circulant. Cette agrégation est déclenchée par l'ADP (acide adénosine-diphosphorique) associée à un certain nombre de facteurs (Ca, Mg, facteurs plasmatiques, plaquettes fonctionnelles, taux normal d'ADP).

3- On observe ensuite une agrégation irréversible des plaquettes : ces dernières perdent leur individualité morphologique ; elles gonflent, libèrent le contenu de leurs granulations et fusionnent pour former un amas visqueux. À ce moment, le thrombus blanc est étanche et arrête le saignement. Cette métamorphose des plaquettes est activée par la thrombine formée en petite quantité à la surface. La membrane plaquettaire se vide de son contenu, qui est alors libéré dans le plasma. A ce stade, l'hémostase primaire est terminée : l'arrêt de l'hémorragie est encore précaire, et il faut qu'il soit consolidé par l'hémostase secondaire ou coagulation (ZITTOUN, 1992).

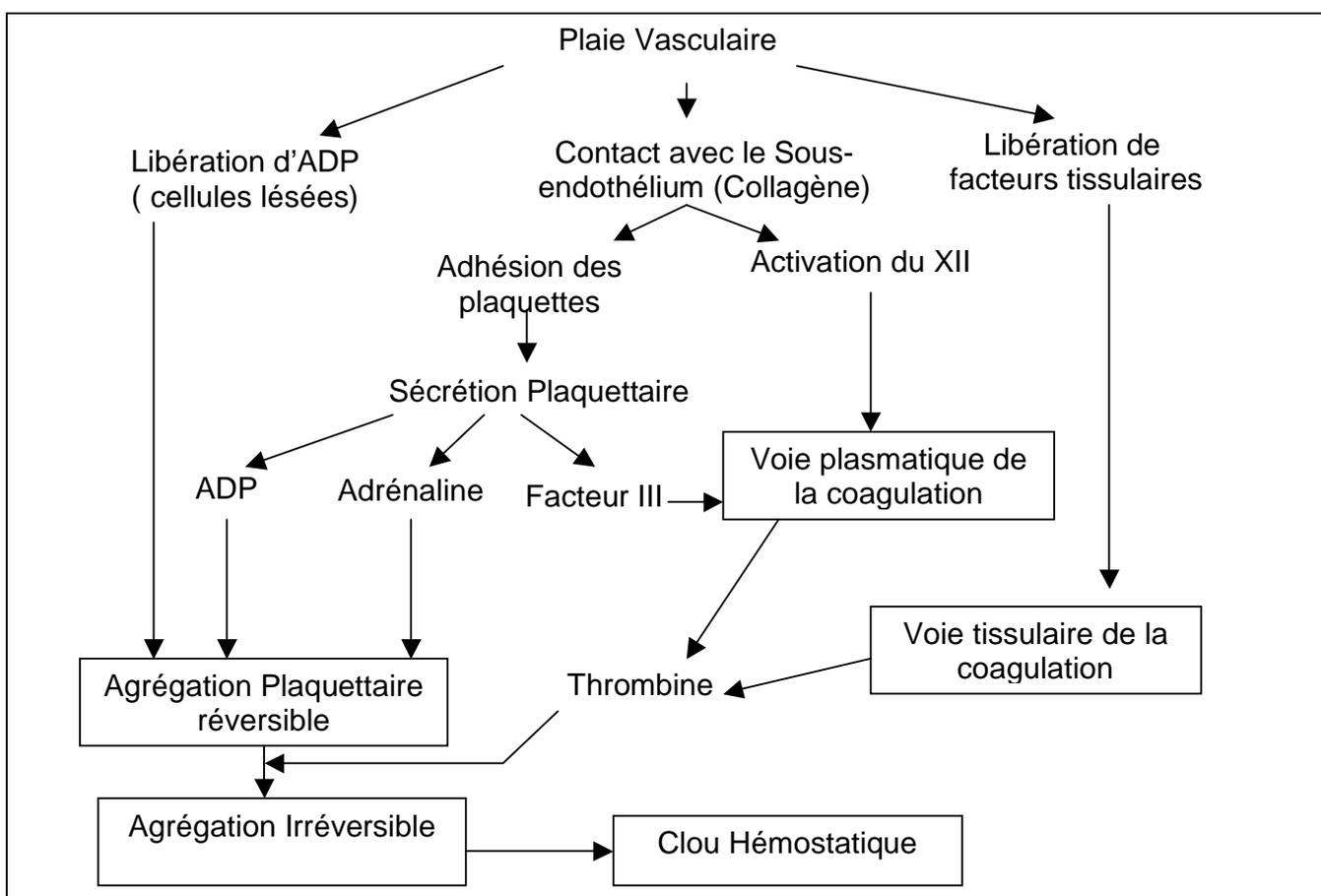


Figure 3 : Schéma de l'hémostase primaire et de ses liens avec la coagulation d'après BERNARD et coll. (1996).

1.2.1.3 Temps plasmatique

La coagulation du sang est due à l'apparition dans le plasma d'un réseau de fibrine à partir du fibrinogène.

1- Fibrinogénèse : La coagulation nécessite l'intervention de nombreux facteurs et se déroule en trois étapes :

- L'activation du facteur X en facteur X activé (Xa) ; elle se fait par l'intermédiaire de deux voies dites intrinsèque et extrinsèque. Le facteur Xa constitue la partie essentielle d'une enzyme, la prothrombinase.
- Sous l'effet de cette dernière, la prothrombine se transforme en thrombine : c'est la thrombinoformation.
- Le fibrinogène se transforme alors en fibrine sous l'action de la thrombine :c'est la fibrinoformation (ZITTOUN, 1992).

2- Limitation physiologique des processus de coagulation : Différents mécanismes vont intervenir pour limiter le processus de coagulation. L'altération de ces mécanismes peut aboutir à la formation de thrombus occlusifs

- Les inhibiteurs plasmatiques de la coagulation : l'inhibiteur le plus important est l'antithrombine (facteur III) ; elle inactive la thrombine, le facteur X activé et différents autres facteurs. C'est une glycoprotéine synthétisée par le foie. L'inhibition des facteurs activés de la coagulation est également assurée, à un degré moindre, par l'alpha2-macroglobuline. La protéine C, une fois activée, dégrade les facteurs Va et VIIIa.
- Le foie et le système réticulo-endothélial en général sont capables de phagocyter les facteurs activés de la coagulation.
- Le flux sanguin permet une dilution et une dispersion des facteurs activés et réduit les chances d'organisation de la fibrine (ZITTOUN, 1992).

3- Fibrinolyse : Elle intervient plus tardivement pour assurer la reperméabilisation du vaisseau : la redissolution du caillot est totale en 36 à 72h (BERNARD, 1996). En effet, le plasma normal contient une globuline synthétisée en partie par le foie : le plasminogène. Ce dernier va être activé en une enzyme protéolytique, la plasmine, par des activateurs plasmatiques ou tissulaires.

- L'activateur tissulaire : Il est présent dans certains tissus (cerveau, utérus, prostate). Il est synthétisé par les cellules endothéliales des vaisseaux ; il est libéré en très petites quantités à l'état normal, en quantités plus importantes en cas de sollicitation par un traumatisme, un exercice, un stress ou une anoxie.
- Les activateurs plasmatiques : L'activation de la voie intrinsèque entraîne également l'apparition d'un activateur du plasminogène. Un autre activateur est décelé dans le plasma ; il est voisin de l'activateur urinaire (urokinase) et appelé activateur de type urokinase (ZITTOUN, 1992).

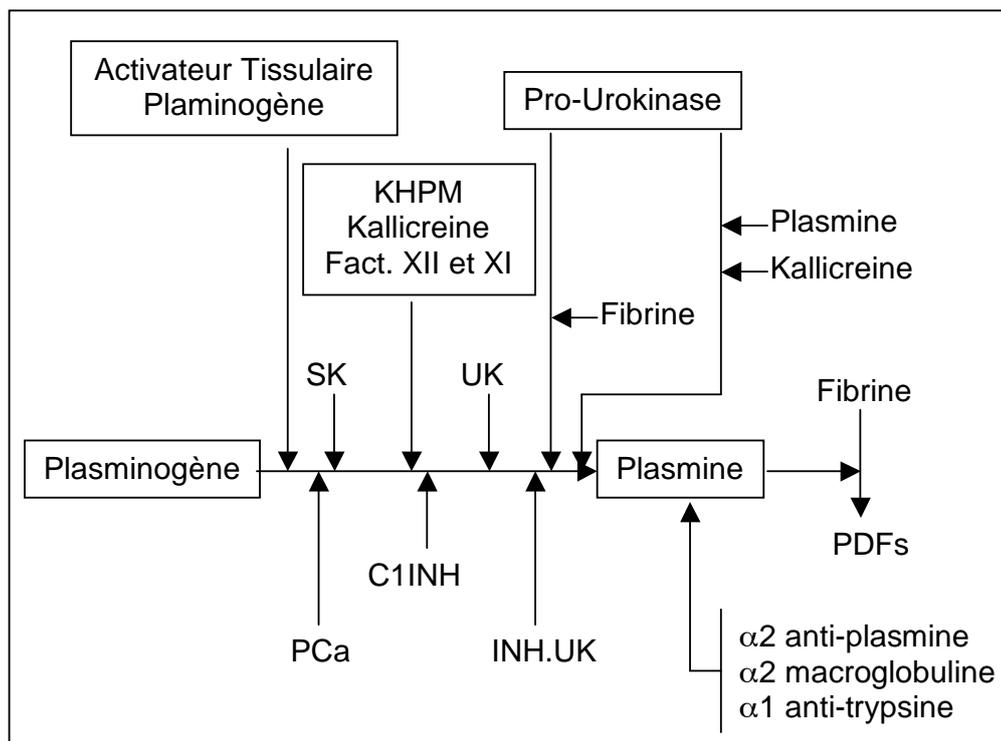


Figure 4 : La fibrinolyse - SK : Streptokinase - UK : Urokinase - HRGP : Glycoprotéine riche en histidine – Pca : Proéine C Activée

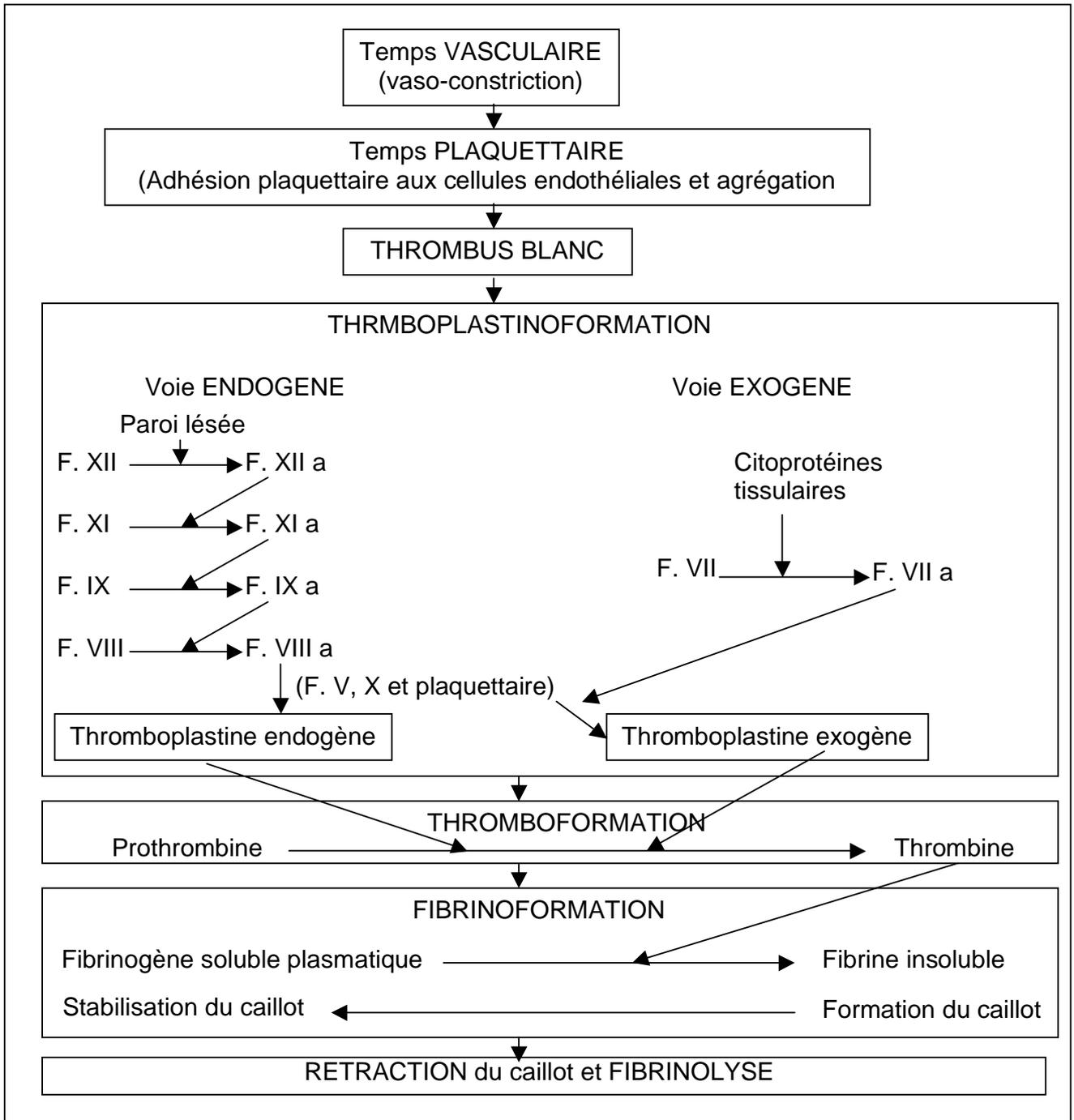


Figure 5 : Résumé de l'hémostase primaire et de la coagulation.

1.2.1.4 Rôles du caillot

Le caillot va donc assurer différents rôles :

- Il assure l'hémostase par son rôle mécanique.
- Il protège l'os alvéolaire dénudé contre les atteintes microbiennes, chimiques ou mécaniques
- Il prépare le terrain nécessaire à la cicatrisation de l'alvéole dentaire.

L'hémostase et la formation du caillot ne sont qu'une période brève de la cicatrisation. Le caillot constitue l'armature sur laquelle va pouvoir s'édifier un tissu de granulation.

1.2.2 Évolution de la plaie vers la cicatrisation

Tout autour de la plaie se déclenchent des phénomènes qui constituent véritablement le début de l'inflammation, phase préparatoire indispensable à la réparation.

L'inflammation est le plus grand processus de défense de l'organisme ; elle comprend :

- Une lésion initiale ; celle-ci ne fait pas partie de l'inflammation à proprement parler, mais elle en est la cause déterminante.
- Des phénomènes réactionnels dont l'ensemble constitue la réaction inflammatoire.
- Un résultat qui se traduit par un rétablissement de l'équilibre tissulaire, et qui comporte souvent des processus de cicatrisation.

1.2.3 Cicatrisation de première intention

C'est ce que l'on cherche à obtenir lors des interventions chirurgicales car l'évolution est plus favorable.

Elle nécessite une perte de substance la plus faible possible, un accollement parfait des lèvres de la plaie, une hémostase et une aseptie rigoureuses (BIOU, 1978).

1.2.3.1 Phase de détersion

L'exsudat ainsi que la nécrose sont beaucoup plus faibles. Les phénomènes inflammatoires sont amoindris. La multiplication des cellules réticulo-histiocytaires est observée vers la 12^{ième} heure au lieu de 48 (JAUBERT, 1984).

Toutefois, seules la phagocytose et la protéolyse peuvent assurer la détersion, et ce, en présence d'une bonne circulation assurant le drainage.

D'autre part, la subsistance de corps étrangers est exclue au niveau des lèvres de la plaie ; pour cela, il faut assurer un parage chirurgical soigneux en excisant les tissus nécrosés ou traumatisés (BIOU, 1978).

1.2.3.2 Phase de réparation

Au niveau épithélial, la brèche est vite comblée par une activité mitotique très importante des cellules des bourgeons épithéliaux. Ce comblement est toujours assuré par glissement.

Au niveau ostéo-conjonctif, l'organisation et la transformation du caillot vont pouvoir se faire à l'abri du couvercle muqueux.

L'ossification est réalisée à partir de nombreux foyers qui forment un cal périosté d'où prolifèrent les ostéoblastes. Au départ, on constate la formation d'os primaire qui est remaniée par la suite pour former de l'os de structure secondaire (JAUBERT, 1984).

1.2.4 Cicatrisation de seconde intention

Elle intervient lors de pertes de substances plus importantes. Elle suppose donc une néoformation tissulaire et parfois une différenciation. La phase de détersion est alors, beaucoup plus longue et plus importante. Elle s'appuie sur une réaction inflammatoire plus importante car le caillot n'est plus protégé. Par conséquent, cette phase de détersion allonge donc le temps de cicatrisation ; les risques infectieux seront, en outre, bien supérieurs à ceux du mode cicatriciel vu précédemment (JAUBERT, 1984 et BIOU, 1978).

1.2.5 Phase de modification secondaire

Les fibres de collagène du tissu conjonctif néoformé sont disposées de façon anarchique. Le tissu cicatriciel est dépourvu de fibres d'élastine. Même si la cicatrice est cliniquement bonne, cette perte d'élastine persiste longtemps après la blessure.

La trame fibreuse va être le siège de remaniements secondaires qui aboutissent à la maturation de ce conjonctif. Dès que l'épidermisation est terminée, apparaissent au sein du tissu de réparation des enzymes protéolytiques, des collagénases, qui dissocient les fibres, dissolvent les mucoprotéines et empêchent ainsi l'évolution vers la fibrose.

De nouvelles fibres vont se réorganiser en faisceaux parallèles à la surface. Ce nouvel arrangement va donner à la cicatrice sa résistance à l'étirement. Cependant, il semble qu'histologiquement, on peut toujours identifier parfaitement la zone cicatrisée après 12 mois (JAUBERT, 1984 et BIOU, 1978).

1.2.6 La cicatrisation osseuse

La formation d'os dans l'alvéole commence à un stade précoce de la cicatrisation : dès le 7^{ème} jour après l'extraction.

Des ostéoblastes apparaissent dans le tissu conjonctif nouvellement formé, et secrètent un tissu ostéoïde qui se calcifie ensuite.

Deux processus de guérison s'accompagnant de perte osseuse peuvent être observés : l'un est caractérisé par un déficit en matériel pour la nouvelle formation, l'autre par l'absence de murs externes. Dans le premier cas, le volume est limité par des murs externes, mais les cellules ne sont pas suffisamment actives ou pas en nombre suffisant. Dans le deuxième cas, les parois osseuses externes sont manquantes. La régénération osseuse est difficile en raison de la croissance plus rapide des tissus mous et du manque de stabilité du caillot. Par conséquent, chaque perte de corticale externe entraîne une perte osseuse. Elle n'a pas lieu lors de la perte d'un mur interne, par exemple du septum interradiculaire (KHOURY, 2011).

Le périoste a une influence décisive sur la guérison osseuse. En effet, la surface du périoste est une surface de signal local spécifique. Les cellules souches ostéoblastiques nécessitent un soutien. Il est assuré par la conservation de l'espace afin de pouvoir restaurer l'anatomie originelle. La perte de la corticale externe et du périoste conduit donc à la perte des signaux pour la néoformation osseuse. Un manque de stabilité tridimensionnelle entraîne une perte de substance même en cas de conservation du périoste (KHOURY, 2011).

L'os présente une excellente capacité de régénération. La régénération complète est néanmoins limitée si les facteurs suivants entravent la guérison : un apport sanguin limité, une instabilité mécanique, un défaut dépassant la taille critique et une compétition de tissus à turn-over cellulaire élevé (KHOURY, 2011).

Pour obtenir une guérison osseuse satisfaisante au niveau alvéolaire, différentes techniques favorisant la régénération de l'os alvéolaire ont été développées. Tous les procédés reposent sur les trois possibilités fondamentales de la néoformation osseuse : l'ostéoconduction, l'ostéoinduction et l'ostéogénèse.

1.2.6.1 Ostéoconduction, ostéoinduction et ostéogénèse.

Ces termes définissent les propriétés des différents matériaux utilisés pour combler un déficit osseux.

Un matériau ostéogénique contient des cellules osseuses vivantes et possède la capacité de produire des cellules osseuses à condition qu'une vascularisation du greffon s'opère. Cette propriété concerne uniquement les blocs d'os autogène cortico spongieux (LINDHE, 2006).

Les matériaux ostéoconducteurs représentent uniquement une trame qui maintiendra un volume et guidera les cellules osseuses afin qu'elles colonisent le site receveur. Il s'agit des greffons allogéniques, xénogéniques et alloplastiques. Les copeaux d'os autogènes corticaux et spongieux peuvent également être classés dans cette catégorie (LINDHE, 2006).

Un greffon ostéoinducteur ne contient pas nécessairement de cellules osseuses vivantes, mais induit de manière active la colonisation et la prolifération des cellules osseuses bordant

le défaut osseux vers l'intérieur de ce défaut osseux. Ceci concerne tous les matériaux imprégnés de facteurs de croissance et les blocs d'os cortico-spongieux (LINDHE, 2006).

	Ostéoconducteur	ostéoinducteur	ostéogénique
Os autogène	oui	oui	oui
Matériaux de substitution osseuse allogène	oui	oui	non
Matériaux de substitution osseuse xénogène	oui	(oui ?)	non
Matériaux de substitution osseuse alloplastique	oui	non	non

Tableau 1 : Répartition des matériaux de greffe d'après leurs propriétés (Khoury, 2011).

1.2.6.2 Formation de la substance osseuse

L'édification des travées osseuses se fait en trois étapes :

1- Différentiation d'une rangée d'ostéoblastes

Comme nous l'avons vu précédemment, les ostéoblastes dérivent de cellules mésenchymateuses indifférenciées. Ces cellules se multiplient activement sous forme immature, mais cessent de le faire dès qu'elles commencent à synthétiser la matrice osseuse extracellulaire (DADOUNE, 1990 et MAILLET, 1985).

2- Formation d'un tissu ostéoïde

Le tissu ostéoïde est formé de fibrilles de collagène de type I. Ces fibres ont une structure identique à celle du tissu conjonctif, avec notamment la même striation périodique de 64nm. Elles sont enrobées dans une substance fondamentale constituée de muco-polysaccharides acides, de protéines sériques et d'électrolytes ; les principaux mucopolysaccharides sont :

- l'acide hyaluronique
- l'acide chondroïtine sulfate
- le dermatane sulfate
- le kératane sulfate.

Ce groupe est défini d'une manière plus précise comme celui des glycoaminoglycans, c'est à dire de polysaccharides comprenant un osamine de un ou plusieurs types.

Ces polysaccharides sont tous constitués par la polymérisation d'unités de base composées de deux sucres dans lesquels obligatoirement l'un des deux est un hexosamine ; l'autre sucre est soit un acide hexuronique, soit un hexose.

Ces glycosaminoglycans n'existent pas à l'état libre, mais sont rattachés à un squelette polypeptidique par des liaisons stables.

La structure des points d'attache est d'ailleurs particulière : pour les chondroïtines sulfates, par exemple, une séquence de plusieurs sucres comprenant deux galactoses et un xylose s'attache sur une sérine du polypeptide.

Les macromolécules ou protéoglycannes formées de protéine et de chaîne de glycosaminoglycans peuvent être de type hybride (BAUDET, 1974).

3- Calcification du tissu ostéoïde

La calcification du tissu ostéoïde s'effectue par croissance progressive des cristaux d'apatite au niveau de la trame organique. Les ions calcium et phosphate se déposent dans la matrice ostéoïde selon les phénomènes de nucléation et forment progressivement des cristaux inorganiques d'hydroxyapatite (DADOUNE, 1990 et MAILLET, 1985).

Une glycoprotéine de structure, l'ostéonectine, est liée au collagène et aux sels minéraux. Ceux-ci, qui comptent pour 70% du poids sec de la matrice, sont disposés le long des fibrilles

de collagène, à l'intérieur des fibres, sous forme de cristaux d'apatite hydratée, partiellement carbonatées : c'est un phosphate de calcium cristallisé de formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (DADOUNE, 1990).

Les cristaux d'hydroxyapatite ont une forme hexagonale allongée ; d'après DADOUNE, ils mesurent environ 50 nm de long sur 30 de large et 3 nm d'épaisseur.

La surface du cristal est fortement ionisée et liée à l'eau de la matrice avoisinante : c'est la couche hydratée ionisée, dont les ions phosphate et calcium sont facilement mobilisables pour être remis en circulation (DADOUNE, 1990).

Un pourcentage important d'ions carbonates se substitue au phosphate. Des radicaux citrate et silicate se lient à la surface des cristaux, ainsi que parfois des arsénates, ce qui peut avoir des incidences médico-légales. Les fluorures, qui remplacent certains radicaux hydroxyles, accroissent la dureté de la matrice. Des alcalino-terreux, baryum ou strontium peuvent se substituer au calcium.

Le renouvellement des phosphates osseux est d'environ 30 % en 50 jours (MAILLET, 1985).

Le collagène joue un rôle prépondérant dans la nucléation de la phase minérale. Des zones de nucléation active sont dénudées au niveau du collagène ; lorsqu'elles sont exposées à un niveau contenant des ions calcium et phosphate, il en résulte un ensemencement minéral initial, qui se poursuit par une croissance du cristal d'apatite. Cette croissance est déterminée de façon passive par la nature des surfaces limitantes du collagène (DADOUNE, 1990).

L'ostéoblaste concentre les ions phosphates grâce à la phosphatase alcaline qui les extrait du glucose-6P. Les mitochondries semblent jouer un rôle important, en accumulant le calcium dans des vésicules de calcification qui sont excrétées dans l'espace extracellulaire. Les glycoaminoglycannes piègent également le calcium, grâce aux charges négatives de leur surface.

Il se forme dans le milieu extracellulaire des phosphates de calcium en solution saturée. La cristallisation est déclenchée par un phénomène de nucléation pour lequel la structure très régulière du collagène de type 1 est fondamentale. La croissance du cristal autour du germe initial se fait passivement par épitaxie dans cette solution saturée.

Un dépôt initial des cristaux s'effectue au niveau des fibrilles du collagène puis il dépasse ce cadre pour calcifier les espaces interfibrillaires. Les îlots confluent entre eux pour former le tissu osseux (DADOUNE, 1990 et MAILLET, 1985).

Deux mécanismes sont responsables de la calcification (DADOUNE, 1990 et MAILLET, 1985) :

- Des conditions métaboliques générales fournissent les ions minéraux et les produits organiques aux cellules ostéoblastiques par le courant circulatoire ; la minéralisation nécessite un apport en calcium par l'alimentation et surtout par la présence de vitamine D pour en assurer l'absorption intestinale. La parathormone mobilise le calcium osseux pour en remettre en circulation. À l'inverse, la calcitonine favorise le stockage du calcium et des phosphates.
- Un mécanisme local de contrôle avec ou sans système enzymatique permettant aux ostéoblastes de rendre calcifiable le tissu ostéoïde. Ce mécanisme local de contrôle n'est pas pleinement élucidé ; il devrait expliquer pourquoi le tissu ostéoïde se calcifie, alors qu'un tissu conjonctif histologiquement identique, comme le derme, ne se calcifie pas.

Les ostéoblastes qui s'enferment dans la matrice qu'ils élaborent deviennent des ostéocytes ; ce sont des cellules fusiformes, encloses dans des cavités. Leur grand axe est parallèle à la surface osseuse. Les lacunes, ou ostéoplastes, sont reliées entre elles par des canalicules qui contiennent les fins prolongements cytoplasmiques des ostéocytes. Les extrémités de ces prolongements sont munies de systèmes de jonction membranaire de type gap (DADOUNE, 1990 et MAILLET, 1985).

Entre la paroi de l'ostéoplaste et de l'ostéocyte existe un mince espace périostéocytaire non minéralisé où l'on trouve des fibres de collagène et une forte concentration de protéoglycannes. Cet espace est de largeur variable selon les ostéocytes. Il s'accroît sous l'action de la parathormone par ostéolyse périostéocytaire : en effet, les ostéocytes sont capables de mobiliser le phosphate de calcium sur la surface de la lacune . Ce phosphate de calcium peut ensuite être refixé par ostéogénèse périostéocytaire ; cette dernière est favorisée par la calcitonine sécrétée par les cellules C de la thyroïde.

L'ostéocyte est une cellule métaboliquement active, mais les échanges nutritifs par les canalicules restent néanmoins difficiles. Dans ces conditions, la survie cellulaire est limitée, et il semble que ce soit la cause principale du remaniement permanent du tissu osseux (DADOUNE, 1990 et MAILLET, 1985).

1.2.6.3 Comblement osseux de l'alvéole

Au niveau de l'alvéole, il se produit des phénomènes d'ostéogénèse et d'ostéoclasie.

- 1- Ostéogénèse : Le premier signe de la formation osseuse est l'apparition du tissu ostéoïde. La confluence des différentes plages de tissu ostéoïde, qui prolifèrent à partir des parois alvéolaires, amène à une organisation du futur tissu osseux.

Selon AMLER (1969), dès le 7^{ième} jour, il y a des spicules osseuses non calcifiées isolées ou attachées à de vieilles spicules osseuses, qui sont en continuité avec l'os alvéolaire. Cette ostéogénèse est mise en évidence au 7^{ième} jour au niveau des bords et du fond de l'alvéole

Pour BOYNE, l'os se forme à partir du 7^{ième} jour après extraction, mais uniquement sur les parois latérales alvéolaires et non au fond de l'alvéole.

Progressivement, l'alvéole va se combler d'os.

- 2- Ostéoclasie : L'ostéoclasie débute assez tôt. À partir du 10^{ème} jour après l'extraction, nous voyons apparaître des ostéoclastes à la surface des crêtes alvéolaires. La membrane des ostéoclastes présente au contact de l'os une différenciation sous forme de bordure en brosse. Ce sont de longues microvillosités irrégulières, entre les pieds desquels s'ouvrent des canalicules qui se prolongent très profondément dans le cytoplasme et qui se terminent au contact de lysozymes et de vacuoles de sécrétion. La bordure en brosse occupe une surface limitée, mais un ostéoclaste peut en posséder plusieurs. Autour de cette région existe un bourrelet annulaire renforcé par le cytosquelette. En s'appuyant sur la surface osseuse, il délimite une petite chambre où se concentrent les substances lytiques sécrétées par l'ostéoclaste. La cavité située en regard de la bordure en brosse constitue la lacune d'Howship (DADOUNE, 1990 et MAILLET, 1985).

Le mécanisme de résorption est mal connu. L'ostéoclaste sécréterait des acides faibles (acide lactique, acide citrique), solubilisant les cristaux minéraux dans le milieu extracellulaire. Le collagène est dirigé dans les vacuoles cellulaires par une collagénase.

Un peu plus tard, les ostéoclastes vont attaquer les nouvelles trabéculations et la lamina dura. L'ostéoclasie se fait au niveau des crêtes alvéolaires en commençant par la partie superficielle et se dirige vers le fond de l'alvéole. La crête alvéolaire vestibulaire est plus affectée que la crête linguale ou palatine. La forme de la crête édentée n'est pas altérée par cette résorption : en effet, lorsque la phase de destruction atteint un degré important, l'alvéole est déjà remplie par du nouvel os, si bien qu'il y a seulement un arrondissement des bords vestibulaire et lingual.

1.2.7 Cicatrisation alvéolaire en fonction du site d'extraction

1.2.7.1 A la mandibule

La réaction de la mandibule à la perte des dents est directement liée à son ostéoarchitecture. En effet, la mandibule est le lieu d'insertion de muscles masticateurs très puissants, et le lieu d'intégration des pressions masticatoires. Les forces importantes exercées par ces contraintes (axiales et latérales) induisent une corticale osseuse dense autour de toute la mandibule. En cas d'édentation partielle, des coupes de mandibule montrent un point fondamental : il se reforme une corticale osseuse en surface. Cette corticale recouvre un os spongieux trabéculaire (BERT, 1986).

Après la perte des dents, l'organisation de la mandibule évolue en fonction des seules contraintes musculaires qui lui restent : le mylo-hyoïdien, les génio-glosses et les génio-hyoïdiens qui tractent la crête osseuse en direction linguale.

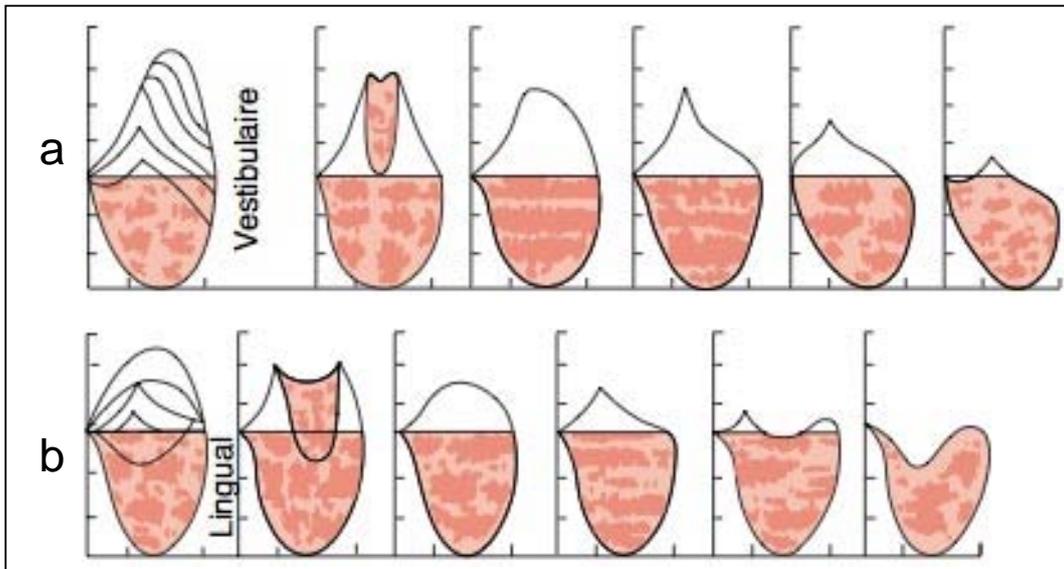


Figure 6 : Résorptions de la mandibule. a – Région symphysaire b – Région postérieure

1.2.7.2 Au maxillaire

Les modifications postextractionnelles vont être différentes de celles décrites à la mandibule. En effet, le maxillaire supérieur ne porte aucune insertion musculaire importante contrairement à la mandibule.

De plus, la table osseuse externe des dents maxillaires est beaucoup plus fine notamment au niveau des incisives et des canines.

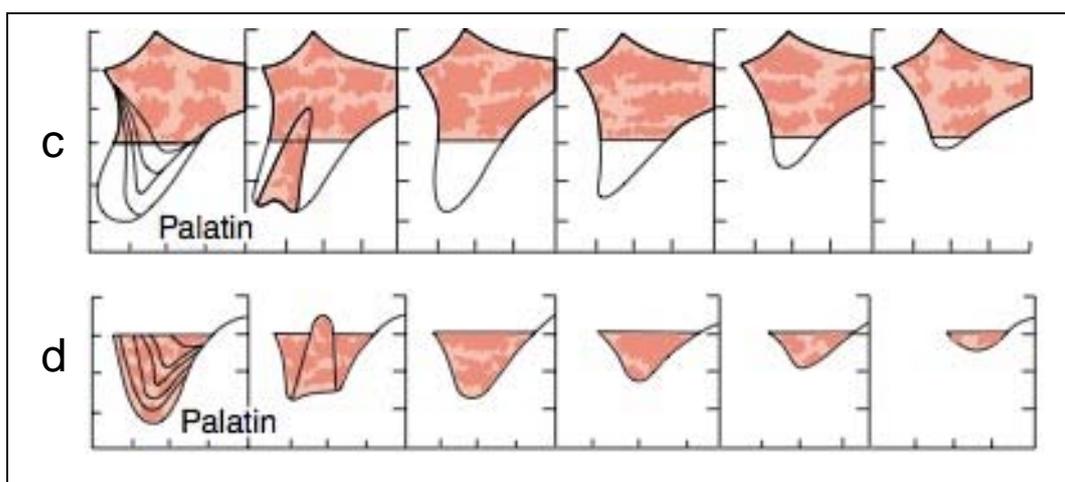


Figure 7 : Résorptions du Maxillaire. c – Maxillaire antérieur d – Maxillaire

1.2.7.2.1 Cicatrisation alvéolaire post-extractionnelle au maxillaire antérieur

1.2.7.2.1.1 Modification de l'apport vasculaire vestibulaire

Après une cicatrisation avec un lambeau de pleine épaisseur, la table vestibulaire perd sa vascularisation périostée et ligamentaire. La source intra-crestale ne vascularisant pas ces deux millimètres coronaires, une résorption importante de la table vestibulaire sera observée.

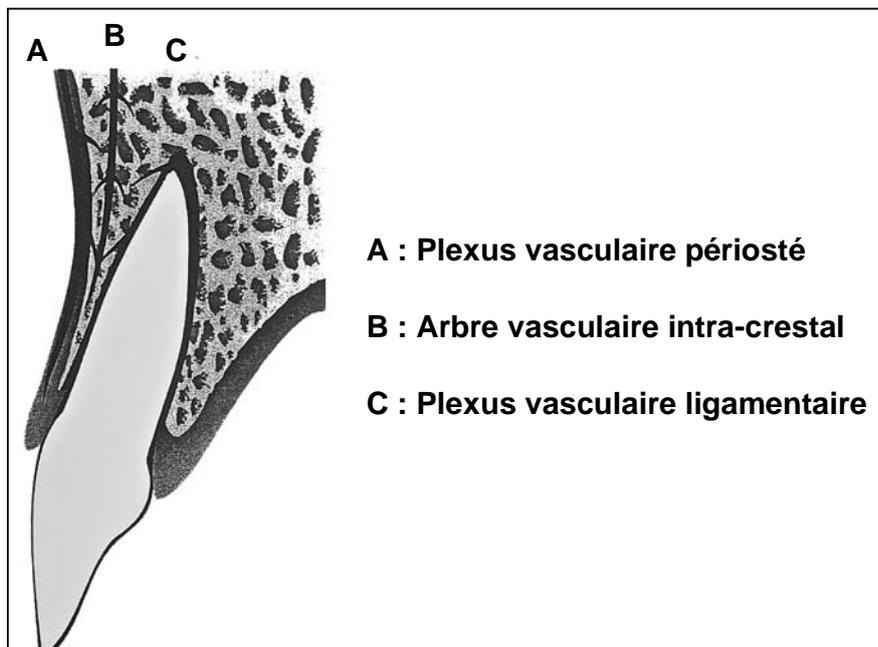


Figure 8 : Dessin d'Alexandre MARC d'après ABRAHAMSSON et coll. (1996).

La table vestibulaire possède trois sources qui sont indispensables au maintien de son intégrité.



Figure 9 : Dessin d'Alexandre MARC d'après ABRAHAMSSON et coll. (1996).

Perte des deux sources de vascularisation de la table osseuse vestibulaire à la suite de l'extraction d'une dent dans le secteur antérieur maxillaire.

1.2.7.2.1.2 Histologie de l'alvéole déshabitée

La perte partielle de la vascularisation de la table vestibulaire ne permet pas d'expliquer cette résorption à elle seule, la compréhension histologique de cette zone justifie l'inégalité entre les modifications vestibulaires et palatines.

L'os fasciculaire est présent en plus grande proportion dans la table vestibulaire. Or, cet os n'est maintenu vivant que s'il est attaché au ligament parodontal de la dent (ARAUJO, 2005).

La table vestibulaire étant également plus fine, nous comprenons pourquoi les résorptions horizontales et verticales la concerneront préférentiellement.

1.2.7.2.1.3 Modifications morphométriques d'une alvéole déshabitée

L'extraction d'une dent entraîne des modifications osseuses durant les 12 mois consécutifs mais les deux tiers des variations dimensionnelles sont obtenus au cours des 3 premiers mois de cicatrisation. La crête se résorbe de 50% dans le sens vestibulo-palatin avec une atteinte plus prononcée de la table vestibulaire notamment en secteur antérieur (SHROPP et coll., 2003b).

Selon l'axe corono-apical, les niveaux osseux sur les faces de la dent en mésial et distal du site d'extraction sont presque inchangés après 3 mois de cicatrisation (SHROPP et coll., 2003b).

Après l'extraction, la table vestibulaire et palatine sont au même niveau dans le sens corono-apicale. Cependant, la finesse, la nature histologique et la vascularisation différente de la table vestibulaire vont aboutir à son positionnement environ 2 mm plus apical que la table palatine au terme de 3 mois de cicatrisation. La table palatine va également subir une légère résorption verticale (ARAUJO et coll., 2005a).

Selon cette description, nous constatons que le niveau d'os régénéré au centre de l'alvéole n'atteint jamais celui des faces proximales des dents adjacentes au site d'extraction.

Certains auteurs décrivent des valeurs de 4,5 mm pour cette résorption verticale mais il s'agit d'extractions multiples adjacentes (JOHNSON et coll., 1969 ; LAM et coll. (1960) cités dans SHROPP et coll., 2003b).

Depuis de nombreuses années, il a été démontré que le décollement du périoste augmente la résorption vestibulaire et horizontale autour des dents naturelles ou sur des crêtes édentées cicatrisées (WOOD et coll., 1972).

Cependant, l'influence de ce décollement sur les modifications volumétriques d'une alvéole d'extraction semble mineure.

FICKL et coll. (2008) ont récemment quantifié la différence de résorption tridimensionnelle occasionnée entre deux groupes de chiens subissant des extractions avec et sans décollement périosté. Ils ont constaté 0,7 mm de résorption supplémentaire au bout de 4 mois pour le groupe avec décollement.

ARAUJO et LINDHE (2009) ont très récemment publié une étude histomorphométrique chez le chien qui compare également la résorption alvéolaire, mais au terme de 6 mois de cicatrisation post-extractionnelle. Ils ne constatent aucune différence volumétrique entre le groupe avec décollement et celui sans décollement.

Ces études nous indiquent que le décollement de pleine épaisseur lors d'une extraction n'a pas d'influence sur le volume final de l'alvéole. Néanmoins, il faut pondérer ces résultats car les deux études concernent des prémolaires mandibulaires et nous pouvons logiquement penser que la cicatrisation osseuse sera différente sur d'autres sites tels que l'arcade maxillaire.

Toutes les modifications alvéolaires décrites précédemment concernent les variations volumétriques externes et sont presque totalement stables au bout de 3 mois mais des phénomènes de formation osseuse se produisent parallèlement à l'intérieur de l'alvéole. Ce processus cicatriciel vise à combler l'alvéole avec de l'os mature. De cette manière, entre le troisième et le douzième mois, les modifications crestaies seront presque uniquement qualitatives et l'os immature recouvert par une fine épaisseur de corticale se transformera en os lamellaire entrecroisant de la moelle osseuse et recouvert par une corticale plus épaisse (ARAUJO et coll., 2005).

La littérature nous apprend également que la conservation de résidus du ligament parodontal dans l'alvéole n'influence pas sa régénération, ce qui signifie que cliniquement, si une alvéole est débridée pour des raisons infectieuses, la suppression des restes de ligament n'affectera pas sa cicatrisation (CARDAROPOLI et coll., 2005).

1.3 FACTEURS MODULANT LA RESORPTION OSSEUSE

La résorption osseuse est un processus physique et biologique complexe. En effet, si l'on évalue cette résorption osseuse chez divers individus, elle ne sera pas identique selon l'individu. Le rythme de résorption des crêtes varie également en fonction de l'âge du patient (ATWOOD, 1957).

Afin d'expliquer ces variations, on peut organiser les facteurs cliniques en 4 catégories principales : Anatomique, Métabolique, Fonctionnelle et Prothétique (DOUGLAS, 2001).

1.3.1 Facteurs anatomiques

1.3.1.1 Quantité osseuse

Si l'on examine les crêtes osseuses du point de vue clinique, comme du point de vue radiologique, on constate d'importante variation en forme et en taille de ces crêtes résiduelles (cf. 1.2.7 Cicatrisation alvéolaire en fonction du site d'extraction).

Les grandes et larges crêtes osseuses présentent un potentiel de pertes osseuses plus important au cours des années après l'édentation.

Bien que ces crêtes puissent avoir un plus grand potentiel de résorption osseuse, le taux de perte osseuse verticale peut être plus lent que celui d'une petite crête parce que le taux de résorption dépend également de la densité osseuse (DOUGLAS, 2001).

1.3.1.2 Qualité osseuse

Une évaluation significative des radiographies pour la densité osseuse nécessite une technique spécialisée avec des contrôles rigoureux sur les équipements, ainsi que l'examen de l'épaisseur des tissus mous et durs examinés (DOUGLAS, 2001).

1.3.2 Facteurs métaboliques

Le métabolisme de l'organisme humain se compose d'un équilibre entre anabolisme et catabolisme. Au cours de la croissance, l'anabolisme est plus important que le catabolisme puis cela s'équilibre et s'inverse avec la sénescence. Le métabolisme osseux est constamment en remaniement (résorption, apposition, reconstruction,...). Au cours de la croissance, l'activité ostéoblastique est plus importante que l'activité odontoclasitique ; cela s'inverse notamment au cours de l'ostéoporose avec une diminution de l'activité des ostéoblastes (McLEAN and al., 1961) ou avec une hyperthyroïdie, qui provoque une augmentation de l'activité ostéoclastique (WEINMANN and al., 1955).

L'influence du métabolisme cellulaire et spécialement du métabolisme des ostéoblastes et des ostéoclastes est importante. En effet, l'hormone thyroïdienne influence le métabolisme de ces cellules ; il en est de même pour l'hormone parathyroïdienne, les vitamines D qui ont une influence sur la calcémie. Les complexes œstrogène-testostérone et cortisone-hydrocortisone intervenant respectivement dans l'apposition osseuse et dans la résorption osseuse vont avoir aussi une influence sur le métabolisme osseux qui va varier avec l'âge du sujet. Au cours de la croissance, l'importante sécrétion d'hormone anabolique durant la croissance entraîne un métabolisme positif (avec une apposition plus importante que la résorption). Ensuite, l'équilibre hormonal provoque une résultante neutre. Et, une inversion hormonale engendre un métabolisme négatif (avec une résorption osseuse qui devient plus importante que la formation osseuse). Cela provoque une réduction de la masse osseuse.

Cependant, l'influence précise de chacun de ces facteurs est difficile à évaluer. Ils sont d'ailleurs très nombreux et sont en constante interaction.

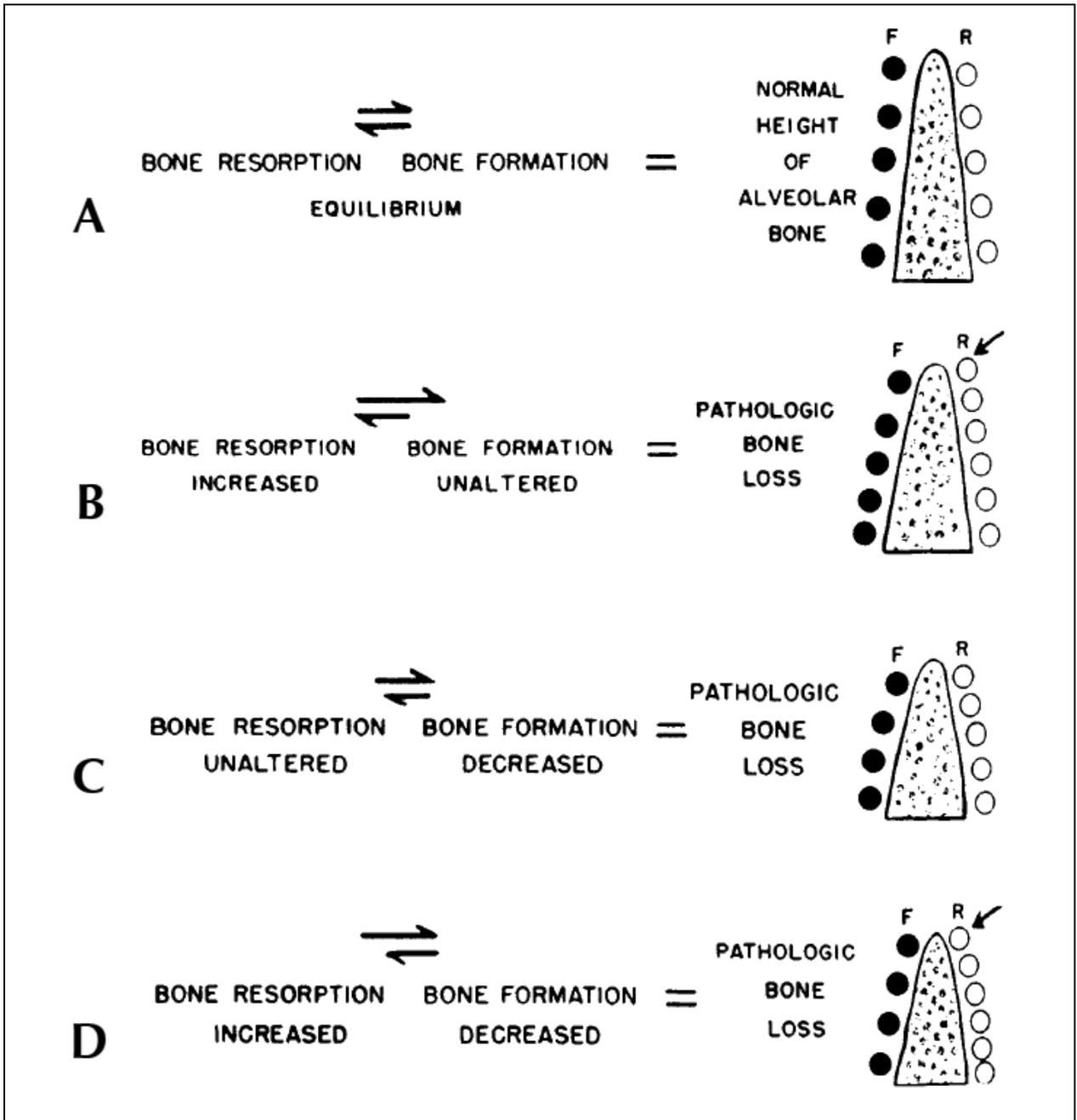


Figure 10: A - Représentation schématique de l'équilibre physiologique responsable du maintien de la hauteur de l'os alvéolaire. B - Perte osseuse à la suite d'un déséquilibre créé par la résorption osseuse accrue. C - Perte osseuse à la suite d'une diminution de la formation normale de l'os. D - Perte osseuse associant diminution de formation osseuse et augmentation de la résorption osseuse. (GLICKMAN, 1958).

1.3.3 Facteurs fonctionnels

Lorsque l'on applique certaines forces sur l'os comme des forces de compressions, de tension, de cisaillement, cela entraîne une résorption qui s'accompagne d'une apposition. Ces facteurs fonctionnels en fonction de leur force, de leur direction de leur intensité et de leur durée vont être transformés en activité biologique cellulaire. Les forces de mastications vont se transmettre au niveau osseux à travers la gencive.

Cependant l'ensemble de ces forces ne va pas avoir la même influence selon en fonction du sujet. Ces facteurs fonctionnels doivent être mis en relation avec les facteurs anatomiques et métaboliques (DOUGLAS and al., 2001).

1.3.4 Facteurs prothétiques

Ces facteurs sont très difficiles à étudier et évaluer en raison du très grand nombre de variables (anatomiques, métaboliques, fonctionnels...). Souvent, une nouvelle technique, un nouveau matériel, une nouvelle base prothétique ou de nouvelles dents ont été annoncés comme la réponse au problème de la résorption de la crête. Cependant, la technique ou les matériaux utilisés n'ont aucun contrôle sur certains facteurs impondérables. Cela ne signifie nullement que la technique de réalisation prothétique est peu importante mais que la connaissance actuelle et le contrôle de tous les facteurs impliqués dans la résorption de la crête sont si imparfaits que la résorption peut se produire malgré tous nos efforts dans la réalisation prothétique (DOUGLAS and al., 2001).

1.3.5 Conclusion

La résorption osseuse des crêtes est commune mais l'importance varie entre les individus mais également au sein d'un même sujet en fonction de son âge. Les facteurs anatomiques, métaboliques, fonctionnels et prothétiques vont tous jouer un rôle important dans l'évolution de la crête, mais il faut surtout comprendre que l'ensemble de ces facteurs sont interdépendants. Chacun de ces facteurs doit être évalué en relation avec les autres afin d'évaluer la résorption osseuse.

1.4 EVALUATION DE LA RESORPTION OSSEUSE

1.4.1 Du point de vue clinique.

1.4.1.1 Examen extra-oral

Pendant l'examen extra-oral, la situation du maxillaire et de la mandibule est jugée en fonction de l'atrophie. En raison de l'atrophie centrifuge mandibulaire et centripète maxillaire, il peut y avoir une modification de la position du milieu des crêtes et une prognathie mandibulaire (KHOURY, 2011).

En cas d'atrophie prononcée, la perte de dimension verticale crée un profil avec une lèvre supérieure affaissée et une hauteur réduite du tiers inférieur de la face.

1.4.1.2 Examen intra-oral

Si la maladie parodontale est la cause de la perte dentaire, son traitement est nécessaire avant tout traitement implanto-chirurgico-prothétique. La reconstruction prothétique doit permettre une hygiène efficace. En effet, même chez les patients édentés, un risque plus important de péri-implantite est démontré (ELLEGGARD and al., 1997).

En cas de supraclusion, des techniques prothétiques doivent déterminer si une compensation est possible avant le début des greffes afin d'obtenir une réhabilitation prothétique correspondant à la bonne relation intermaxillaire. La nécessité de traitements orthodontiques ou prothétiques peut être nécessaire dans certains cas.

Pour déterminer cliniquement la quantité osseuse, le bone mapping est la technique initiale immédiatement applicable (Figure 11). L'épaisseur des tissus mous est évaluée avec une aiguille et un stop en caoutchouc. La transcription des valeurs sur le modèle en plâtre coupé à la scie permet de déterminer la quantité osseuse disponible.



Figure 11 : Modélisation de la crête osseuse établie par « bone mapping ».

1.4.2 Du point de vue radiographique

Pour le traitement implantaire, surtout en cas d'atrophie, le diagnostic radiologique fournit les informations essentielles.

1.4.2.1 Cicatrisation d'une alvéole

La cicatrisation d'une alvéole dentaire est donc le résultat d'une série d'évènements de résorption, d'apposition et de prolifération.

Les études cliniques et radiologiques (LEKOVIC and al., 1997 et 1998 ; CAMARGO and al., 2000 ; SCHROPP and al., 2003) ont démontré l'existence d'altérations de la hauteur et de l'épaisseur de la crête osseuse à la suite d'une extraction simple comme multiple.

Certains auteurs rapportent qu'approximativement les 2/3 de la réduction osseuse s'effectuent au cours des 3 premiers mois sans qu'il y ait de différence en fonction de la localisation maxillaire ou mandibulaire (JOHNSON, 1969; SCHROPP and al., 2003).

On observe un changement de radio-opacité de l'alvéole à partir du 18^{ème} jour suivant l'extraction. Au 38^{ème} jour, la lamina dura a perdu son profil compact. Au 105^{ème} jour, la radio-opacité de l'os nouveau est la même que l'os environnant. Il n'y a plus de traces de l'alvéole vide.

1.4.2.2 Cliché rétro alvéolaire

Une radiographie rétro-alvéolaire est particulièrement conseillée lors d'une implantation immédiate. Elle permet une meilleure appréciation des structures anatomiques qu'une radiographie panoramique. Lors de traitements plus importants, le bilan long cône n'est pas satisfaisant. L'évaluation de la dimension verticale peut être faussée par la technique de projection (KHOURY, 2011).

1.4.2.3 Orthopantomogramme

En général, la quantité osseuse verticale est évaluée avec une radiographie panoramique. Cette radiographie d'ensemble permet la localisation des structures anatomiques devant être protégées (nerf alvéolaire inférieur, limite basse de la cavité sinusienne et du nez, bord de la mandibule et des dents restantes). En fonction du système, ces radiographies par coupes reproduisent les structures anatomiques avec un agrandissement ou une réduction de 15 à 25 pour cent. L'image offre une information grossière sur la qualité osseuse (KHOURY, 2011).

1.4.2.4 Tomodensitométrie - scanner

Les méthodes d'imagerie en trois dimensions permettent un diagnostic spatial métriquement correct et sans distorsion. Une planification exacte intégrant les structures anatomiques et la future réhabilitation prothétique est possible si l'examen est réalisé avec un montage prothétique wax-up à l'aide de dents radio-opaques. Le volume est reconstruit par des coupes. Le scanner permet une reproduction des tissus mous et des structures osseuses (KHOURY, 2011).

1.4.2.5 Tomographie volumétrique numérisée

Le contenu informatif est déterminé par l'énergie utilisée, la résolution du détecteur sur la taille du volume et la résolution de l'image. L'importance du rayonnement d'un cône beam est beaucoup plus faible qu'un scanner. Les informations sur la structure des tissus mous avec la tomographie volumétrique numérisée sont visibles uniquement avec certains réglages. La précision peut être optimisée afin d'obtenir une qualité de diagnostic équivalente au scanner (KHOURY, 2011).

1.5 CLASSIFICATION SELON LE CONTEXTE OSSEUX RESIDUEL (MARTINEZ, RENAULT, 2008)

1.5.1 Sens horizontal ou vestibulo-lingual

Ce type de perte alvéolaire est le plus fréquent au niveau de la corticale externe ou vestibulaire. Il peut être à l'origine d'un résultat esthétique néfaste dans le secteur maxillaire antérieur.

1.5.1.1 Classe I

Cette situation clinique peut être présente après une extraction dentaire récente. Il est exceptionnel de voir une crête alvéolaire idéale après plusieurs mois, voire des années de cicatrisation.

Les conditions osseuses permettent de réaliser un protocole implantaire sans apport tissulaire.

1.5.1.2 Classe II

La cicatrisation complète de l'alvéole après la perte de la dent entraîne une résorption d'une des corticales. Cette perte osseuse en direction vestibulo-linguale ou vestibulo-palatine est à l'origine d'une concavité vestibulaire car celle-ci est plus fine que la palatine ou la linguale (MERCIER, 1988). La présence au départ d'une corticale large limite le degré de la perte osseuse vestibulaire.

Le pourcentage de perte osseuse horizontale est inférieur à 20% par rapport à la largeur de la crête alvéolaire.

Les conditions osseuses présentes permettent fréquemment de réaliser un protocole implantaire conventionnel. Le choix de la morphologie implantaire doit être réfléchi et la gestion de la concavité vestibulaire est réalisée par addition de tissus mous (tissu conjonctif) notamment dans les secteurs esthétiques.

1.5.1.3 Classe III

Une perte osseuse intermédiaire de la crête alvéolaire caractérise cette catégorie de morphologie résiduelle. La concavité vestibulaire est plus accentuée.

Le pourcentage de perte osseuse horizontale est en moyenne de 20 à 30 % par rapport à la largeur originale de la crête alvéolaire.

Les conditions osseuses de la classe III permettent fréquemment la mise en place de l'implant.

Deux approches chirurgicales sont envisagées :

- Sculpture de la crête alvéolaire par ostéotomie ;
- Comblement osseux simplifié des spires exposées.

1.5.1.4 Classe IV

La classe IV est caractérisée par une perte osseuse importante de la crête alvéolaire résiduelle. La concavité vestibulaire est très accentuée. Elle est plus fréquente au maxillaire qu'à la mandibule.

Le pourcentage de perte osseuse horizontale est en moyenne supérieur à 30 % par rapport à la largeur de la crête alvéolaire.

Le contexte osseux résiduel rend impossible la mise en place implantaire. La reconstruction de la morphologie crestale s'impose avant la mise en place des implants :

- Par régénération osseuse guidée ;
- Par greffe d'apposition.

1.5.2 Sens vertical ou apico-coronaire

La distance interarcade est fréquemment augmentée. La hauteur osseuse résiduelle est souvent réduite dans les secteurs postérieurs. Le rapport couronne clinique/implant peut par conséquent être défavorable.

L'évaluation du contexte résiduel pour un choix thérapeutique raisonné dépend de 3 paramètres :

- Le niveau osseux crestal du site édenté par rapport au niveau crestal des dents adjacentes ;
- L'espace prothétique disponible interarcades ;
- La hauteur osseuse verticale résiduelle.

1.5.2.1 Classe I

En présence d'un site édenté récent, le niveau vertical est souvent préservé où la perte est minime.

Un niveau osseux vertical idéal permet de réaliser un protocole chirurgical conventionnel.

1.5.2.2 Classe II

Le niveau vertical varie selon la période de cicatrisation, le contexte osseux et les conditions de temporisation. La perte osseuse est légère, d'environ 1 ou 2 mm.

Le niveau osseux résiduel permet la mise en place implantaire.

1.5.2.3 Classe III

Les édentements distaux partiels de longue durée caractérisent fréquemment cette catégorie de perte osseuse.

Le traitement d'une perte osseuse intermédiaire verticale de la crête alvéolaire dans le secteur postérieur est différent selon la mâchoire :

- À la mandibule : implant court ou reconstruction de la morphologie crestale.
- Au maxillaire : technique des ostéotomes.

Dans le secteur antérieur, une analyse esthétique est indispensable ; une greffe d'apposition verticale peut être nécessaire avant la mise en place des implants.

1.5.2.4 Classe IV

Les édentements partiels de longue portée et certains édentements totaux de longue durée caractérisent cette perte osseuse importante.

Le traitement d'une perte osseuse importante verticale de la crête alvéolaire dans le secteur postérieur est différent selon la mâchoire :

- À la mandibule : greffe d'apposition verticale, latéralisation du canal dentaire ou implantation associée à une régénération osseuse guidée au niveau des spires exposées.
- Au maxillaire : comblement sinusien par voie latérale ; greffe d'apposition

Dans le secteur antérieur, la perte osseuse verticale importante est fréquemment associée à une lyse dans le sens horizontal. Le traitement de choix est une greffe d'apposition.

1.5.3 Défauts combinés : vertical et horizontal

L'analyse tridimensionnelle d'une perte osseuse est fondamentale pour prévoir le potentiel de cicatrisation. Le nombre de parois résiduelles ainsi que la distance entre ces parois sont deux paramètres à étudier dans cette analyse.

En présence d'un défaut alvéolaire, plus le nombre de parois résiduelles est important, plus le potentiel de régénération est optimisé. Par contre plus les parois résiduelles sont distantes, plus il est diminué.

Une classification des pertes osseuses associant la morphologie résiduelle dans le sens horizontal et vertical est proposée ci-après :

Perte horizontale /verticale	Légère	Modérée	Sévère
Légère	Classe I	Classe III	Classe III
Modérée	Classe II	Classe IV	Classe IV
Sévère	Classe II	Classe IV	Classe V

Tableau 2: Classification des pertes osseuses selon leur importance.

La gestion chirurgicale est la suivante :

- Classe I : Les résorptions osseuses mineures ne contre-indiquent pas la pose d'implants dentaires. Il n'y a pas besoin de reconstruction osseuse avant le traitement implantaire.
- Classe II et III : Il est impératif d'associer la morphologie de l'implant à des techniques d'apports osseux (greffes osseuses mineures ou R.O.G.) possibles dans le même temps opératoire.
- Classe IV et V : Ces types de défauts sont plus complexes à gérer. Il est indispensable de procéder à la reconstruction osseuse avant le traitement implantaire.

2^{ème} partie :

Comment prévenir et préserver ces pertes osseuses.

2. Comment prévenir et préserver ces pertes ?

L'alvéolyse post-extractionnelle peut conduire à des défauts importants. La perte osseuse se produit rapidement et peut atteindre 80% du volume initial. Cette situation rend la réalisation prothétique difficile. La pose d'implants peut également être compromise par un volume osseux trop faible.

De nombreuses techniques ont été proposées pour diminuer les effets de cette alvéolyse post-extractionnelle.

2.1 LES EXTRACTIONS ATRAUMATIQUES

De multiples procédés doivent permettre de ménager l'os et d'éviter la fracture des tables alvéolaires.

En cas d'ankylose partielle, les alvéolectomies seront à proscrire. Le fraisage se fera aux dépens de la racine dentaire et non de celui de l'os. À l'heure actuelle, fraiser l'os vestibulaire pour éviter une fracture d'un apex est disproportionné, avec les conséquences inacceptables pour la suite du traitement. En cas de fracture d'un apex, un meulage du fond de l'alvéole et de l'apex fracturé, ou l'extraction à l'aide d'une lime endodontique de gros diamètre, vissée dans le canal auront des conséquences moindres que la perte d'une corticale vestibulaire (BOUSQUET, 2009).

2.1.1 Principes de base

L'acte chirurgical s'intègre dans un programme de traitement global au sein duquel il s'articule avec d'autres moyens thérapeutiques. Le respect de quelques principes permet d'optimiser la réalisation de l'avulsion dentaire et son pronostic (MARTINEAU, 1999).

Toute intervention doit se réaliser sur un site dénué d'inflammation et de processus infectieux évolutif. Une thérapeutique initiale peut être mise en place. Elle diminuera le saignement, limitera la bactériémie et favorisera la cicatrisation osseuse et muqueuse.

Toutes les précautions doivent être prises lors des mouvements de luxation, en particulier au niveau des dents présentant une paroi osseuse alvéolaire fine donc fragile. Les points d'appui doivent être contrôlés en permanence lorsqu'on utilise des élévateurs. En effet, le risque d'écrasement osseux, synonyme de nécrose et de cicatrisation osseuse perturbée, est important avec ces outils (MARTINEAU, 1999).

Aussi, en ce qui concerne les extractions des pluriradiculées, il faut privilégier la séparation des racines afin de prévenir tout délabrement osseux incontrôlé (MARTINEAU, 1999).

2.1.2 Chirurgie sans lambeau

Le fait de lever un lambeau de pleine épaisseur, va entraîner une ostéoclasie réactionnelle de l'os mis à nu. L'étude de Fickl *et al* 2008 démontre un effet négatif sur le volume osseux résiduel. Il est préférable de réaliser l'extraction sans lambeau, si cela est possible. Le périoste restera sur la corticale vestibulaire, et lui conservera une voie de vascularisation. Les techniques de chirurgie sans lambeau vont également permettre de ménager les papilles des dents adjacentes, évitant souvent un résultat inesthétique. Cette chirurgie sans lambeau ne devra pas se faire en cas de doute sur la qualité du tissu osseux ou la présence d'infection importante (BOUSQUET, 2009).

2.1.3 L'apport de la piézochirurgie.

La plupart des actes chirurgicaux dans la cavité buccale ou le comblement de sinus maxillaire sont des interventions présentant des risques importants vis-à-vis des tissus mous adjacents au site opéré, dès lors que des instruments rotatifs sont utilisés. La lésion des tissus mous peut avoir des conséquences plus ou moins graves, selon qu'il s'agit d'un fragment de muqueuse ou d'un pédicule vasculo-nerveux.

2.1.3.1 Définition de la piézochirurgie

Le docteur Vercellotti, praticien privé Italien, s'est penché sur les travaux d'Horton et coll., 1981, concernant un bistouri à ultrasons, inactif sur les tissus mous mais encore trop peu enclin à la chirurgie osseuse par manque de puissance. Avec le concours de la société Mectron®, il a mis au point des techniques cliniques s'appuyant sur un bistouri piézoélectrique assez performant pour la chirurgie osseuse, tout en gardant son innocuité sur les tissus mous. C'est pendant les premiers essais, en 1998, qu'apparaît pour la première fois le terme de piézochirurgie.

La piézochirurgie peut être définie comme l'ensemble des techniques chirurgicales mettant en jeu l'utilisation d'un bistouri ultrasonore.

2.1.3.2 Intérêts

L'avulsion dentaire est en général un geste simple, que chaque praticien peut effectuer à son cabinet. Les instruments manuels sont nombreux et bien adaptés dans les cas classiques. Toutefois certains gestes se compliquent par :

- Des caractères d'ordre général : diabète, immunodépression, anticoagulants...
- Des particularités locales : dents incluses, ectopiques, ankylosés, à proximité de structures fragiles, extraction en vue d'implantation immédiate...

Les protocoles de prise en charge des affections d'ordre général restent inchangés en ce qui concerne l'utilisation de la piézochirurgie. Elle peut par contre nous venir en aide dans certains cas particuliers (MAILLOU, 2007).

L'utilisation du bistouri ultrasonore, pour les avulsions dentaires, présente de nombreux avantages. Cet instrument offre une finesse de coupe appréciable et permet de tracer des tranchées étroites et donc peu délabrantes, dans l'os alvéolaire. La découpe de fenêtres osseuses est envisageable, dans le cadre de l'ablation de racines résiduelles ou d'éléments kystiques (LECLERC et DOHAN, 2004).

Les inserts prévus pour la mobilisation sont inspirés des élévateurs de Deppler ou Bein. Ils permettent une pénétration précautionneuse, en profondeur le long de l'espace parodontal, entre la racine et l'os alvéolaire. Le geste est réalisé par des mouvements progressifs de tamponnement. En outre, les vibrations ultrasonores favorisent la rupture des interfaces solides. C'est en se dispersant dans le ligament parodontal, dans les zones de contact entre dent et os, ou au niveau de toutes les interfaces de densité différente, que ces vibrations permettent un clivage peu traumatique et donc une syndesmotomie aisée (MAILLOU, 2007).

La perte d'os engendrée par cet acte n'est que de 1 à 1,5 mm d'épaisseur d'os alvéolaire. Le risque de voir se fracturer la paroi alvéolaire est faible. L'objectif est d'affaiblir la paroi de l'os, il n'est pas question de faire des mouvements d'élévation avec les inserts. Le support amoindri permettra l'avulsion en douceur de la dent en dehors de son alvéole (LAMBRECHT, 2004).

Il en ressort que la piézochirurgie est particulièrement bien adaptée au cas des dents ankylosées, où elle va permettre une intervention moins délabrante. Il en sera de même pour les cas où l'implantation immédiate est envisagée. En effet, les tissus avoisinants sont préservés ainsi qu'un maximum d'os alvéolaire. De plus, des inserts différents sont utilisables pour la préparation finale du site implantaire (LECLERC et DOHAN, 2004).

2.1.3.3 Cas clinique d'une avulsion atraumatique

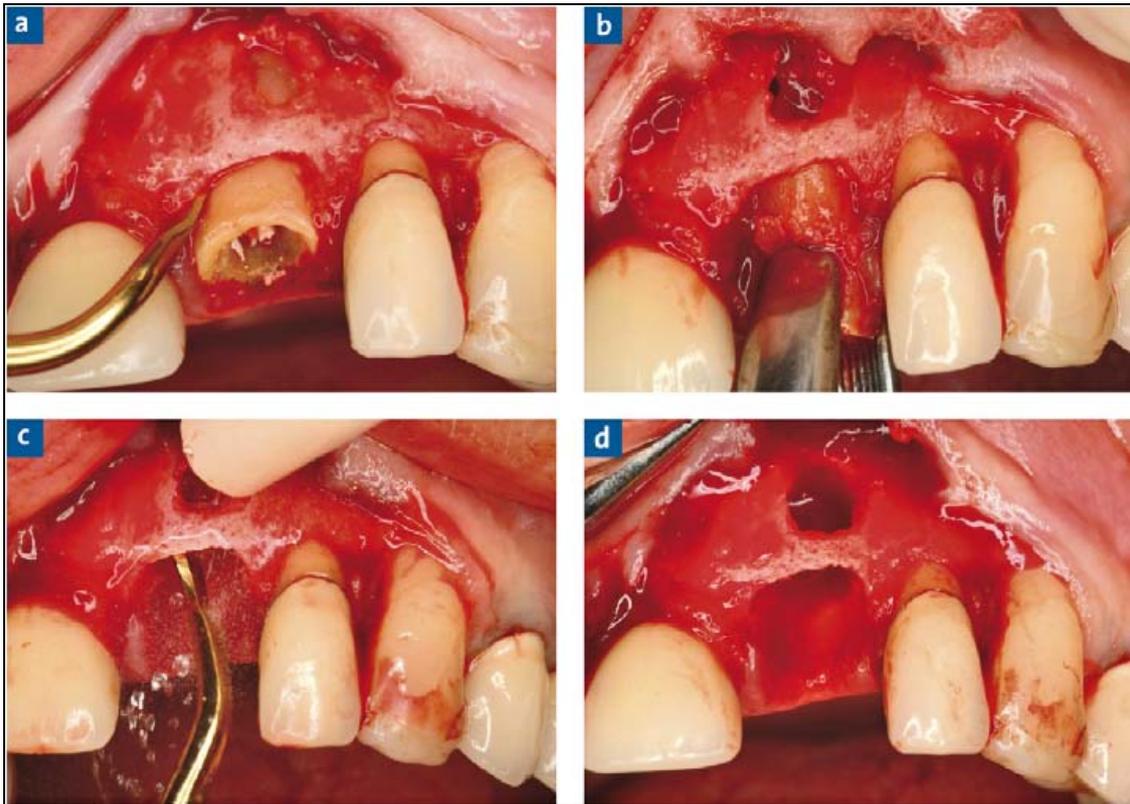


Figure 12 : Avulsion atraumatique d'une racine de 21 délabrée présentant une volumineuse lésion apicale Un insert de type lame de bistouri est utilisé pour découper l'interface racine-os (a), puis la racine est avulsée (b). La volumineuse lésion apicale est débridée en conservant au maximum les parois alvéolaires à l'aide d'un insert de type curette (c, d) (PEIVANDI, 2007).

2.2 LE COMPLEMENT DES ALVEOLES

Après extractions dentaires, le remodelage osseux de l'alvéole dentaire est caractéristique entraînant une réduction de la hauteur et de la largeur de l'alvéole. Afin de préserver cet os alvéolaire et d'optimiser la pose ultérieure d'implants, certains matériaux de comblement peuvent être utilisés pour augmenter et préserver l'os de l'alvéole déshabillée (KOUTOUZIS and al, 2010). De nombreuses études animales ont démontré, que l'incorporation de certains biomatériaux associés ou non à des membranes et utilisés au sein de l'alvéole entraînait la formation osseuse et ralentissait la résorption au cours du remaniement de l'alvéole (CARDAROPOLI and al., 2005).

2.2.1 Principe

Différents matériaux de substitution osseuse ont été utilisés pour combler les alvéoles après des extractions dentaires.

Ces matériaux biocompatibles, et pour certains bioactifs, ont montré leurs limites, à cause de leur résorbabilité trop rapide pour certains, et de la non résorbabilité pour d'autres. En tout cas, le principal intérêt de ce type de matériaux réside dans leur propriété de servir d'échafaudage (scaffold) pour les cellules osseuses : ostéoconduction.

Les recherches actuelles s'orientent vers des biomatériaux hybrides (qui cherchent à exploiter une synergie entre le mélange injectable de phosphates de calcium et de polymères), mais aussi vers des associations avec des facteurs biologiques ostéo-inducteurs, intervenant dans la régénération de l'os alvéolaire (SAUTIER, 1993).

2.2.2 Matériaux de substitution osseux et leurs propriétés

2.2.2.1 Définition d'un matériau de comblement

Un matériau de comblement doit posséder un certain nombre de propriétés :

- Il ne doit pas déclencher de réponses inflammatoires ou immunitaires.
- Il doit permettre une néoformation osseuse.
- Il doit être biocompatible.
- Il doit avoir des propriétés ostéogéniques, et/ou ostéoinductrices et/ou ostéoconductrices (cf. 1.2.6.1 Ostéoconduction, ostéoinduction et ostéogénèse).

Ces matériaux peuvent être d'origine biologique ou synthétique.

Il convient de distinguer les matériaux alloplastiques (synthétiques) et les autres matériaux de comblement.

2.2.2.2 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 et à la corrosion.

Les propriétés mécaniques générales d'un biomatériau

- **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.

2.2.2.3 Propriétés biologiques des biomatériaux de substitution

2.2.2.3.1 Liaison os-biomatériau

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

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.

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.

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), 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)

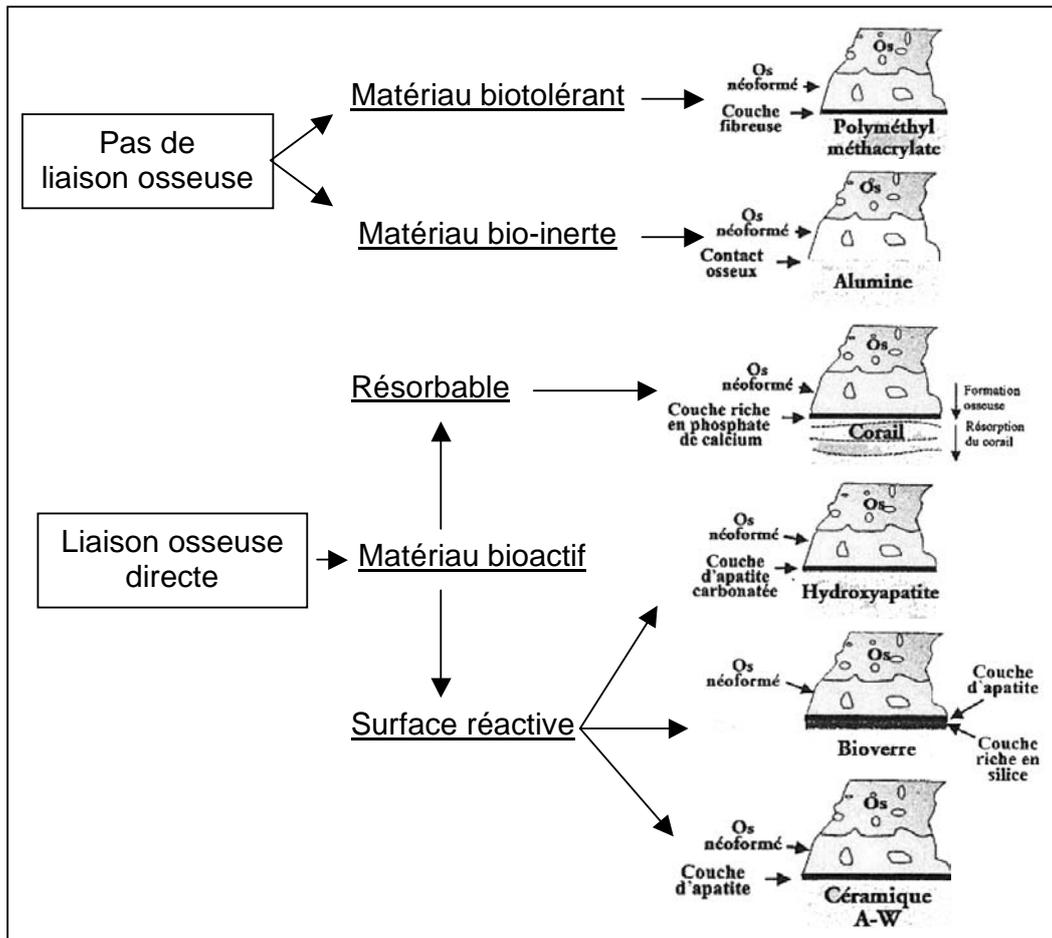


Figure 13 : Description des différentes interfaces possibles suivant le biomatériau implantable.

2.2.2.3.2 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) .

2.2.2.4 Leurs caractéristiques

Aujourd'hui les substituts osseux 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 remplacés par l'os hôte. Ceci pour éviter qu'ils ne constituent 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).

- Ils doivent être radioopakes :

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 ; Ils doivent donc être d'un point de vue pratique faciles 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.

2.2.3 Matériaux de substitution osseux d'origine biologique

2.2.3.1 L'os autogène

L'os autogène a été considéré comme le gold standard. Les performances des autres matériaux de substitution sont donc évaluées face à l'os autogène. Ce dernier est collecté durant la chirurgie à partir du site chirurgical lui-même, d'un édentement voisin ou de sites

intra-buccaux ou extra-buccaux. La quantité d'os obtenue à partir de ces sites n'est pas toujours suffisante, surtout pour une reconstruction étendue. Un site chirurgical supplémentaire est nécessaire, ce qui augmente la durée de la chirurgie.

2.2.3.1.1 Sites de prélèvement

L'os autogène est alors prélevé au niveau du site donneur soit extra-oral, soit intra-oral.(cf. 3.3.1 Prélèvement du ou des greffons osseux).

2.2.3.1.2 Propriétés

cf. 1.2.6.1 Ostéoconduction, ostéoinduction et ostéogénèse.

2.2.3.2 L'os allogène

L'os allogène est d'origine humaine et il est traité et conservé de différentes manières dans une banque d'os.

Une allogreffe est une greffe d'origine humaine qui consiste à transférer un tissu d'un donneur vers un receveur appartenant à la même espèce mais n'ayant pas le même code génétique ; elle n'exige donc pas un site de prélèvement chez le patient.

2.2.3.2.1 Différents types d'allogreffes

Plusieurs types d'allogreffes osseuses sont utilisés en dentisterie : allogreffe d'os frais congelé, FDBA et allogreffe d'os décalcifié lyophilisé (DFDBA).

2.2.3.2.1.1 Les allogreffes cryo-conservées

Le prélèvement peut être soit per-opératoire sur un donneur vivant, soit sur un cadavre. La deuxième possibilité est moins fiable sur le plan infectieux et plus coûteuse. Chez le vivant, les prélèvements osseux obéissent à des critères de sélection stricts. Il faut exclure tout patient ayant présenté une infection bactérienne, parasitaire ou virale, porteur d'une néoplasie ou d'une maladie de système, d'une pathologie hématologique.

Le stockage des fragments osseux au sein des banques d'os se fait à température de -80°C .

Ces greffons allogéniques ne sont pas débarrassés des cellules hématopoïétiques et des logettes inter-trabéculaires. Ces éléments gênent la pénétration des cellules du receveur ainsi que la formation du blastème de régénération, ils ralentissent donc l'ostéo-conduction.

Lors de l'utilisation, le greffon est disponible en quelques minutes après immersion dans le sérum physiologique chaud.

2.2.3.2.1.2 L'os de banque lyophilisé

L'os lyophilisé est prélevé sur cadavre frais (moins de 12 heures après le décès) de préférence sur des sujets jeunes. Les critères d'exclusion sont aussi rigoureux que ceux des allogreffes cryo-conservés.

Le tissu spongieux ou cortico-spongieux prélevé non stérilement est débarrassé des tissus mous puis scié en formes standardisées après lavage mécanique à l'eau désionisée sous pression. Pour éliminer la moelle et les éléments organiques, plusieurs bains sont donnés dans une solution associant du chloroforme et du méthanol.

Après ce traitement chimique, l'os est congelé à -80°C , puis lyophilisé pendant quatre jours pour que l'humidité résiduelle soit inférieure à 5%. La stérilisation est assurée par rayonnement gamma.

Ensuite, il peut être conservé à température ambiante pendant plusieurs années sans que les greffons ne se dégradent. Cependant ce mode de préparation fragilise les greffes.

Avant son utilisation, l'os lyophilisé doit être reconstitué par immersion dans du liquide physiologique pendant plusieurs minutes.

L'os lyophilisé n'apporte pas comme l'autogreffe, des cellules vivantes favorisant l'ostéogenèse, il n'est pas ostéo-inducteur.

2.2.3.2.1.3 Les allogreffes radio-stérilisées

L'irradiation a été utilisée dès 1958, associée alors à la lyophilisation pour préparer les greffes osseuses. En France, la majorité des greffes massives sont irradiées et cryo-conservées.

Cette technique limite le risque de transmission de maladies pour des greffes prélevées sur cadavre. Les propriétés inductrices sont diminuées et les modifications biomécaniques sont acceptables.

2.2.3.2.1.4 Avantages et inconvénients

- Les avantages sont :

- La disponibilité permanente ;
- La non utilisation d'un site donneur chez le patient ;
- La réduction de l'anesthésie et du temps chirurgical ;
- La diminution de perte sanguine et des complications.

- Les inconvénients :

C'est avant tout d'utiliser des tissus d'un autre individu.

2.2.3.2.1.5 Conclusion

L'os allogénique a pour avantage la simplification des techniques opératoires réduisant le temps d'intervention, les pertes sanguines, la douleur du site donneur, les complications,... De plus la disponibilité d'allogreffes osseuses de formes et de tailles variées facilite l'adaptation à la perte de substance.

Cependant les allogreffes sont susceptibles d'agir sur le système immunitaire, provoquant le rejet du greffon. Ainsi divers procédés sont utilisés pour réduire la réponse antigénique à des niveaux tolérables. Des études cliniques et expérimentales ont cependant montré que l'os conservé est inférieur à l'os frais autogène et qu'il est coûteux d'entretenir des banques d'os.

2.2.3.3 L'os xénogène

Les origines sont diverses : corail, seiche, mammifères (cheval, vache, cochon, mouton). L'origine bovine est la plus fréquente. La structure (porosité) est proche de celle de l'os humain, elle réalise l'intérêt de ces xéno greffes. Leur ostéointégration dépend du potentiel ostéogène du site receveur. Leurs propriétés biomécaniques sont intéressantes car quasiment identiques à celles du tissu humain.

Leur indication réside dans les zones soumises à des contraintes (propriétés mécaniques intéressantes), mais non utilisables pour les grandes pertes de substance.

Le risque de transmission (virus, prions) est faible, mais non nul. Les traitements consistent en l'élimination des débris cellulaires, la déprotéinisation, la délipidation, l'inactivation des virus et des prions, une stérilisation par irradiation.

2.2.3.3.1 Xéno greffes d'origine animale

Il s'agit de biomatériaux à base de dérivés organo-tissulaires hétérogéniques. Ils font appel à des tissus d'origine animale, le plus souvent d'origine porcine ou bovine. Les risques de transmission de la maladie du prion peuvent être totalement écartés bien que ces matériaux soient traités par frittage afin d'extraire tous les composants organiques et de conserver la porosité (DACULSI et al, 1997).

En France, depuis 1996, la fabrication de biomatériaux à partir de produits d'origine bovine est soumise à des contrôles rigoureux. Tout biomatériau importé, utilisé ou mis sur le marché doit figurer sur une liste établie par le Ministre chargé de la santé. Cette liste est périodiquement actualisée.

Fabrications :

L'amélioration des techniques de purification a redonné un nouvel élan aux substituts osseux d'origine hétérologue. Certains sont débarrassés de leur fraction organique par la chaleur de façon à obtenir un matériau complètement déprotéiné, ainsi seule la fraction minérale restant (PYROST®). L'os peut aussi être soumis à un traitement physico-chimique puissant pour la délipidation par dioxyde de carbone supercritique (ISOBONE®). Enfin, l'os peut faire l'objet d'une extraction des lipides et des protéines en évitant la dénaturalisation du collagène (LUBBOC®).

Substituts osseux hétérologues commercialisés :

- Surgibone®

Il provient d'os de bœuf adulte déprotéinisé. Il présente les caractéristiques chimiques et structurales de l'os.

L'avantage de ce produit est certainement sa large gamme de présentation, qui offre plusieurs structures permettant de répondre à de nombreuses applications. Il peut être taillé et coupé.

Manipulé ou inséré sans précaution, il se fracture. Un vissage peut être pratiqué sous réserve de faire un avant-trou.

- Pyrost®

Il est défini par ses concepteurs comme un os minéral déprotéinisé. Il s'agit d'un os d'origine animale qui subit un traitement pyrolytique ménagé afin d'éliminer les substances organiques. Ce traitement pyrolytique n'est qu'une étape d'un processus plus complexe qui permet de conserver la structure et la nature cristalline de l'os. Des analyses cristallographiques ont montré que ce biomatériau contenait 93 % d'hydroxyapatite (semblable à la structure minérale naturelle de l'os) et environ 7 % de phosphate tricalcique alpha.

Il a une résistance mécanique inférieure à celle d'un greffon spongieux et ne doit pas être utilisé comme matériau de consolidation, mais comme matériau de comblement simple.

Il se présente sous forme de bâtonnets de 5 mm sur 5 mm de section et de 2 à 5 cm de longueur.

D'autres biomatériaux dérivés de l'os bovin sont présents sur le marché : Laddec®, Lubboç®, bio-oss®. L'os bovin anorganique conserve une structure spatiale osseuse lui conférant ses propriétés ostéoconductrices.

Le cas du bio-oss :

Le Bio-Oss® est une trame osseuse poreuse non antigénique et naturelle. Il s'obtient à partir d'os bovin dont tous les éléments organiques ont été éliminés. De par sa structure naturelle, le Bio-Oss® est physiquement et chimiquement comparable à la trame minéralisée d'os humain. Il est disponible sous forme de granules et de blocs de spongieux et de cortical. Le Bio-Oss® est stérilisé aux rayons γ .

Bio-Oss®: La trame osseuse anorganique du Bio-Oss® présente des structures macro- et microscopiques semblables à l'os humain. La néoformation et la pénétration osseuses au site d'implantation du Bio-Oss® sont favorisées de par son architecture trabéculaire, ses macro- et micropores interconnectés et sa consistance naturelle. L'emploi du Bio-Oss® peut être envisagé lorsque l'os autogène n'est pas indiqué, ou qu'il est en quantité insuffisante pour satisfaire aux besoins de la procédure chirurgicale proposée.

Il se présente sous forme de granules de tailles (Figure 14) et de poids différents et également de bloc d'os spongieux bio-oss® (Figure 15).



Figure 14 :
Geistlich bio-oss
sous
forme de granules.



Figure 15 :
Geistlich bio-oss® sous
forme de blocs.

Afin de faciliter la néoformation osseuse, le Bio-Oss® doit uniquement être implanté en contact direct avec un tissu osseux bien vascularisé (une ostéoplastie sélective de l'os cortical adjacent pourra être nécessaire). Dans les cas de défauts de grande taille, un mélange d'os ou de moelle osseuse autogène pourra améliorer la néoformation osseuse. L'implantation de dispositifs en titane ne doit pas se faire avant 6 mois environ après l'emploi de Bio-Oss® dans tout site implantaire. De plus, le bio-oss® doit être mélangé avec de l'os autogène, du coagulum osseux, du sang du patient ou une solution saline normale stérile. Si des gros défauts maxillo-faciaux sont présents, le Bio-Oss® devra être mélangé avec de l'os autogène à parts égales. En ajoutant par surcroît du collagène microfibrillaire (par exemple de l'Avilene®), on améliore la cohésion et la plasticité.

2.2.3.3.2 Xénogreffes d'origine Corallienne

Le corail naturel est une biocéramique naturelle dont l'architecture est poreuse. Grâce à d'importants travaux expérimentaux et cliniques, le corail a été érigé en biomatériau de substitution à la greffe osseuse.

Certains squelettes de coraux présentent des analogies architecturales remarquables avec le tissu osseux. Ce matériau, d'origine naturelle, est composé de carbonate de Calcium en phase cristalline : l'argonite. Il possède une grande régularité architecturale avec une porosité ouverte permettant aux fluides de circuler librement à l'intérieur du squelette.

Le corail naturel est composé à 99 % de carbonate de calcium. Il conserve après traitement thermique une structure qui lui confère des propriétés ostéoinductrices décrites comme étant biocompatibles et résorbables en 4 mois environ (Guillemin et al 1987).

Composition chimique du corail :

Le corail naturel est composé à 99 % de carbonate de calcium sous forme d'argonite. Le magnésium représente 0,05 à 0,2 %, les acides aminés sont présents à faible taux (0,07 %) et le sodium, le potassium, le phosphore constituent le reste de la composition.

On voit ainsi que de nombreux éléments se retrouvent à des taux sensiblement équivalents à ceux de l'os, en particulier les oligo-éléments qui jouent un rôle capital dans le processus de minéralisation et dans l'activation des réactions enzymatiques au sein des cellules osseuses.

Ingénierie du corail :

Les coraux sélectionnés dans leur milieu naturel sont plongés dans des bains successifs d'hypochlorite de sodium jusqu'à obtenir un squelette débarrassé de toute matière organique. Après rinçage à l'eau et séchage, ils sont coupés avec une scie diamantée sous courant d'eau, jusqu'à obtenir la taille désirée.

Ils sont de nouveau traités à l'hypochlorite de sodium, puis rincés à l'eau courante et enfin à l'eau distillée. Ils sont alors séchés à l'étuve, à 45°C, jusqu'à obtention d'un poids constant. Les coraux sont stérilisés aux rayons gamma à la dose de 25 000 grays .

Différentes formes sont proposées pour les différents sites d'implantation. La conservation se fait à température ambiante, la validité de stérilisation est de 5 ans. Il s'agit d'un matériel à usage unique.

Applications cliniques chez l'homme :

Les applications humaines ont débuté à Garches en 1979, en chirurgie orthopédique et traumatologique. Les indications se sont élargies s'étendant notamment à la chirurgie buccale.

Méthodes générales d'utilisation :

Le corail devra être directement au contact de l'os et si possible dans un lit osseux spongieux bien vascularisé. En l'absence de tels éléments, il faut les apporter en lui associant du tissu spongieux.

Il est nécessaire d'éviter l'inclusion de particules étrangères lors du remodelage (fraisage sous irrigation). Il est contre-indiqué dans les sites infectés.

Exemple :le Biocoral®

Biocoral® est un substitut de greffe osseuse à base de corail naturel composé de carbonate de calcium sous forme cristalline d'aragonite, et d'oligoéléments dont la nature et la teneur sont sensiblement équivalentes à celles de l'os. Il est biocompatible, résorbable, bioactif, ostéoconducteur et entièrement minéral. Il se présente sous formes de microgranules de granulométries adaptées aux différentes applications :

- Biocoral® 450 (300-450 μ m) : Comblement, reconstruction de défauts osseux et régénération osseuse
- Biocoral® 1000 (630-1000 μ m) : Comblement, reconstruction de défauts osseux et régénération osseuse
- Biocoral® 2000 (1600-2000 μ m) : augmentation sous-sinusienne et comblement et augmentation latérale du sinus.



Figure 16 : Conditionnement en poudre du biocoral® 450.

Conclusion :

Le corail naturel, soumis à des protocoles rigoureux de préparation et de purification, peut être utilisé comme biomatériau de substitution à la greffe osseuse. L'architecture cristalline permet la pénétration osseuse car elle est poreuse ; la porosité favorise la pénétration du matériau par des éléments cellulaires et l'établissement d'une vascularisation.

À l'heure actuelle, le corail ne semble cependant pas avoir répondu à tous les espoirs qu'il a suscités, avec en particulier une résorption trop rapide (disparition en 3 semaines constatée en expérimentation animale). La conservation du volume osseux n'est pas forcément assurée et il n'entraîne pas d'amélioration véritable de la régénération osseuse.

2.2.4 Matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique

2.2.4.1 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 xéno-greffes. 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.

2.2.4.2 Leurs indications

Les matériaux alloplastiques sont indiqués pour :

- 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.

2.2.4.3 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.

2.2.4.4 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.

2.2.4.5 Les différents produits existants

2.2.4.5.1 Les céramiques de phosphate de calcium

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 (quel que 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.

2.2.4.5.1.1 L'hydroxyapatite dense et poreuse

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) 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.

L'hydroxyapatite n'est ni ostéogénique, ni ostéoinductrice. L'hydroxyapatite est cependant ostéophile ou ostéoconductrice comme les greffes d'os autogène dévitalisé ou l'os de banque.

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) , un gain d'attache et un comblement des défauts osseux (Meffert et al, 1985).

Ils existent sous différentes formes commerciales :

- Calcite ® :

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 faible. Les particules lisses la rendraient plus biocompatible. Les granules arrondies n'entraîneraient aucun phénomène d'inflammation lors de l'implantation, et permettraient au tissu osseux environnant un meilleur enrobage.

- 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 autres 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 400 μ m) qui favorise la vascularisation du matériau, il est colonisé en profondeur par de l'os: il est ostéoconducteur.

- 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.

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

Le diamètre des pores (respectivement 200 μ m et 500 μ m) 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.



Figure 17:
Interpore 200® .

2.2.4.5.1.2 Le phosphate de calcium tricalcique béta

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.

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 créée 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.

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). Cependant ces faibles propriétés mécaniques rendraient ce matériau inutilisable dans les zones soumises à de fortes charges.

Il existe différentes 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.

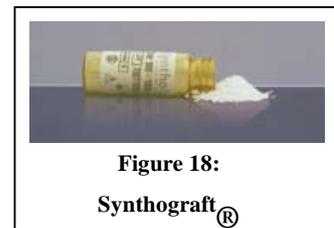
Il se résorbe très vite, il est biocompatible et ostéoconducteur.

- 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.

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



2.2.4.5.1.3 La céramique phosphocalcique ou céramique biphasée

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 coprécipitation 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 400-600 μm , avec 50% de macroporosité) et donc aisément colonisables par les cellules osseuses (Passuti et Daculsi).

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

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

À 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 600 μm ou microporosité : 1 à 10 μm) 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.

Il existe différentes 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 μm . 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 .



Figure 19:
SBS 40/60®

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 10µm) 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 est constituée de pores d'au moins 100µm de diamètre. Dans le cas du SBS 60/40® les macropores sont compris entre 300 et 600 µm. 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 aux 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 2µm conditionnées en tube ou en seringue à usage unique de 0,5 à 1cc.

2.2.4.5.2 Les verres bioactifs

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.

2.2.4.5.2.1 Les bioverres

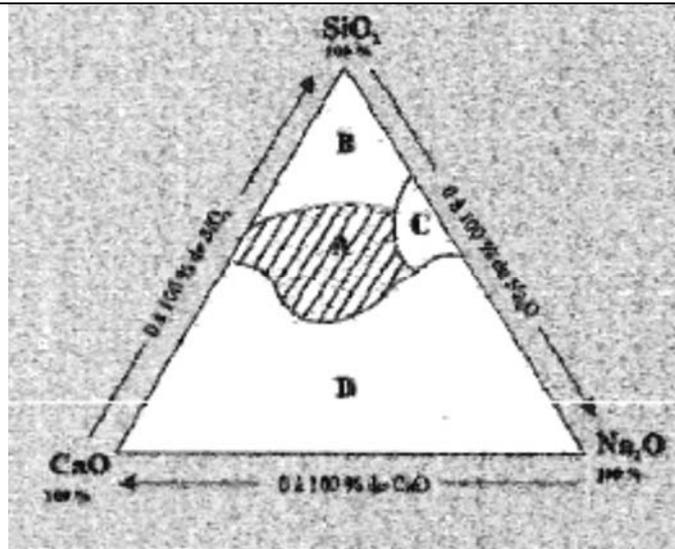
Composition structurale et chimique

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 anhydride 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.



Zone A: Composition ternaire générant une liaison osseuse
Par dissolution de surface

Zone B: Compositions ternaires ne générant pas de liaison,
la réactivité de surface du verre étant trop osseuse par dissolution
de surface du verre étant trop faible

Zone C: Compositions ternaires ne générant pas de liaison,
la réactivité de surface du verre étant trop osseuse par dissolution
de surface du verre étant trop élevée

Zone D: Compositions ternaires ne correspondant pas à la
Formation d'une structure vitreuse.

Figure 20 : Diagramme ternaire $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ montrant l'influence de la composition du bioverre sur sa réactivité de surface (pourcentage en poids). D'après Hench et Wilson, 1991.

Principe de la bioactivité des bioverres

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 coeur 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.

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 :

- 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 extracellulaire minéralisée et de contribuer ainsi à l'ostéogénèse en permettant une formation osseuse accélérée .

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 consistent 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,1991).

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 les propriétés mécaniques et la bioactivité des blocs.

Indications

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), (Yilmaz et al 1998), 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), ainsi que des défauts osseux ou comblement alvéolaire.

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

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 SiO₂ (45%), oxyde de calcium CaO (24,5%), oxyde de sodium Na₂O (24,5%) et pentoxyde de phosphore P₂O₅ (6%). Ce pourcentage précis confère au Périoglass® une performance particulière en terme de réaction bioverre-os : une liaison chimique quasi immédiate en milieux aqueux.



Figure 21: différents conditionnements du périoglass.(37)

BIOGRAN®

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 (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.

2.2.4.5.2.2 Les vitrocéramiques

Composition structurale et chimique (VERON et al., 1995)

Les vitrocéramiques sont issues de modifications physico-chimiques des bioverres. La première vitrocéramique utilisée dans le domaine médical porte le nom de Cérovital®. 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.

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-SiO_2), 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%), SiO_2 (34%), P_2O_5 (16,2%), CaF_2 (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-SiO_2 . La vitrocéramique résultante, appelée AW, présentait une résistance en flexion d'environ 200MPa à l'air libre, ce qui est supérieur 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 a été utilisée comme vertèbre artificielle.

Principe de la bioactivité des vitrocéramiques (LOTY and al., 1995)

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'épithaxie 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.

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 réprécipitation 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.

Indications (HENCH, 1991)

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-titanehydroxyapatite...), les applications sont nombreuses : chirurgie maxillofaciale, plastique reconstructrice (os de petite taille, contraintes mécaniques limitées), implants dentaires et matériau de comblement.

Les formes commerciales

Céravital®, Calcigraft®, Cerabone®.

2.2.4.5.3 Les matériaux injectables

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).

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. (FLAUTRE, 1999).

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) et en moins de 4 mois chez le lapin (Flautre et al, 1999).

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®. 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.

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 (Gauthier et al 1999). 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 1999). Ce matériau peut également être utilisé pour le comblement d'alvéole post-extractionnelle.

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.

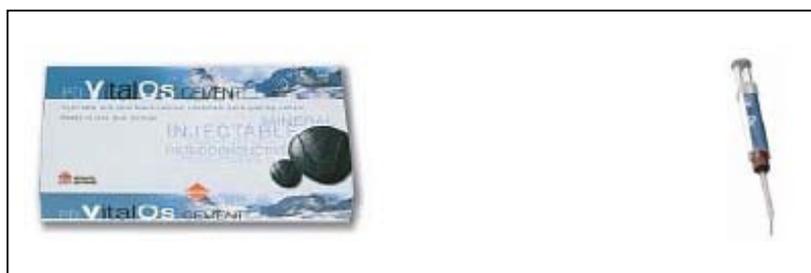


Figure 22 : Conditionnement du Vitalos®.

Ces avantages sont nombreux :

- 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.

2.2.4.5.4 Les polymères

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).

- 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.

Composition structurale et chimique

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) 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.

Indications

Le HTR polymer est utilisé dans le comblement des lésions de furcation de classe 2 et dans les défauts infra-osseux.

Les polyesters aliphatiques sont essentiellement utilisés comme membranes résorbables pour la régénération tissulaire guidée (Cafesse et al, 1994). 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 ou encore comme liens pour d'autres matériaux.

Les formes commerciales

HTR® (hard tissue replacement)

Le HTR® est un matériau composite constitué principalement par l'association de deux polymères, le polyméthylméthacrylate et l'hydroxyéthylméthacrylate. 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 900µm pour une moyenne de 820µm. 25% d'entre elles contiennent dans leur propre structure un pore d'un diamètre de 200 à 250µm véritable « chambre intérieure ». La couche superficielle de PHEMA fusionne avec celle de la bille voisine, produisant un bloc d'une porosité de 150 à 300µm. 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.

2.2.4.5.5 Les matériaux composites

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

- Association de tissu naturel et de biomatériaux synthétiques

En dehors des mélanges extemporanés de tissus vivants, 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 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.

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

2.2.5.1 Les différents événements biologiques

2.2.5.1.1 Hémorragie et inflammation

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 chimotactique à la fois sur les cellules endothéliales et les cellules progénitrices (Sautier et al, 1995).

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, chimotactiques 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, suivi d'une néovascularisation ou néoangiogénèse (Sautier, 2003).

2.2.5.1.2 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.

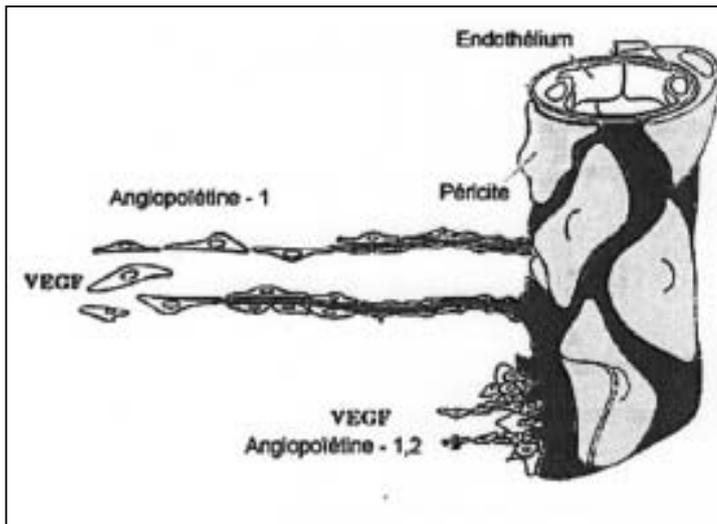


Figure 23 : Angiogenèse :
croissance de vaisseaux sanguins à travers la prolifération et la migration de cellules endothéliales à partir d'un vaisseau sanguin préexistant. Les péricytes associés aux vaisseaux sanguins ont des potentialités ostéogéniques (Sautier et al, 1995).

Les cellules endothéliales sont activées par des facteurs angiogéniques, dont une vingtaine a été identifiée 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).

- 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 chémoattractif 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.

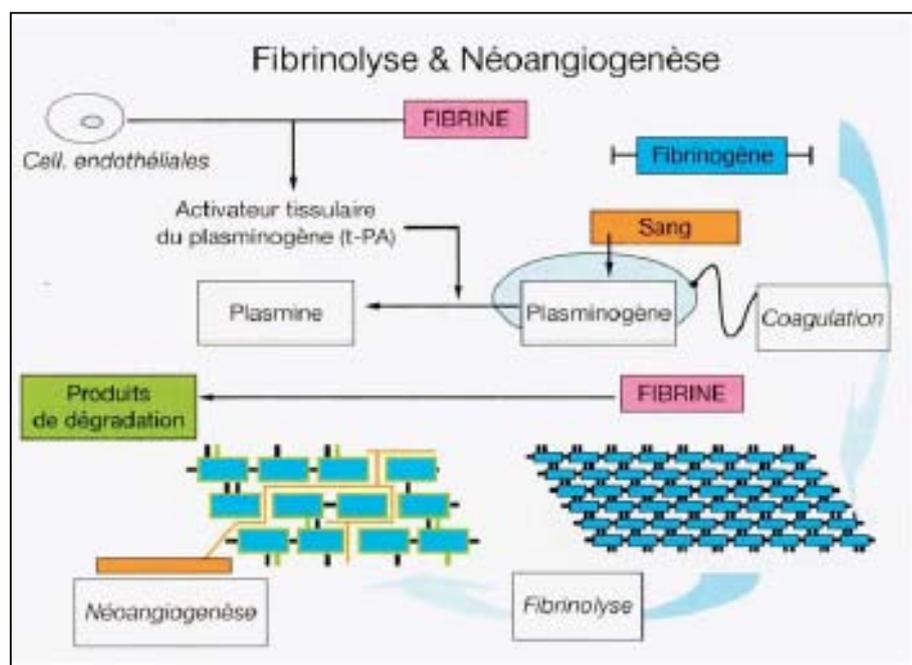


Figure 24 : Cicatrisation : dégradation de la fibrine et néoangiogenèse.

2.2.5.1.3 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).

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 6ème 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.

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).

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).

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'avons 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.

2.2.6 Résultats

Selon les secteurs, la perte du volume est ramenée à 6 mois de 40 % à 15 %, ce qui en hauteur correspond à une réduction de 3 mm à 0,8 mm et en épaisseur vestibulaire de 5 à 1 mm. Ces résultats sont obtenus chez l'animal et chez l'homme. Les deux principales catégories de matériaux utilisés, avec le plus grand recul clinique et des résultats histologiques confirmés sont les allogreffes et les xéno-greffes. Histologiquement après 6 à 9 mois de cicatrisation ; il y a formation osseuse sans différence significative d'un matériau à l'autre. Au niveau apical l'os est bien minéralisé, ce qui n'est pas le cas au niveau coronaire où du tissu conjonctif occupe le volume entre les particules. Ceci est probablement dû à une prolifération conjonctive provenant des berges de la plaie. Le risque, présenté par cette technique de comblement seul, est donc la possibilité d'envahissement conjonctif qui à la partie coronaire de la crête empêchera la minéralisation osseuse, et peut par la suite perturber ou contre-indiquer la pose d'implant. La combinaison de comblement et de l'isolation de la cicatrisation par une membrane de régénération épaisse remédie à ce problème. Ces deux techniques devront être systématiquement associées pour augmenter les possibilités d'obtenir de l'os dans les cas où il y a fracture ou perforation de la corticale vestibulaire. (BOUSQUET, 2009).

Les membranes résorbables, à base de collagène présentent une meilleure tolérance tissulaire que les membranes non résorbables, et les résultats obtenus sont comparables avec un risque d'échec moindre pour les résorbables (BOUSQUET, 2009).

Dans tous les cas les matériaux ne sont pas résorbés entre 6 et 9 mois. La corticale vestibulaire a disparu et l'os néoformé a été conduit par le matériau qui n'est pas résorbé, l'ostéoclasie s'est arrêtée au contact du biomatériau (BOUSQUET, 2009).

L'utilisation de membrane seule dans les zones antérieures ne permettra pas de conserver la corticale vestibulaire, et il y aura un effondrement de l'alvéole. Dans l'association membrane biomatériau, le comblement ostéoconducteur est là pour éviter cet effondrement.

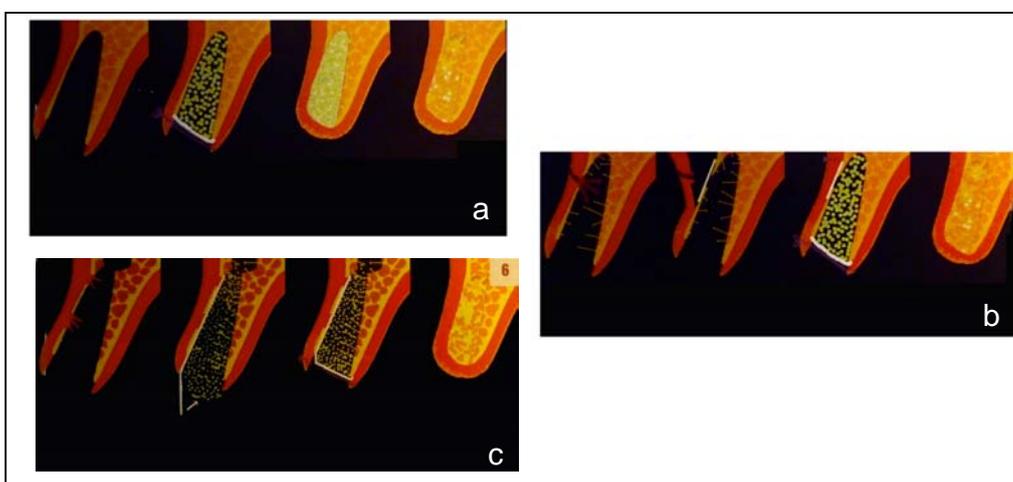


Figure 25 : Technique de comblement alvéolaire (Clinic, avril 2009).

a – Schéma de la technique de comblement. L'alvéolyse est diminuée, la corticale vestibulaire disparaît, le matériau conduit l'os néoformé. b – Schéma d'un traitement d'une fracture de la corticale vestibulaire. La zone fracturée est isolée par une membrane. L'alvéole est comblée. c – Schéma du traitement de perforations de la table osseuse vestibulaire. Il y a un risque de contamination du matériau par les cellules de la muqueuse. La membrane est posée sur la face interne de l'alvéole puis l'alvéole est comblée.

Chez le patient fumeur, les cicatrises osseuse et muqueuse sont perturbées par la nicotine circulante et l'action directe de la fumée. Les résultats obtenus sont inférieurs. Il existe une différence significative dans le volume de la crête après extraction et technique de conservation. Le recouvrement de la membrane par un lambeau bien vascularisé est préférable. Le patient fumeur devra être informé de cette perte de chance (BOUSQUET, 2009).

2.3 LA REGENERATION OSSEUSE GUIDEE (R.O.G)

Toute extraction dentaire entraîne une résorption physiologique de la crête osseuse alvéolaire avec une cicatrisation de deuxième intention du fait de l'éloignement des bords de la plaie. Ce processus de cicatrisation comprend quatre phases : l'exsudation, la résorption, la prolifération, la réparation. Il dépend essentiellement de la formation du caillot sanguin à partir des vaisseaux lésés du rebord alvéolaire.

Progressivement, ce caillot laisse la place à un tissu de granulation, alors qu'au fond de l'alvéole commence la reconstruction osseuse (SCHROEDER, 1987). Cette réparation est effective entre six et huit semaines. La résorption peut s'accompagner de pertes de substances plus importantes dans un certain nombre de circonstances.

2.3.1 Principe

La R.O.G. repose sur le principe de sélection cellulaire qui permet la néoformation osseuse. Elle dérive de la régénération tissulaire guidée appliquée aux tissus osseux. La technique consiste en la protection du caillot sanguin, autour d'un défaut osseux, par une membrane. Celle-ci a pour objectif de bloquer la migration des cellules conjonctives, dont la prolifération est très rapide, afin de permettre la différenciation des progéniteurs de cellules osseuses, en ostéoblastes. Ces derniers vont alors former la trame du tissu ostéoïde, qui se minéralisera par la suite en os primaire (MAILLOU, 2007).

L'utilisation de membrane de R.O.G. facilite la guérison osseuse (BOYNE, 1997). Elle se laisse difficilement expliquer par l'ostéoconduction, car la membrane de R.O.G. n'agit pas comme une matrice pour l'os néoformé. Elle favorise la régénération osseuse en empêchant la croissance des tissus non ostéogènes concurrents, dans l'espace préformé. L'os se forme à

partir du caillot sanguin. Si la membrane est suffisamment stable dans le temps et dans l'espace, la partie sous-jacente est complètement remplie d'os à la fin de la régénération. Ces principes ne se sont cependant pas confirmés cliniquement de manière reproductible. La cause des échecs peut être les mouvements ou le collapsus de la membrane entraîné par la pression des muscles, l'exposition de la membrane ou son infection bactérienne. Un mainteneur d'espace ou une armature supplémentaire sous les membranes est toujours mis en place, sous forme de greffe osseuse autogène et/ou avec un matériau de substitution osseuse. Des membranes non résorbables ou résorbables peuvent être utilisées pour la régénération guidée (KHOURY, 2011).

Un espace à trois dimensions est maintenu artificiellement par la membrane correctement positionnée. Il est rempli d'os autogène, d'un mélange os autogène et os de substitution ou d'os de substitution ou uniquement le caillot. Les tissus mous sont séparés par la membrane de l'espace à régénérer. Le processus se déroulant sous la membrane « barrière » correspond à ceux qui sont décrits pour la guérison osseuse. La régénération osseuse provient exclusivement de l'os alvéolaire avoisinant. La membrane ne joue pas le rôle de support pour l'apposition osseuse. Elle reste séparée de l'os par une couche de tissu conjonctif jusqu'à la fin de la régénération. La formation d'un espace à 3 dimensions avec des murs osseux a donc une importance décisive dans le succès de l'opération (KHOURY, 2011).

Dans un premier temps, un réseau primaire de trabécules se forme et sert d'armature pour la suite de la guérison. Une couche corticale se forme et se développe à partir des murs osseux mésial et distal, jusqu'au milieu du défaut. Les ostéoblastes occupent les surfaces du réseau d'os fibrillaire primaire. Ils conduisent par apposition osseuse à une réduction de l'espace de moelle et à une densification du réseau d'os spongieux. Simultanément, la transformation d'os fibrillaire en os lamellaire s'accomplit comme décrite précédemment (KHOURY, 2011).

La régénération osseuse guidée nécessite le maintien d'un espace à trois dimensions stables et délimitées par des murs osseux. La stabilité du caillot et l'absence d'inflammation sont également primordiales. Les matériaux de substitution osseuse conservent l'espace préformé, mais n'ont aucun effet favorisant la régénération. Ils doivent être évités si la stabilité de la membrane est assurée par un renforcement en titane ou par la forme des murs osseux. La conservation de l'espace sous la membrane reste toutefois un des grands problèmes de la régénération guidée.

Si le temps est favorable à la reformation osseuse, il est d'autant plus long pour obtenir une qualité d'os compatible avec l'implantologie. La taille de l'augmentation est limitée (4x3mm) et parfois impossible dans le sens vertical (MATTOUT and al, 2003).

Le délai nécessaire à la complète régénération est supérieur à celui d'une transplantation d'os autologue sans membrane.

Les techniques de régénération osseuse guidée permettent une excellente formation osseuse, mais elles sont limitées par la taille du défaut. Le temps de régénération important et la difficulté de conserver un espace à trois dimensions sont des inconvénients. Les infections bactériennes par exposition prématurée des membranes demeurent la plus grande source d'échec de la régénération guidée

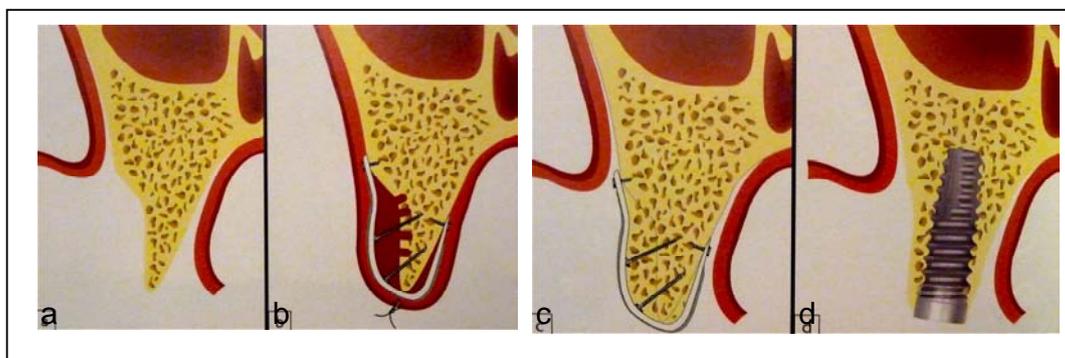


Figure 26 : Concept de la régénération osseuse guidée schématisé (MARTINEZ, 2008)

a : Crête fine exposée par un lambeau muco-périosté. – b : Mise en place d'une membrane maintenue à distance de la crête par des vis d'ostéosynthèse et recouverte par le lambeau. – c : Cicatrisation osseuse. – d : Mise en place d'un implant.

2.3.2 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 (Zytmann et al, 1998). 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'espaceur,
 - ° 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.

2.3.3 Les membranes

La membrane est une barrière physique qui prévient la perte de matériau, empêche les fibroblastes de pénétrer dans le défaut osseux et donne aux cellules osseuses le temps nécessaire à la régénération.

2.3.3.1 Rôle de la membrane

Elle a pour buts principaux de :

- garantir le volume et la hauteur de l'augmentation : maintien de l'espace.
- accroître la sécurité thérapeutique: intégration tissulaire, imperméabilité cellulaire, biocompatibilité - optimiser la régénération osseuse, afin que les conditions esthétiques et fonctionnelles soient remplies.

2.3.3.2 Deux types de membrane

2.3.3.2.1 Les membranes non résorbables

Leurs impératifs :

- Occlusives aux cellules épithéliales et conjonctives, perméables aux facteurs de croissance
- Maintien d'un espace
- stabilisation du caillot

Elles doivent rester en place 4 à 6 semaines sans infection ou exposition.

2.3.3.2.1.1 Les filtres membranes millipores

Biologiquement inertes, ces membranes inertes biologiquement présentent une structure polymérique très fine, avec des pores uniformes de diamètre : 0,025 – 10 µm. L'épaisseur varie entre 90 et 170 µm Hydrophiles, elles sont constituées d'un polymère à base d'acétate et de nitrate de cellulose purs.

Leur coût est peu élevé, mais elles sont fragiles et difficiles à manipuler.

2.3.3.2.1.2 Les filtres membranes nucléopores

Elles sont composées de polycarbonate. Elles sont lisses et perforées de trous calibrés par bombardement ionique. Le diamètre des pores est compris entre 0,015 à 12 µm.

2.3.3.2.1.3 Les membranes titane

Elles sont rigides et non poreuses. Leur taux d'échec est important, par vascularisation insuffisante, non porosité et risque d'exposition.

2.3.3.2.1.4 Les membranes biobrane

Ces membranes synthétiques comportent un mélange hypo-allergène de peptides purifiés, dérivés du collagène du derme du porc. Elles comprennent 2 couches comportant du collagène :

- Externe : Silicone (polydiméthylsiloxane) : semi-perméable
- Interne : Nylon : à maille très fine

Les pores permettent une perméabilité aux antibiotiques. Mais, elles restent imperméables aux bactéries. Elles sont adhérentes, flexibles, durables, et non allergènes.

2.3.3.2.1.5 Les membranes téflon : GORE TEX ®

Première membrane mise sur le marché, elle est à base de e-PTFE : polytétrafluoroéthylène expansé, obtenu par frittage du PTFE, extrusion et étirage.

C'est un matériau semi-cristallin et semi-opaque. La micro-porosité est asymétrique :

- Elle laisse passer les fluides d'origine vasculaire
- Elle ne laisse pas passer les cellules épithélio-conjonctives.

Il en existe deux types :

- GTPM : GoreTex Periodontal Material : pour la Régénération Tissulaire Guidée

La trame présente des nodules et des fibrilles avec une microporosité variant entre 60 et 80 %.

Avec deux parties : une colerette ou bandeau coronaire et une partie apicale ou jupe.

- GTAM : GoreTex Augmentation Material : pour la Régénération Osseuse Guidée

Deux parties : une partie interne ou centrale et une partie externe périphérique, moins rigide.

- GTRM-TR : GoreTex Regenerative Material Titane Reinforced : en Parodontologie et en Implantologie.

Elle est renforcée d'une structure en titane. La maniabilité est ainsi augmentée. Elle ne se déforme pas sous le poids du lambeau.

2.3.3.2.2 Les membranes résorbables

Avantages

- Pas de chirurgie de retrait de la membrane
- Simplification de la procédure chirurgicale
- Meilleur rapport coût/efficacité
- Diminution des complications post-opératoires.

Inconvénients

- Pas de contrôle de la durée de fonction de la barrière
- Possibilité d'interférence entre la résorption / cicatrisation et de régénération osseuse
- Nécessité d'un matériau supportant la membrane.

L'évolution de la membrane après sa pose se fait en 4 étapes : hydratation, déformation, dégradation et résorption.

2.3.3.2.2.1 Les membranes collagéniques

Intérêts : hémostase, chimiotactisme, manipulation aisée et bonne tolérance.

Origine du collagène :

- Péricarde, tendon d'Achille, derme : bovin et porcin
- Homme : dure-mère, placenta
- Recherches sur le collagène végétal.

Membrane Ossix ® Plus (3i®)

Elaborée à partir de collagène porcin, elle présente une technologie « Glymatrix » où le sucre D-ribose est un réactif d'entrelacement afin de créer des mailles croisées (glycation). Maniable, flexible, elle est utilisée dans la régénération osseuse guidée. Elle conserve sa fonction de barrière durant 6 mois (2-4 mois si exposée), sa résorption prend 8-10 mois.

Membranes Biomend ® et Biomend Extent ®

Obtenues par réticulation de collagène de type I (tendons d'Achille bovins) grâce au formaldéhyde, elles présentent une matrice tridimensionnelle. Biocompatibles, elle présente une faible immunogénicité. Leur structure semi-poreuse assure le maintien du caillot. Elle est résorbée en 8 semaines, réalisant une fonction de barrière pendant 4 – 7 semaines.

Elles sont indiquées pour la régénération tissulaire guidée.

Les membranes bi-couches : Bio-Gide ®, Hypro-sorb ®

Elles sont réalisées à partir de collagène pur (type I et/ou III) et possèdent une structure en bicouche :

- Surface poreuse ou rugueuse : face à l'os : faite de collagène à disposition libre. Elle permet la stabilisation du caillot sanguin et la croissance des cellules osseuses.
- Surface dense ou lisse : face aux tissus mous : empêche la croissance de tissu fibreux.

Elle se caractérise par une faible antigénicité, une excellente biocompatibilité, une grande résistance au déchirement et une durée de résorption prolongée. Elle possède une microstructure à fibres longues absorbantes. Elle est indiquée notamment pour la régénération tissulaire guidée (RTG), la régénération osseuse guidée (ROG), l'emploi simultané d'une membrane et d'implants.

Il existe une variante, la membrane BioGide Perio ®, qui se caractérise par une surface plus lisse et un temps d'imprégnation allongé (maillage de collagène renforcé).

2.3.3.2.2 Les membranes synthétiques

Membrane vicryl ®

Ce matériau synthétique biodégradable est produit à partir de polyglactine 910 et est organisé en réseau et contenant des pores de taille inférieure à 2 mm. 2 types :

- Le treillis vicryl tissé : se résorbe à 4 semaines
- Le treillis vicryl collagène (collagène bovin : 90 % type I et 10 % type II) : se dégrade plus vite (enzymes).

Membrane Résolut ®

Elle est élaborée à partir de polymères lactiques et glycoliques, sans additif ou plastifiant. La résorption se fait en 4 à 6 semaines. Elle est indiquée pour les alvéolyses partielles et les récessions gingivales.

Membrane Paroguide ®

Elle est constituée de collagène (derme bovin) et de chondroïtine sulfate. Lors de leur fabrication, a lieu un processus de réticulation qui crée des lésions naturelles de type peptidique entre les chaînes. Elle présente des aspérités de surface qui permettent le développement et l'ancrage des fibres conjonctives.

La résorption se fait en 4 - 8 semaines

Membrane Guidor ®

Elle est composée d'acide polylactique traité par un ester d'acide citrique. Elle présente deux couches distinctes avec un espace réel :

- La couche externe présente des perforations rectangulaires qui empêchent la prolifération du tissu conjonctif à travers la membrane
- La couche interne, au contact de la dent, comporte de petites perforations circulaires qui laissent diffuser les nutriments.

Résorption : 6 semaines minimum.

Etik-Patch ®

Cette membrane est constituée d'élastine et de fibrine bovine avec un treillis de polyglactine (résistance mécanique). Sa composition est très proche du tissu conjonctif humain. Elle est l'application à l'Odontologie de l'Endo-patch ® utilisée en chirurgie viscérale. La résorption se fait en 4 - 6 semaines.

2.3.3.2.3 Le concept membranaire PRF (Platelet Rich Fibrin)

Membrane de fibrine autologue, elle concentre des leucocytes, des plaquettes et des molécules de cicatrisation et de l'immunité. Elle est concernée par la Loi Bioéthique du 08/06/2004. La fibrine sert de support, permet l'angiogenèse et le contrôle immunitaire. Elle assure la captation des cellules souches circulantes et l'épithélialisation de couverture de la plaie. La membrane PRF est perméable au développement d'une micro-vascularisation, guide la migration des cellules épithéliales, possède un effet stimulant du maillage de fibrine sur la

colonisation. Les cellules souches sont piégées par la matrice fibrineuse. Les volumes obtenus par centrifugation sont limités.

2.3.3.3 Quelle membrane utiliser?

Les membranes résorbables présentent l'avantage de ne pas nécessiter de 2ème temps opératoire et selon certains auteurs de s'exposer moins souvent que les non résorbables. Cependant, si elles sont exposées il y a souvent une résorption rapide de la membrane compromettant ainsi le résultat de l'intervention. De plus, si on veut utiliser des membranes résorbables, il faut que la cinétique de sa résorption soit compatible avec celle de la formation osseuse. Enfin ces membranes ont souvent des qualités mécaniques faibles, la stabilité du greffon ne peut être assurée avec certitude. C'est pourquoi nous préférons réserver l'usage de ces membranes aux réparations de perforation de la membrane sinusienne. Pour assurer des reconstructions osseuses de faible à moyenne étendue nous préférons l'usage de membranes non résorbables qui ont des qualités mécaniques comme celles qui sont armées ou celles en titane (Dentium) ; leur fixation est assurée par des mini clous en titane (Dentium). Les membranes en titane peuvent être brunies sur l'os pour majorer l'étanchéité. Ces membranes devront être retirées entre 4 et 6 mois en fonction du biomatériau de comblement utilisé, on fera en sorte de faire coïncider cette intervention avec la mise en place des implants ou la mise en fonction (MERLI, 2006).

2.3.4 Technique chirurgicale

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 un 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.

2.3.5 Résultats

C'est une technique qui permet d'obtenir des reconstructions osseuses tant dans le sens vertical que dans le sens horizontal, mais elle doit être utilisée selon un protocole très strict car l'exposition prématurée de la membrane aboutit à sa contamination bactérienne et son retrait immédiat.

Si l'augmentation verticale est limitée à 1 ou 2 mm, l'utilisation d'une membrane renforcée titane favorisant l'espacement et le maintien du caillot sanguin est suffisant. Quand la régénération dépasse 3-4 mm en direction verticale, l'utilisation d'une technique de régénération seule ne semble pas suffisante et il faut lui associer une greffe osseuse (TINTI, 1996 et JENSEN, 1995).

Gardella et Renouard (1999) considèrent que l'association greffe osseuse et R.O.G ne trouve son indication que :

- Lorsque le greffon cortico-spongieux est sous dimensionné par rapport au lit receveur.
- Lorsque le greffon est prélevé ou préparé sous forme de copeaux, dont seule une membrane peut assurer l'adaptation et l'immobilisation.

2.4 IMPLANTATION IMMEDIATE

Pour la première fois en 1989, la technique de « l'extraction-implantation immédiate » est présentée comme une alternative aux greffes osseuses dans le secteur antérieur permettant de réduire, à priori la résorption osseuse et d'obtenir un gain de temps. Mais si l'avantage esthétique, ainsi que le gain de temps dans cette technique est à priori indéniable, la préservation du volume osseux n'est pas aussi évidente qu'il apparaissait de prime abord.

2.4.1 Définition

La technique d'extraction-implantation immédiate se définit comme toute intervention durant laquelle l'insertion de l'implant et l'extraction dentaire sont réalisées dans le même temps opératoire. Le terme « implantation post-extractionnelle » est également retrouvé dans la littérature pour définir cette approche.

2.4.2. Cicatrisation osseuse autour des implants

2.4.2.1 Au niveau proximal

La perte d'os vertical au niveau mésial et distal des implants positionnés immédiatement après l'extraction est négligeable durant la période de cicatrisation (3-4 mois) (BOTTICELLI and al., 2004). Certains auteurs présentent des résultats différents, avec une perte moyenne de 2,5 mm en 4 mois notamment au niveau des implants placés dans un édentement plural. En effet, le ligament parodontal des dents bordant un édentement unitaire permettrait de prévenir la résorption verticale de l'os proximal péri-implantaire immédiate et différée.

2.4.2.2 La résorption horizontale

La crête vestibulaire se résorbe significativement plus (40 -56 %) que la portion palatine ou linguale (30 %) (BOTTICELLI and al., 2004 et ARAUJO, 2005). Certains auteurs ont également étudié cette résorption autour d'alvéoles sans implant et rapportent les mêmes valeurs que celles exprimées sur des alvéoles immédiatement implantées : la corticale vestibulaire se résorbe d'environ 50 % et significativement plus que la corticale palatine. Donc, le positionnement immédiat d'un implant dans une alvéole ne permet pas de prévenir la résorption osseuse horizontale durant la phase de cicatrisation post-extractionnelle.

Cette résorption horizontale est pondérée par deux facteurs, l'épaisseur de la corticale vestibulaire et la distance entre l'extérieur de cette corticale et le col implantaire. Plus la corticale est fine, plus la résorption sera importante : une épaisseur minimale de 1 mm est requise pour obtenir un résultat satisfaisant et reproductible (ARAUJO and al, 2006). Enfin, la distance entre l'extérieur de la corticale vestibulaire et le col implantaire doit être d'au moins 2 mm (CHEN and al., 2007).

2.4.2.3 La résorption verticale

Elle est plus importante pour la corticale vestibulaire que pour la corticale palatine ou linguale avec une perte de 2,5 mm en moyenne en vestibulaire au bout de trois mois (ARAUJO and al., 2005b et 2006) (BOTTICELLI and al., 2006). Nous retrouvons les mêmes valeurs concernant la résorption verticale des alvéoles nues (SCHROPP and al., 2003b) (ARAUJO and al., 2005a).

La mise en place d'implant immédiatement dans une alvéole d'extraction, ne permet donc pas de prévenir la résorption osseuse marginale verticale.

Cette résorption vestibulaire est influencée par la « largeur combinée » de la corticale vestibulaire et du défaut péri-implantaire : plus cette largeur est grande, plus le niveau osseux vestibulaire sera maintenu coronairement.

Une épaisseur trop fine de la « largeur combinée » décrite précédemment augmente donc le risque de déhiscence vestibulaire (Figure 27 et 28).

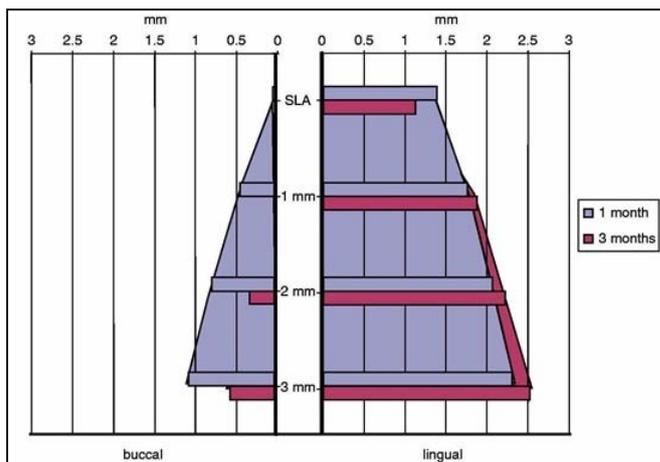


Figure 27: Evolution de l'épaisseur de la table vestibulaire et palatine autour d'un implant immédiatement placé dans une alvéole d'extraction de prémolaire (ARAUJO et coll., 2006).

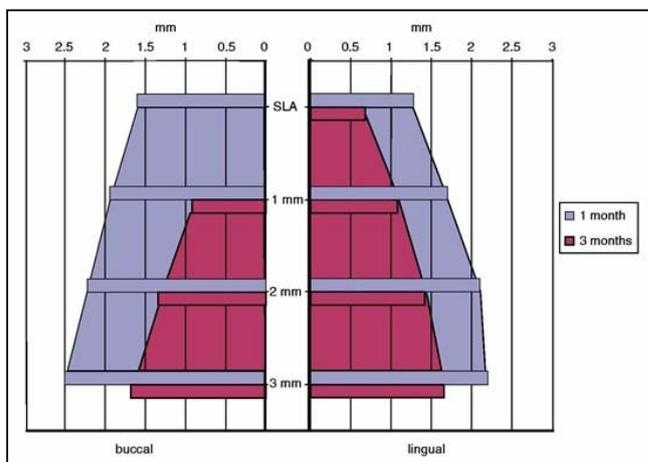


Figure 28 : Evolution de l'épaisseur de la table vestibulaire et palatine autour d'un implant immédiatement placé dans une alvéole d'extraction de molaire (ARAUJO et coll., 2006)

Il est recommandé de ménager un espace au minimum de 2 mm entre l'extérieur de la corticale vestibulaire et le col implantaire afin de prévenir les récessions vestibulaires qui conduisent à un échec esthétique.

2.4.2.4 Cicatrisation à l'intérieur du défaut péri-implantaire

La différence morphologique entre la racine d'une dent naturelle et la forme d'un implant aboutit à un hiatus péri-implantaire. Le défaut sera plus marqué en vestibulaire dans la partie crestale la plus coronaire, ce qui est la conséquence directe de l'obligation de déporter l'axe implantaire en palatin afin d'éviter la création d'une déhiscence vestibulaire au terme de la cicatrisation.

Pendant les trois mois de cicatrisation, une apposition osseuse à l'intérieur du défaut s'effectue parallèlement à la résorption crestale externe.

Au terme de 6 mois de cicatrisation, le pourcentage de contact os-implant est équivalent pour des implants placés dans une alvéole (64,8 %) et dans une crête cicatrisée (62,3 %) (PAOLANONIO and al, 2001).

Ainsi, l'implantation immédiate ne compromet pas l'ostéointégration, malgré la présence d'un hiatus péri-implantaire.

En résumé, un défaut osseux à trois parois se comble spontanément par de l'os néoformé et sans interposition de tissu conjonctivo-épithélial à condition que la composante horizontale n'excède pas 2 mm (PAOLANONIO and al, 2001).

Cette réduction du défaut s'effectue sans l'utilisation de membrane et de matériau de comblement, indépendamment du choix d'une technique enfouie ou en un temps chirurgical.

2.4.2.5 Conclusion

Les implants immédiats présentent le même taux de survie et la même qualité d'ostéointégration sans utilisation de matériaux de comblement que les implants différés à condition que leur état de surface soit rigoureux.

Les résultats proximaux osseux et esthétiques sont équivalents entre les deux types d'implantation, ceci démontre que l'implantation immédiate n'apporte pas de bénéfices en terme de conservation papillaire à court terme.

La cicatrisation osseuse durant la phase d'ostéointégration autour des implants immédiats conduit à une résorption horizontale constante en terme de fréquence et de valeur. Cette résorption présente les mêmes caractéristiques que celle qui se produit sur une alvéole nue, ce qui témoigne du fait que la pose immédiate d'un implant dans une alvéole d'extraction ne prévient pas sa résorption horizontale.

Une résorption marginale verticale est également observée de manière systématique mais son ampleur est difficile à quantifier car elle dépend des conditions osseuses per-opératoires et du positionnement implantaire.

2.4.3 Méthodologie visant à augmenter le taux de succès de l'extraction-implantation immédiate

2.4.3.1 Le diagnostic pré-opératoire

Une revue systématique de la littérature par CHEN et coll. (2004) explique que les implants immédiatement placés dans les alvéoles de dents extraites pour des fractures radiculaires, des perforations, des résorptions externes et internes et des caries radiculaires présentent le même taux de survie que les implants placés dans des crêtes cicatrisées.

Le taux de survie des implants immédiats, qui remplacent des dents extraites en raison d'une lésion parodontale chronique ne fait pas directement l'objet de nombreuses études. En effet, il paraît évident que le traitement de telle pathologie doit être effectuée avant la mise en place d'un implant.

Néanmoins, une étude histomorphométrique chez le chien quantifiant le pourcentage de contact entre l'implant et l'os (BIC) ne met pas en évidence de différence significative entre le groupe immédiat dans une lésion parodontale et le groupe immédiat dans un site sain avec respectivement 66 % et 62,5 % de BIC au terme de 3 mois de cicatrisation post-implantaire (NOVAES and al.,2003).

Cependant, nous constatons qu'il n'existe pas de consensus à ce sujet et certains auteurs obtiennent des résultats satisfaisants en incluant les lésions parodontales chroniques dans leurs études (SCHROPP and al., 2003a/ 2005a et b/ 2008).

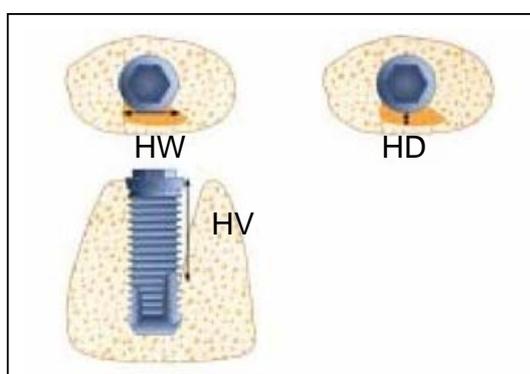
Les lésions périapicales chroniques ne représentent pas une contre-indication à l'extraction implantation immédiate et n'altèrent pas l'ostéointégration de ces implants (PECORA and al, 1996) et (NOVAES and al.,1995 et 1998). Afin d'obtenir une reproductivité de ces résultats, il est conseillé d'effectuer un débridement mécanique minutieux de la lésion à l'aide de curettes dans le but de décrocher la totalité du tissu de granulation, qui est très adhérent à l'os (LINDEBOOM and al 2006). L'administration d'antibiotique « per os » avant et après l'intervention est également conseillée.

2.4.3.2 Le diagnostic per-opératoire

Dans le cadre de l'implantation immédiate, il existe peu d'études prospectives qui décrivent l'influence de la morphologie du défaut péri-implantaire sur le comblement de ce défaut.

Lorsqu'un implant est positionné immédiatement dans une alvéole d'extraction, un défaut osseux résiduel vestibulaire à trois parois (Figure 29) se comble spontanément par de l'os néoformé et sans interposition de tissu conjonctivo-épithélial à condition que la composante horizontale du défaut n'excède pas 2 mm (PAOLANTONIO, 2001).

Figure 29 : Représentation des trois dimensions d'un défaut péri-implantaire (SCHROPP et coll., 2003)



HW : composante vestibulo-palatine du défaut, du col implantaire jusqu'à la face interne de la corticale vestibulaire.

HV : composante verticale du défaut, du fond du défaut jusqu'à la partie coronaire de la corticale vestibulaire.

HW : composante mésio-distale du défaut dans sa partie la plus coronaire.

Lorsque la corticale vestibulaire d'une alvéole post extractionnelle n'est plus intègre, le déficit osseux péri-implantaire est appelé dehiscence (figure 30).

Face à cette situation osseuse et d'après la littérature deux points de vue cliniques s'affrontent.

NEMCOVSKY et coll (1999 et 2002a) concluent au sujet des défauts péri-implantaires de type dehiscence : « lorsqu'une alvéole d'extraction présente une atteinte de la table vestibulaire, des résultats significativement meilleurs sont obtenus en terme de cicatrisation avec une technique différée.

D'autres proposent la mise en place de biomatériaux de comblement et d'une membrane ou l'apposition d'une greffe osseuse afin de combler la dehiscence osseuse.

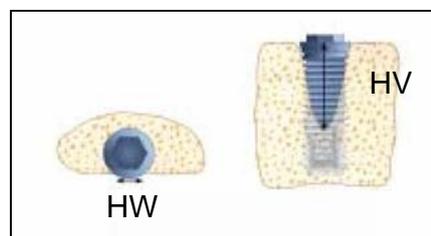


Figure 30: Représentation d'un défaut péri-implantaire de type dehiscence (SCHROPP et coll., 2003)

2.4.3.3 Conclusion

Malgré l'absence de consensus à ce sujet, il est raisonnable d'admettre qu'une alvéole d'extraction présentant une atteinte de sa table vestibulaire devra être traitée selon une approche différée. L'implant sera positionné sur une crête cicatrisée au moins trois mois après l'extraction. Les techniques d'apposition osseuse et de régénération osseuse guidée apporteront des résultats esthétiques satisfaisants et reproductibles si une augmentation du volume osseux est nécessaire à ce stade.

2.4.4 Proposition d'un tableau décisionnel

Il n'existe pas de consensus concernant les indications de l'extraction-implantation immédiate. Cependant, à partir du tableau proposé par ANTOUN et GUILLOT (2007) et de notre lecture de la littérature nous avons tenté de définir les critères qui nous aideront à faire un choix entre une approche implantaire immédiate et différée afin de remplacer une dent extraite.

Tableau 3 : Facteurs de risque concernant l'indication d'une extraction-implantation immédiate (cf page suivante).

		En faveur d'une implantation immédiate	En défaveur d'une implantation immédiate
Conditions Muco-gingivales	Biotype parodontale	Epais et rectiligne	Parodonte fin et festonné
	Contour	Suit la jonction émail-cément	Récession gingivale localisée
	Papilles	Présentes	Absence
	Point de contact dent adjacente/niveau osseux dent adjacente	5mm	> 5 mm
Forme de l'arcade		plate	Convexe
Conditions osseuses	Niveau osseux/gencive marginale	3 mm	poche : > 3 mm
	Morphologie du défaut	Cratère à 3 parois	Atteinte de la table vestibulaire
	Espace os implant dans le sens horizontal	< 2 mm	> 3 mm
	Epaisseur de la paroi vestibulaire	> 1,5 mm	Absence de table vestibulaire
	Os apical	3 mm	0 mm
	Présence de fenestration ou dehiscence	Non	Oui
Conditions biologiques		Absence d'infection Non fumeur Désinfection buccale	Infection active désinfection insuffisante

2.4.5 La réalisation implantaire

Nous avons vu précédemment qu'un défaut osseux résiduel vestibulaire à trois parois se comble spontanément par de l'os néoformé et sans interposition de tissu conjonctivo-épithélial à condition que la composante horizontale du déficit n'excède pas 2 mm.

Néanmoins, nous avons constaté qu'une implantation immédiate ne prévient pas la résorption horizontale de la crête durant les trois mois qui succèdent à l'implantation. De plus, un défaut avec une composante horizontale supérieure à 2 mm, ne suivra pas une cicatrisation spontanée sans l'utilisation de biomatériaux.

Le principe de la technique de reconstruction osseuse guidée avec l'utilisation de biomatériaux, de membranes expliqués précédemment dans la partie II.3 « La régénération osseuse guidée » est utilisé afin de combler ces défauts osseux.

2.4.6 Conclusion

Cette technique d'extraction implantation immédiate est considérée aujourd'hui par un bon nombre d'implantologues comme une donnée acquise de la science. Cependant la résorption osseuse est aussi importante que l'implant soit mis en place immédiatement ou dans un second temps opératoire. L'implantation immédiate ne compromet pas l'ostéointégration et apporte un gain temporel, ce qui n'est pas négligeable pour les patients toujours demandeurs de traitement plus rapide.

Malheureusement, la résorption du volume osseux post-extractionnel contrarie son objectif et parfois même l'en empêche. Il devient alors nécessaire de reconstruire ce volume à l'aide de régénération osseuse guidée ou de greffe d'apposition.

2.5 BILAN CLINIQUE ET RADIOLOGIQUE

L'ensemble des techniques osseuses décrites précédemment a permis d'améliorer ou de maintenir un volume osseux permettant ainsi la mise en place d'implant(s). La cicatrisation obtenue, la mise en place d'implant(s) dans les sites maintenus ou reconstruits sont spécifiques et nécessitent un bilan pré-implantaire classique.

Les examens cliniques et radiologiques nécessaires à la poursuite du traitement implantaire ont déjà été décrits dans le chapitre I.4 « Évaluation de la résorption osseuse ».

L'ensemble des examens va permettre une programmation du site implantaire choisi en fonction de la réalisation prothétique préalablement choisie.

3^{ème} partie :

Techniques chirurgicales d'augmentation osseuse.

3. Techniques chirurgicales d'augmentation osseuse

3.1 La procédure chirurgicale

3.1.1 Bilan pré-opératoire

Il faut tenir compte des contre-indications locales et systémiques. Les patients doivent être informés sur les avantages et les inconvénients de la greffe osseuse autogène. La variabilité anatomique des sites de prélèvement donne une forme et des dimensions différentes pour chaque greffon. L'examen clinique et la différenciation des sites de prélèvement sont essentiels. L'inspection visuelle et la palpation donnent les premières informations sur les contours morphologiques et la dimension du site de prélèvement (protubérance mentonnière, ligne oblique externe, parties des mâchoires édentées...). Cet examen clinique donne des renseignements sur la forme du greffon osseux pouvant être obtenu au niveau des sites de prélèvement. Les radiographies offrent des informations supplémentaires sur le site de prélèvement et sur sa relation avec les structures voisines. Pour le chirurgien dentiste, la localisation du canal mandibulaire, du foramen mentonnier, la densité osseuse sont des éléments nécessaires afin d'éviter les complications au cours de l'intervention (KOURY, 2010).

Un bilan pré-préatoire a pour objectifs de confirmer le diagnostic, d'analyser la technique reconstructrice après évaluation de l'état de santé du patient, de proposer un projet prothétique et d'assurer la prise en charge du patient.

3.1.2 Préparation du patient

Une prise d'antibiotique est obligatoire. Elle est réalisée soit en intra-veineuse (notamment en cas d'anesthésie générale), soit en per os. Elle débute le matin de l'intervention et se poursuit 7 à 10 jours après l'intervention.

On prescrit 2 g par jour d'amoxicilline ou de la clindamycine (1,5 g par jour) en cas d'allergie à la pénicilline. On prescrit dans tous les cas une brosse à dent chirurgical post-opératoire, du bain de bouche à base de chlorexidine à 0,12% à utiliser pendant une semaine.

Le prélèvement osseux intra-oral pour la transplantation de blocs est souvent réalisé sous anesthésie locale. L'anesthésie générale est indiquée pour de grosses reconstructions avec des sites de prélèvement multiples et pour des interventions longues (supérieures à 3h).

Un assainissement buccal préalable à l'aide d'un brossage des dents et d'un bain de bouche à la chlorexidine est préconisé afin d'éviter une contamination du site opératoire par la flore buccale. Puis, une désinfection cutanée péri-buccale est réalisée avec de la Bétadine réduisant le risque de la contamination du site par les germes de la flore cutanée. Enfin, le corps du patient sera recouvert d'un champ stérile (MARTINEZ, 2008).

3.1.3 Le bloc opératoire

Le bloc opératoire est une salle où la qualité de l'air est maîtrisée afin qu'il soit exempt de micro-organismes. Un bloc dit stérile est pourvu d'un air ultrapropre grâce à des techniques sophistiquées. La chirurgie implantaire ne nécessite pas forcément un tel bloc opératoire. Cependant, elle intéresse la muqueuse, les tissus sous-muqueux ainsi que l'os ce qui représente un haut risque infectieux. La réussite de l'ostéo-intégration dépend directement de l'absence de toute source d'infection. C'est pourquoi les conditions d'hygiène et d'aseptie doivent être conformes aux règles de bonnes pratiques et aux précautions standard pour un acte invasif avec projections de liquides biologiques (Direction générale de la santé, 2006). L'aménagement d'une salle spéciale pour ce genre d'intervention, isolée du reste du cabinet et permettant de faciliter la désinfection de l'espace d'intervention, est souhaitable.

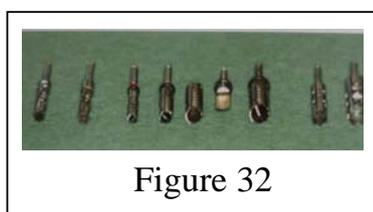
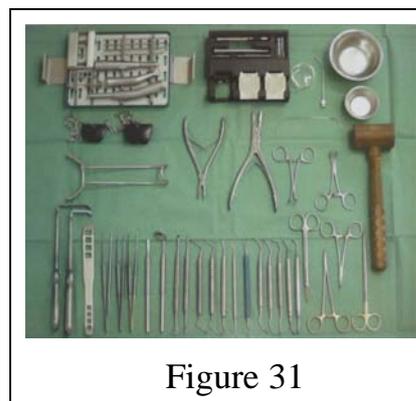
Optimiser les conditions de stérilité de tout le matériel utilisé, former le personnel, gérer le local d'intervention, suivre un comportement spécifique à toute chirurgie, préparer le patient à l'intervention, réaliser un protocole pour les différents actes d'hygiène, ect... tout cela constitue un ensemble de procédures de prévention du risque infectieux assurant une démarche de qualité (MARTINEZ, 2008).

3.1.4 Instrumentations pour les prélèvements et les greffes

Les prélèvements osseux, les augmentations et les implantations sont réalisés avec des instruments nécessaires à la chirurgie dentaire (Figure 31).

Selon l'indication et le type d'intervention, des instruments spécifiques peuvent être utilisés au cours de l'augmentation du volume osseux.

Les ostéotomes améliorent notamment la qualité du site implantaire par condensation osseuse. Ils peuvent être utilisés pour l'élévation intra-alvéolaire du plancher sinusien (cf partie 3.2.4.2 : Comblement sinusien par abord crestal).



Les forets creux ou trépan permettent un prélèvement osseux local (Figure 32).

Différents instruments sont à disposition pour collecter de l'os. Le Safescraper® permet de prélever de petites particules osseuses sur différentes zones (paroi osseuse, paroi d'un bloc prélevé...).

Les broyeurs à os ou moulins à os sont utilisés pour concasser les blocs osseux (Figure 33). Les différents filtres à os représentent une autre possibilité pour obtenir de la poudre d'os ou de petites particules osseuses. Il est primordial de s'assurer que seul de l'os est aspiré et que la poudre d'os collectée ne doit pas être contaminée avec des corps étrangers ou des restes alimentaires.



Un disque diamanté et le protecteur du disque monté sur contre-angle ou pièce à main (type MicroSaw®) peuvent également être utilisés afin de prélever des blocs osseux intraoraux.

Les vis d'ostéosynthèse utilisées pour la stabilisation des blocs osseux sont fabriquées principalement en titane. Il existe différentes tailles et différentes longueurs.

La piezo-chirurgie est également devenue une technique très utilisée au cours de telle intervention. L'ostéotomie se réalise alors à l'aide des inserts diamantés très fins travaillant par des microvibrations. Des oscillations mécaniques sont transmises à l'insert choisi. Les oscillations entraînent des microvibrations qui varient en fonction de la puissance et de la fréquence sélectionnée. Cette technologie permet une meilleure précision de l'ostéotomie, une altération cellulaire osseuse limitée, des suites postopératoires plus favorables, une moindre élévation de la température et un moindre risque de léser les tissus mous (MARTINEZ, 2008).

3.1.5 Suite post-opératoire

Une limitation de l'ouverture buccale est fréquente pendant quelques jours. Un œdème facial est habituel parfois associé à des ecchymoses des joues dont l'importance et la durée sont très variables d'un individu à l'autre.

Les douleurs sont variables mais le plus souvent modérées. Un traitement antalgique sera systématiquement donné.

Une excellente hygiène buccale est essentielle. Des bains de bouche sont prescrits. Après chaque repas, les dents et les gencives devront être nettoyées avec une brosse ultra- souple (dite chirurgicale)

Pendant les premiers jours, l'alimentation doit être molle, tiède ou froide. Il faut éviter une nourriture chaude, très salée ou très acide.

Le tabac est à proscrire formellement avant et après l'intervention.

3.2 Technique sans apport de greffon

3.2.1 Expansion de crête

3.2.1.1 Introduction

Ce que nous nommerons ici, comme expansion de crête, est la technique de fracture en bois vert, appelée aussi « split crest » ou « bone splitting » en anglais. Ce procédé consiste à séparer la corticale osseuse vestibulaire de la corticale osseuse palatine ou linguale, dans le cas où l'épaisseur de la crête osseuse s'avère insuffisante pour la pose d'un implant. Il fait appel à la mise en place simultanée d'implants (VERCELLTI and al., 2001).

3.2.1.2 Indication

Si les greffes d'apposition permettent de corriger le manque d'os, elles ne permettent que rarement la pose d'implant dans le même temps chirurgical.

En effet, ces méthodes requièrent un temps de cicatrisation osseuse suffisant avant la préparation du site par des forets implantaire, d'où la nécessité de deux interventions.

L'expansion de crête trouve son intérêt chez des patients dont les crêtes sont d'une hauteur suffisante mais mince, d'une épaisseur inférieure à 5 mm. Dans ces cas, la pose d'implant standard de 3,75 mm est contre-indiquée. En effet les tables osseuses vestibulaires et linguales doivent présenter une épaisseur minimale de 1 mm (BOIOLI and al., 2004)

Avantages :

Le principal atout est la réduction du temps de traitement. Les implants sont posés dans le même temps chirurgical

L'intervention ne nécessite pas la gestion d'un site de prélèvement.

Inconvénient :

Selon certains auteurs, le choix du site est essentiel et limite l'intervention à des secteurs étendus laissant suffisamment d'élasticité aux parois osseuses (VERCELLOTTI and al., 2000). Cette technique présente aussi un risque de fracture important des parois osseuses pouvant aboutir à l'échec du traitement implantaire et doit être réservée à des situations cliniques précises.

Le taux de succès à 5 ans est rapporté à 86%, soit légèrement moins que les greffes osseuses (ENGELKE and al., 1997)

3.2.1.3 Technique clinique (Technique décrite par SUMMERS, 1994)

L'épaisseur de la crête et la position des implants sont déterminées par un examen radiologique et tomodynamométrique.

Une anesthésie locale est pratiquée au niveau du site concerné, puis l'incision commence au sommet de la crête. Elle se prolonge dans le sulcus des dents adjacentes, puis est suivie d'incision de décharge en mésial et en distal. Le décollement se fait en épaisseur totale au sommet de la crête, puis il se poursuit alors en épaisseur partielle, jusqu'au fond du vestibule.

Ce lambeau permet de garder le périoste dans son intégrité sur les murs osseux vestibulaire et lingual, favorisant la vascularisation du site. En outre, il permet la mise à nu de la crête, avec une bonne visibilité et une excellente mobilité, qui rendra possible la réalisation de sutures sans tension en fin d'intervention (VERCELLOTTI and al., 2000).

Le sommet de la crête osseuse est nivelé afin d'obtenir une surface et une épaisseur régulière. Une incision est alors réalisée longitudinalement au milieu de ce sommet. Ce trait est ensuite accompagné en vestibulaire, de deux incisions de décharge verticales. Celles-ci s'étendent sur 5 mm de longueur et apportent une bonne élasticité au mur osseux vestibulaire. L'incision crestale est approfondie afin d'obtenir une meilleure élasticité du pan osseux vestibulaire.

Le site implantaire est préparé avec des forets pilotes, et des ostéotomes. Cette préparation a pour objectif de garantir la stabilité primaire des implants, mais aussi d'obtenir un simple maintien des deux pans osseux sans fenestration ou déhiscence.

Une stimulation endosté est réalisée ; l'espace créé par l'expansion entre les deux pans osseux, laissé libre après l'implantation, est alors comblé par un mélange de biomatériaux, type bio-verres, et d'un coagulum osseux. Cet os autogène est prélevé, à distance du site.

Le site est recouvert par une membrane, puis parfaitement suturé pour assurer l'herméticité de l'ensemble. Il en découle que les implants sont enfouis, et nécessiteront une seconde phase chirurgicale pour leur exposition (3 à 4 mois plus tard) (VERCELLOTTI and al., 2000).

Selon Vercellotti, il semblerait que les incisions à l'aide d'ultrasons piézochirurgicaux laissent une élasticité suffisante même à l'os très dense. Le risque de fracture est significativement moindre.

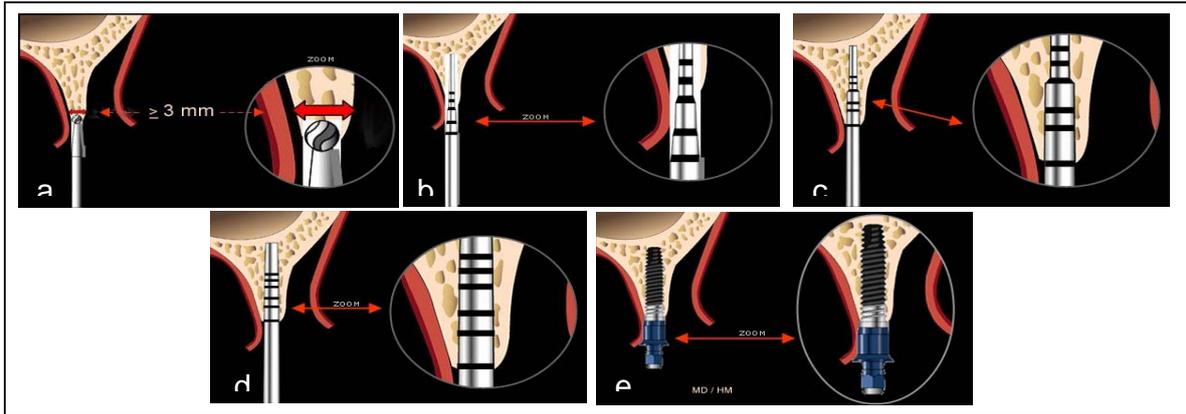


Figure 34 : Expansion osseuse (EID, 2008) - a : Le site implantaire est préparé à l'aide d'un expanseur - b, c, d : L'expansion de la crête osseuse est réalisée à l'aide d'ostéotomes de diamètre grandissant – e : La mise en place de l'implant est réalisée dans la même séance.

3.2.1.4 Cas clinique : exemple d'une expansion au Piézotome.

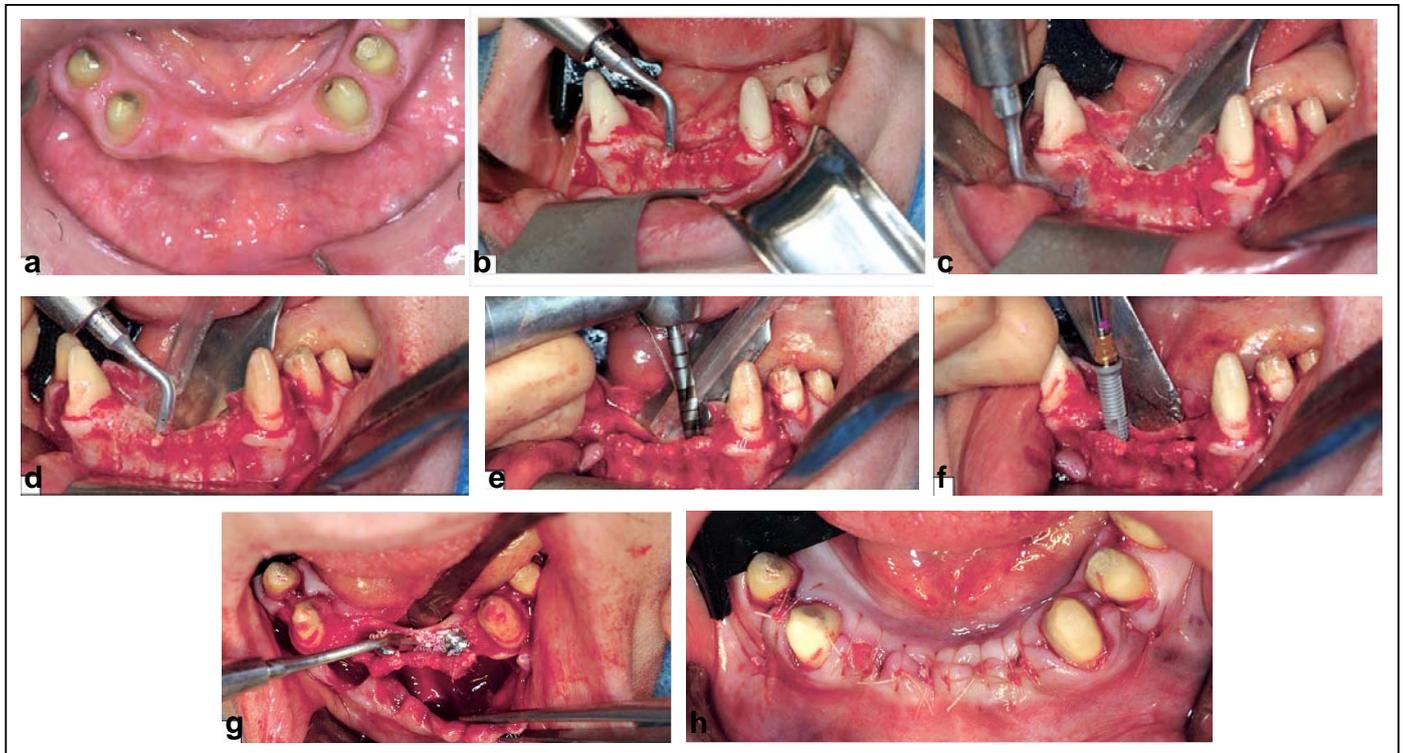


Figure 35: Cas clinique du docteur DAVARPANAH : Expansion osseuse

a : Vue occlusale montrant la crête à élargir – **b :** Insert ultrasonique en forme de scie pour réaliser les incisions osseuses ; Incision crestale à l'aide de la scie sur une profondeur d'environ 5 mm - **c :** Incisions latérales droite et gauche - **d :** Approfondissement de l'entaille crestale - **e :** Passage du foret pour guider le positionnement de l'implant - **f :** Insertion en cours des implants - **g :** Comblement de l'espace avec un matériau de substitution - **h :** Sutures du site (Du tissu mou a été libéré pour suturer convenablement la gencive au niveau de l'élargissement de la crête).

3.2.2 Distraction

3.2.2.1 Introduction

L'ostéogénèse par distraction repose sur la propriété dont dispose un cal osseux, à s'allonger sous l'effet d'une force de tension. Cette technique a vu le jour au début du XXème siècle, dans le cadre d'allongement du fémur. Elle a ensuite évolué des os longs vers la mandibule puis au maxillaire. Elle permet ainsi d'augmenter le volume osseux dans le cadre d'une chirurgie pré-implantaire.

La distraction de l'os alvéolaire est une technique qui consiste à sectionner un morceau d'os, et de le relier au reste du squelette par un extenseur, dans le but de former un cal osseux. Une fois le cal formé entre les deux parties osseuses, le distracteur est activé, afin d'exercer les forces de tension nécessaires à son allongement. Le mouvement est progressif et contrôlé.

3.2.2.2 Indications

La distraction alvéolaire a pour objectif de permettre la pose d'implants, et une réhabilitation esthétique de la zone concernée. Elle est intéressante dans les cas de perte osseuse verticale sévère de causes diverses, rendant impossible l'implantation :

- Traumatisme facial
- Résection tumorale
- Parodontite sévère
- Avulsion dentaire
- Malformation congénitale (osseuse, agénésie...)

Elle trouve aussi sa place dans l'augmentation de la hauteur de crête pour autoriser la mise en place d'implants plus longs. Les implants de plus grande taille, semblent mieux se comporter sur le long terme.

Cette technique peut être utilisée pour le remplacement d'une dent unitaire au niveau antérieur supérieur et inférieur.

Elle est également possible au niveau d'une édentation mandibulaire postérieure. Néanmoins, à la mandibule les rapports de proximité avec le nerf dentaire, fonction de l'importance de la résorption osseuse, peuvent constituer un facteur limitant pouvant contre indiquer le recours à ce procédé (PARANQUE and al., 2004). Environ 5 à 6 mm d'os alvéolaire doivent être disponibles au dessus du trajet nerveux. De plus la largeur vestibulo-linguale au niveau de la ligne d'ostéotomie du segment doit faire au moins 8 mm pour assurer la stabilisation des futurs implants (KHOURY, 2010).

Enfin, il faut préciser que l'augmentation ne peut se faire que dans un sens avec un axe unique. Les distracteurs avec deux axes commencent à voir le jour mais sont très encombrants.

Avantages :

Suivant sa localisation, cette technique peut se faire sous anesthésie locale ne nécessitant pas l'hospitalisation. La fermeture du site ne pose pas les problèmes rencontrés lors de la couverture d'un greffon de grande taille. En effet, le faible volume de la partie interne du dispositif, ne requiert pas de traction excessive sur le lambeau, laissant le site proche des conditions de départ. En outre, les tissus mous suivent le mouvement d'allongement.

On note également la possibilité d'un gain de hauteur important sans recours à un site de prélèvement autologue. La distraction peut être suivie d'une greffe autogène pour la correction d'un défaut d'épaisseur ou s'effectuer sur un greffon placé antérieurement.

Enfin, l'os obtenu avec une distraction est de l'os primaire qui suit une ossification par le centre du cal. Il n'est pas noté de résorption sur le segment déplacé. L'ensemble permettra la pose d'implants endo-osseux classique (BLOCK and al, 1996).

Inconvénients :

Tout d'abord, il faut prendre en compte le temps de la procédure qui s'étale sur plusieurs semaines, pendant lesquelles le port du dispositif n'est pas sans conséquence. En effet, la taille globale de certains distracteurs représente un encombrement non négligeable, qui peut être la source de difficultés dans la vie quotidienne pour l'alimentation ou la phonation. De plus, l'hygiène quotidienne semble difficile à maintenir à cause de la vis d'activation transmuqueuse.

Ensuite, cette technique inclut dans tous les cas une seconde chirurgie pour la dépose de l'appareil, ce qui débouche sur un impact psychologique non négligeable sur le patient porteur du dispositif. Il faut ajouter à cela les visites régulières chez le praticien pour l'activation du dispositif.

Enfin, si les régions antérieures sont plus faciles d'accès pour le chirurgien, l'impact esthétique et psychologique n'est pas des moindres pour le patient puisqu'on peut rarement cacher le dispositif par une prothèse transitoire.

3.2.2.3 Les distracteurs

Parmi la vaste gamme d'appareils proposée, les auteurs préconisent les distracteurs TRACK. Ils ont été développés dans les premières années de la pratique de la distraction du rebord alvéolaire. D'un point de vue technique, le mécanisme de commande central est soutenu par l'os local en basal grâce à une plaque d'ostéosynthèse. Une autre plaque de transport mobile transmet la force de distraction au segment osseux ayant été découpé. Les premiers appareils ont entre –temps été remplacés par une nouvelle génération de distracteur. Ils ont une dimension réduite et une stabilité maintenue voire accrue. Les distracteurs de la famille de TRACK sont disponibles dans différentes tailles pour une longueur d'activation de 6 à 15 mm. Afin de réduire la taille de l'appareil et faciliter son positionnement sous la muqueuse, l'unité d'entraînement a été remplacée par un fin cylindre de commande. Une rotation de commande de 360° équivaut à une mobilisation des plaques de 0,5 mm (KOURY, 2010).

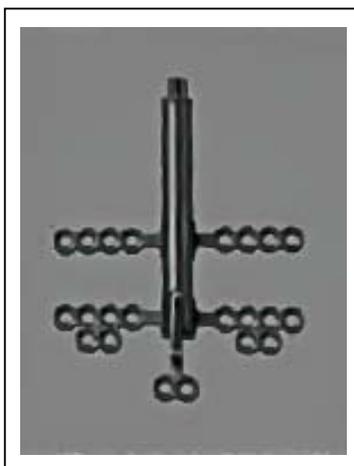


Figure 36 : Distrateur Track 1.0

3.2.2.4 Procédure chirurgicale (KOURY, 2010)

Sous anesthésie locale ou générale, l'accès chirurgical est réalisé par une incision au niveau de la muqueuse alvéolaire vestibulaire mobile. Le lambeau muco-périosté doit être préparé en douceur afin de ne pas traumatiser la vascularisation du lambeau. La longueur et la forme du distracteur sont ensuite adaptées à la situation. Le vecteur de distraction doit tenir compte du sens d'insertion prévu et ne pas entraîner d'interférences occlusales. Après fixation temporaire du distracteur, l'ostéotomie doit être marquée. L'appareil est ensuite enlevé. L'ostéotomie est effectuée et le distracteur est fixé définitivement par la plaque avec plusieurs vis. Le distracteur est activé jusqu'à la hauteur définitive prévue. Il est ensuite ramené à sa position initiale et ajusté de manière à ce qu'un espace de 2 mm persiste pour la formation du cal.

La plaie est suturée par points simples en entourant la tige d'activation. Le distracteur est activé après une période de latence de 7 jours.

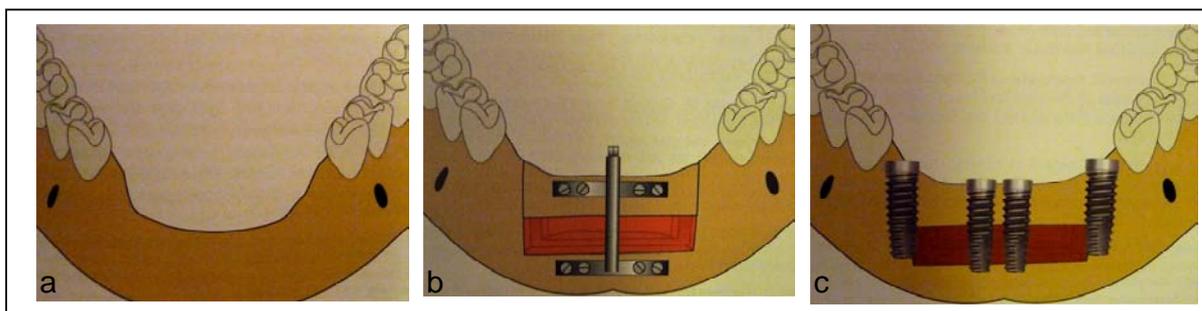


Figure 37 : Schématisation d'une augmentation osseuse par distraction.

a : Crête édentée à la mandibule antérieure. – b : Augmentation de la hauteur osseuse à l'aide d'un distracteur. – c : Mise en place des implants après cicatrisation.

Vecteur de distraction

La planification et la garantie du sens de distracteur du segment déplacé doivent être minutieusement déterminées. Le vecteur de distraction est défini par le sens d'insertion prévu des futurs implants et l'orientation du rebord alvéolaire à reconstruire. La tension des tissus

mous (insertions musculaires masticatoires notamment) au cours de la distraction entraîne la bascule du mécanisme de commande du distracteur en vestibulaire.

La période de distraction

La distraction commence au huitième jour post-opératoire moyennant 2 x 0,5 mm/jour ou bien 3 x 0,3 mm/jour. La période active de distraction est terminée une fois que la hauteur verticale désirée est atteinte. Le procédé est en général indolore et peut être réalisé par les patients eux-mêmes avec un tournevis spécial (clé hexagonale). La distance de 1 mm par jour doit toujours être respectée. Une fois la distraction achevée, le distracteur doit rester in situ pendant au moins 8 semaines. Suivant sa position, son ablation peut s'effectuer sous anesthésie locale. Si les implants sont posés au moment de l'ablation du distracteur, l'opération sera réalisée après 12 semaines.

3.2.2.5 Complications

Bien que le taux de complication soit faible, de nombreuses complications peuvent survenir :

- . des infections
- . des supurations
- . des dommages sur la dent adjacente
- . des accidents touchant les éléments nerveux
- . des dehiscences au niveau des lambeaux.

Concernant les accidents touchant les nerfs, ce potentiel existe pour la distraction de la région mandibulaire postérieure. Une hypoesthésie peut survenir après l'intervention chirurgicale, mais dans la majeure partie des cas, ces désagréments disparaissent dans les deux mois (GAGGLA et coll., 1999).

Il existe également d'autres complications relatives à la technique de distraction :

- . Fracture du segment d'ancrage ou du segment osseux transporté.
- . La régénération osseuse ne se fait pas toujours correctement. Cela se traduit cliniquement sur des contrôles radiographiques par des images radioclares.
- . Une instabilité du distracteur peut s'installer (qualité osseuse, déhiscence gingivale, fracture de l'os...)

3.2.2.6 Cas clinique

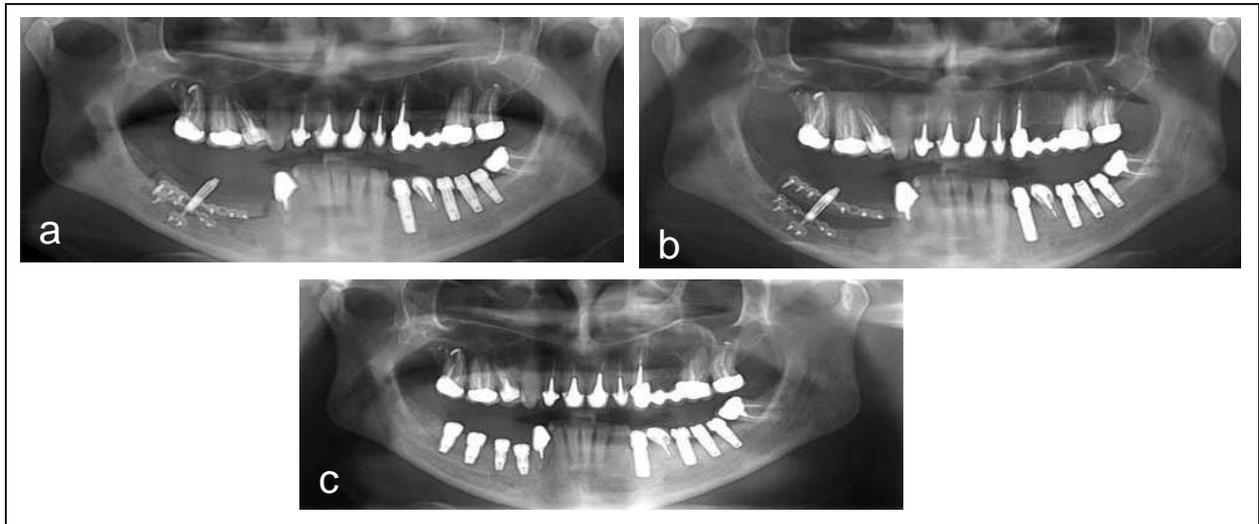


Figure 38 : Cas d'une augmentation verticale par distraction (coefi.fr)

a – Pose d'un distracteur sur un site présentant une atrophie verticale. Le segment crestal est stabilisé par une plaque qui se déplace verticalement lors de l'activation b – Fin de distaction environ 1 mois après le début de l'acte et stabilisation in situ pour maturation. c – Pose des implants en temps chirurgical environ 3,5 mois post distraction.

3.2.2.7 Conclusion

En regard des résultats cliniques favorables, la distraction alvéolaire associée à l'implantologie est une stratégie de traitement prometteuse pour la gestion du potentiel osseux. La stabilité de cette technique repose surtout sur le pouvoir d'adaptation de l'enveloppe des tissus mous, de la qualité de l'os régénéré et de l'ostéointégration des implants posés sur site distracté.

Les complications, comme dans toutes les techniques, existent. Néanmoins, une étude précise du cas et un suivi régulier du patient les réduisent.

Dans tous les cas, la distraction alvéolaire, malgré son apparition récente permet de traiter des cas pour lesquels les greffes osseuses conventionnelles sont impossibles et apporte donc une solution pour les cas extrêmes. La question qui se pose est la limite de cette technique (BELEZ, 2008).

3.2.3 Le soulèvement sinusien

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 soulevé de sinus doit être confirmée par un examen scanner qui va également renseigner sur l'état général du sinus.

De nombreuses techniques ont été décrites pour permettre la pose d'implants dans cette région. Celles-ci impliquent toute une modification du protocole de forage. Nous décrivons rapidement les deux principales : la technique de Summers et le comblement sinusien par voie latérale.

3.2.3.1 Comblement sinusien par abord latéral

En 1980, BOYNE et JAMES décrivent la surélévation sinusienne du plancher sinusien et son comblement. Pour eux, la reconstruction du volume sous-sinusien est possible avec un apport tissulaire au niveau de la partie inférieure du sinus.

Indication :

Cette technique est indiquée en présence d'un volume osseux insuffisant sous le sinus maxillaire (< 5 mm) et un espace prothétique adéquat (MARTINEZ, 2008).

Technique :

Le premier temps chirurgical consiste à réaliser une incision d'épaisseur totale sur la crête. Deux incisions de décharge verticale aux extrémités antérieure et postérieure de la première incision permettent l'élévation d'un lambeau muco-périosté. La face vestibulaire du sinus est ainsi exposée. Une ostéotomie vestibulaire est effectuée et un volet osseux à charnière supérieure est ensuite réalisé pour aborder la cavité sinusienne. Le décollement de la

membrane sinusienne est réalisé à l'aide de curettes spécifiques de courbures variables. Le volet osseux est ensuite rabattu à l'intérieur du sinus immobilisé dans une position horizontale et constitue désormais le nouveau plancher du sinus. Le comblement du sinus est réalisé avec un matériau de substitution choisi. Le lambeau muco-périosté est repositionné puis suturé hermétiquement (MARTINEZ, 2008).

L'ostéotomie ainsi que le soulèvement de la membrane peuvent être réalisés à l'aide du Piézetome. Ceci augmente la précision de l'ostéotomie et diminue le risque de léser la membrane sinusienne notamment.

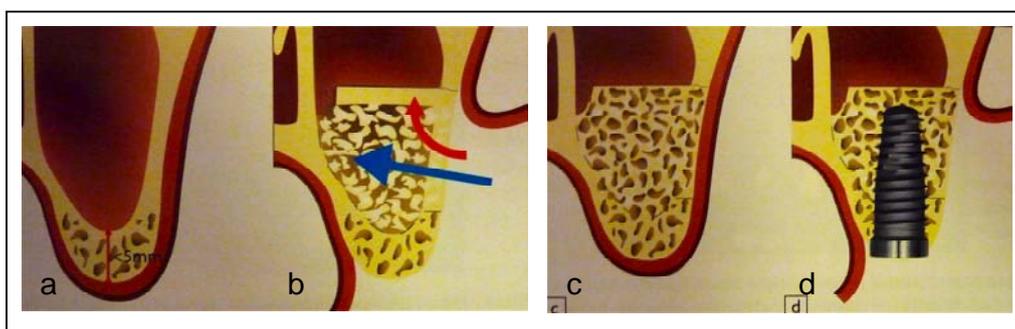


Figure 39 : Schéma du sinus-lift

a,b : Coupe oblique avec un volume osseux sous-sinusien réduit et mise en place d'un comblement osseux par voie latérale. – c,d : Cicatrisation tissulaire et mise en place d'un implant dentaire.

La littérature scientifique ne nous permet pas de savoir si un matériau de comblement est actuellement supérieur aux autres. Ceci est dû au manque d'études comparatives contrôlées et randomisées. Il faut noter que l'os autogène ne semble plus être le matériau de choix pour les greffes sinusiennes et que les hydroxyapatites d'origine bovine (xéno greffes) sont utilisées par un grand nombre de praticiens en France et à l'étranger.

Bien que longtemps considéré comme le « gold standard », l'os autogène est aujourd'hui le plus souvent remplacé par des matériaux de substitution. Il s'agit d'un choix raisonné qui s'appuie sur les travaux de plusieurs équipes :

- Esposito publie en 2006 une revue systématique des études cliniques randomisées et contrôlées évaluant l'efficacité des différents procédés d'augmentation osseuse pré-implantaires. Il conclut que les matériaux de substitution osseuse peuvent remplacer l'os autogène dans le cas des greffes sinusiennes.

- La publication de Del Fabbro en 2004 est une revue de littérature scientifique. Elle analyse les taux de survie des implants placés dans différents matériaux de comblement. Elle rapporte un taux de 88 % pour l'os autogène, de 95 % pour l'association d'os autogène et d'autres matériaux de comblement et de 96 % pour les matériaux de substitution utilisés seuls.
- Zijderveld compare en 2005 le comportement clinique de 41 implants placés dans des greffes sinusiennes réalisées avec deux types de matériaux : β TCP et os autogène. Après une année de mise en charge des implants, aucun échec implantaire n'a été noté dans les deux groupes.

Les résultats excellents obtenus avec les matériaux de substitution et l'absence d'un deuxième site d'intervention (donneur) font que ces matériaux sont aujourd'hui préférés dans la majorité des cas à l'os autogène pour la réalisation des greffes sinusiennes.

La mise en place implantaire peut être réalisée dans le même temps chirurgical si le volume osseux résiduel permet l'obtention d'une rétention primaire des implants. Sinon, le comblement est réalisé dans un premier temps et la mise en place des implants est effectuée après 6 à 8 mois de cicatrisation (LUNDGREN et al., 1996).

Cas clinique :

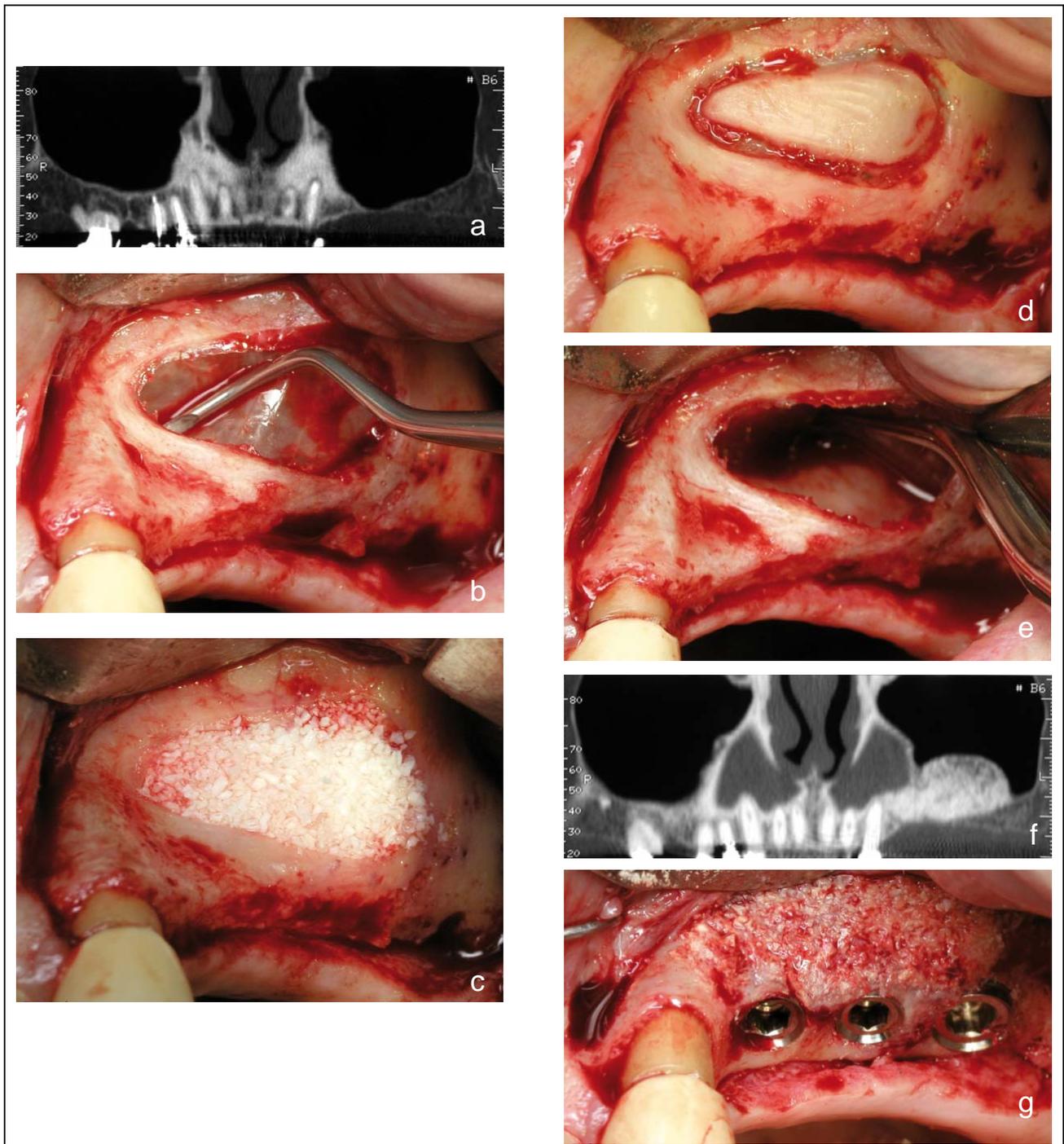


Figure 40 : Cas clinique d'un soulèvement sinusien par abord latéral (Dentoscope)
a: Coupe d'un scanner montrant la faible hauteur sous le sinus gauche. – b : Formation du volet osseux - c et d :décollement de la membrane sinusienne de Schneider - e : Comblement du sinus par un matériau de comblement - f : Scanner de contrôle à 6 mois montrant le gain de hauteur osseux - g : Pose des implants.

Complications :

La perforation de la membrane sinusienne constitue une des complications chirurgicales de la greffe sinusienne. L'attitude thérapeutique va dépendre de l'importance de cette perforation :

- Lorsque celle-ci est de petite taille, une membrane résorbable peut être mise en place de façon à recouvrir la perforation. Il semble que cette complication (petite perforation) n'ait pas d'effet sur le succès de l'intervention et l'ostéointégration des implants (ARDEKIAN, 2006)
- Lorsque la taille de la perforation est importante, ou lorsqu'elle s'élargit de façon importante lors du décollement, il ne faut pas hésiter à interrompre l'intervention et à reporter la greffe.

La présence de vaisseaux accessoires à proximité de la zone opératoire (ZIJDERVERELD, 2008), peut provoquer une hémorragie pendant la chirurgie. Une lésion nerveuse est également un risque à prévoir pendant le décollement muqueux. Ainsi des paresthésies post-opératoires peuvent apparaître.

Une infection post-opératoire du site est également possible. Les infections précoces sont souvent dues à un retard de cicatrisation au niveau des incisions. On note alors la présence d'un exsudat purulent au niveau du sinus greffé. Il faut retirer le matériau, effectuer un nettoyage du site et mettre le patient sous antibiotique pendant 3 semaines (SMILER, 1997). Ce type de complication est apparu chez des patients avec des antécédents médicaux importants (splénectomie, hépatite C post transfusionnelle, communication bucco-sinusienne), mais également chez des patients sans antécédents particuliers (GOGA, 2000). Jian donne une liste de causes possibles : perforations larges de la muqueuse, infections de voisinage, antécédents de communication sinusienne, antécédents d'interventions multiples dans la région, greffon exposé longtemps à l'air. Ces infections du greffon peuvent également être dues à une exposition de la membrane (résorbable ou non) dans la cavité buccale, il faudra alors nettoyer le site avec de la chlorhexidine, déposer la membrane, mettre le patient sous traitement antibiotique et instaurer un contrôle hebdomadaire. Une fois le problème infectieux résolu, on peut alors envisager une nouvelle intervention (DAVARPANA, 2008). Une sinusite chronique peut s'observer lors d'une élévation excessive de la membrane de Schneider, empêchant le drainage physiologique du sinus. Ceci peut être évité avec un examen radiologique précis pré et post-opératoire. La perforation de la membrane et le

passage de matériau dans la cavité sinusienne sont également responsables des sinusites observées après ce type d'interventions.

Chez le fumeurs, les risques d'échec et de complication augmentent et passent à 10 %. Il est conseillé d'arrêter définitivement avant ce type de traitement et d'en parler avec son chirurgien-dentiste.

3.2.3.2 Comblement sinusien par abord crestal ou technique de Summers

Summers décrit un protocole de comblement partiel de sinus modifié. Il propose, une voie d'abord crestale permettant d'élever le plancher sinusien (Summers, 1994). Le but de cette thérapeutique peu invasive sans pénétration dans le sinus des instruments chirurgicaux est d'augmenter le volume osseux disponible. L'os est compacté latéralement et apicalement grâce à l'augmentation progressive du diamètre des ostéotomes.

Indication :

Une hauteur osseuse sous-sinusienne de 5 à 6 mm associée à un os de faible densité indique cette technique chirurgicale. Une élévation du plancher sous-sinusien de plusieurs millimètres est obtenue après une préparation progressive du site osseux (MARTINEZ, 2008).

Techniques :

La distance sinusienne résiduelle doit être parfaitement mesurée (scanner ou tomographie). La préparation du site osseux débute par une fraise boule et se poursuit avec le foret pilote. Le forage doit rester à 1 mm en dessous du plancher sinusien. Une radiographie rétroalvéolaire de contrôle peut être réalisée à ce stade à l'aide d'un indicateur radiographique de direction mis en place. Cette radiographie a pour but de vérifier l'intégrité de la corticale sous sinusienne. Le forage successif des différents forets pré-implantaire est réalisé. L'ensemble de ces forages doit rester à 1 mm en dessous du plancher. Un matériau de comblement ou de l'os autogène est introduit dans le site chirurgical avant le passage séquentiel des ostéotomes calibrés en fonction du diamètre du futur implant.. L'objectif de ce

matériau est de servir « de coussin amortisseur » pour la fracture délicate du plancher sinusien (MARTINEZ, 2008).

Ces ostéotomes travaillent dans le sens axial mais également tangentiellement et ont donc un effet vertical dans le sens corono-apical mais également un effet de compactage et de densification osseuse latérale (BERDOUGO, 2010).

Le matériau de comblement est introduit progressivement sur toute la hauteur du site osseux. Il est condensé à l'aide d'un ostéotome qui ne doit jamais pénétrer dans la cavité sinusienne.

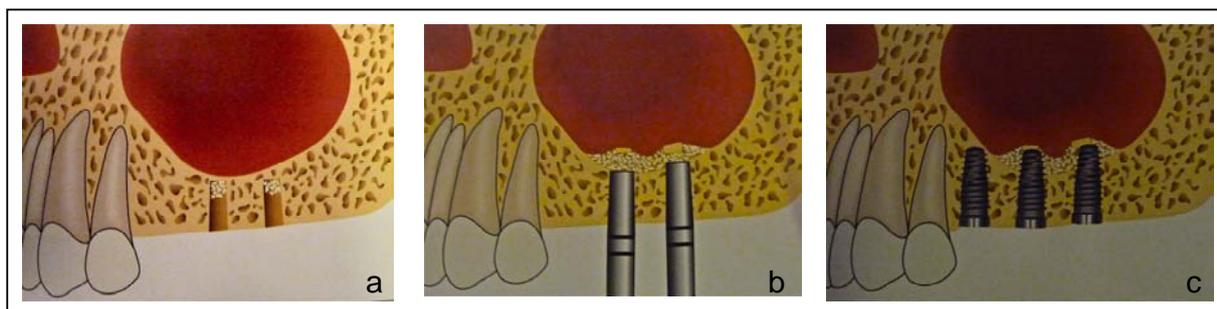


Figure 41 : Schéma de la technique de Summers

a : Volume osseux sous-sinusien permettant une augmentation tissulaire par une préparation axiale - b : Gain tissulaire à l'aide des ostéotomes - c : Mise en place d'implants dentaires.

Avantages :

Cette technique permet la limitation de gestes chirurgicaux dans le sinus, la mise en place d'implants d'une longueur supérieure ou égale à 8 mm, la réduction du temps global de traitement et un meilleur confort postopératoire par rapport à la technique par voie latérale.

Complications :

Elles sont identiques à celles du soulèvement sinusien par abord latéral. Cependant, d'après la littérature, elles semblent moins fréquentes.

Cas clinique :

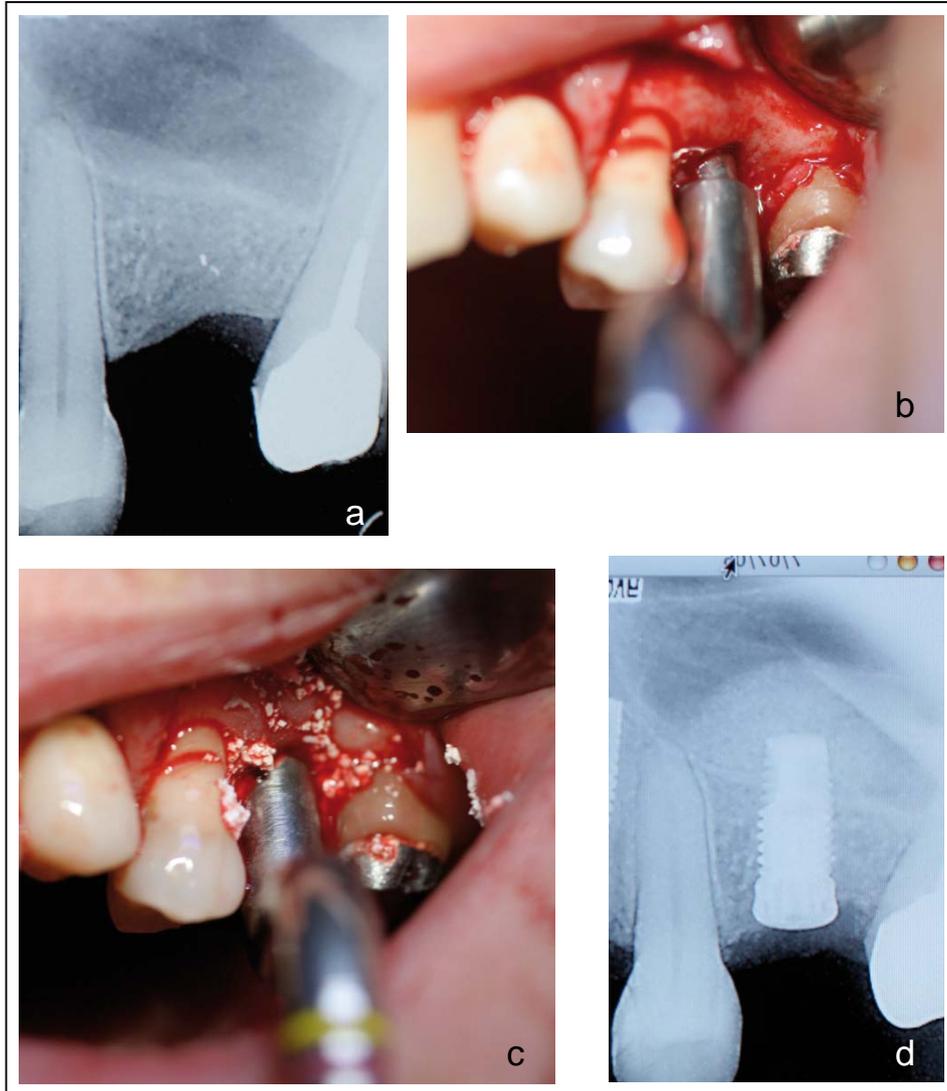


Figure 42 : Cas clinique d'un soulèvement sinusien par abord latéral (Dentoscope)
a : Cliché rétro-alvéolaire préopératoire montre une hauteur d'os alvéolaire sous le sinus de 4 à 6 mm. – b,c : Après forage (1 mm sous la membrane sinusienne), les ostéotomes sont utilisés pour soulever la membrane, compacter l'os et le biomatériau de comblement. – d : Cliché radiologique montrant le soulèvement de la membrane en regard de l'implant.

Conclusion :

Cette technique est une alternative à l'utilisation des implants courts sous sinusiens nécessitant le sous dimensionnement du forage initial pour accroître la stabilité primaire.

3.2.3.3 Conclusion

L'ostéotomie de Summers semble être une technique moins invasive que la chirurgie d'élévation sinusienne par voie latérale, implique un moindre décollement des tissus mous et engendre des suites post-opératoires très réduites. Cependant, la technique des ostéotomes a ses limites ; un minimum de hauteur résiduelle semble nécessaire.

Certains auteurs ont proposé de nouvelles techniques de reconstruction osseuse sans matériau de comblement.

Le principe est de créer un espace en maintenant la membrane sinusienne à distance des parois osseuses par les implants comme des piquets de tente. Cet espace est comblé par un caillot sanguin qui se transforme progressivement en os. Ceci permet d'éviter de nombreuses complications

Une condition préalable semble être une hauteur initiale de la crête osseuse jamais inférieure à 5 mm et donc une excellente stabilité primaire des implants.

3.2.4 Latéralisations du nerf alvéolaire inférieur (Russe, 2003)

Dans le cas des secteurs mandibulaires postérieurs, le nerf alvéolaire inférieur constitue le plus souvent la limite inférieure de l'espace implantable, toute transgression chirurgicale de cette limite pouvant entraîner l'apparition d'une paresthésie labiomentonnaire. En cas d'importante résorption osseuse, la hauteur implantable au-dessus du canal mandibulaire peut être inférieure à six ou sept millimètres, contre-indiquant alors la mise en place chirurgicale d'implants dentaires de forme cylindrique.

Le déplacement du nerf alvéolaire inférieur, permet alors d'utiliser toute la hauteur du corps mandibulaire pour la mise en place d'implants. Cette technique, décrite dès 1987 en chirurgie implantaire.

3.2.4.1 Indications

Elles concernent les patients présentant une édentation mandibulaire postérieure avec :

- Une hauteur osseuse supracanalaire inférieure à 7 mm ;
- Une position centrale du canal dans le corps mandibulaire empêchant une implantation en lingual ou en vestibulaire du nerf ;
- Un espace inter-arcade réduit contre-indiquant les techniques alternatives de greffe d'apposition verticale, de régénération osseuse guidée ou de distraction osseuse.

3.2.4.2 Contre-indications

Les contre-indications médicales sont identiques à celles de la chirurgie buccale ou implantaire habituelles.

Un espace interarcade fortement majoré, augmentant démesurément le rapport couronne prothétique/ implant constitue une contre-indication locale.

Un décalage, dans le plan frontal, de l'orientation de la branche horizontale de la mandibule par rapport aux dents maxillaires peut constituer une contre-indication. Une cire de diagnostic, réalisée sur le montage sur articulateur, permettra de mettre en évidence un facteur de risque éventuel.

3.2.4.3 Technique chirurgicale

Anesthésie :

L'immense majorité des cas publiés (Jensen, 1987) ont été traités sous anesthésie locale ou locorégionale, généralement complétés par une sédation intraveineuse. Notre expérience est limitée à des cas réalisés sous anesthésie générale, la délicatesse et la précision du geste opératoire nécessitant pour nous, une immobilité absolue du patient. Les mêmes arguments sont développés en 2002 par Morrison et al. pour justifier le recours à l'anesthésie générale.

Incision et décollement :

La nécessité de dégager largement la face latérale du corps mandibulaire oblige à réaliser un volet mucco-périosté étendu. Une incision crestale est réalisée sur toute la crête édentée. Elle est prolongée distalement par une contre-incision vestibulaire. Mésialement, une incision sulculaire concerne les dents bordant l'édentement, classiquement la première prémolaire ou la canine, et une contre-incision verticale est réalisée à distance du trou mentonnier afin de ne pas léser les branches terminales du nerf mentonnier.

Le décollement du lambeau est effectué. Une attention toute particulière au niveau du trou mentonnier est de mise afin de ne pas léser le paquet vasculo-nerveux à son émergence.

Préforage :

En utilisant classiquement un guide chirurgical, les émergences des implants sont matérialisées avec un foret de marquage. Les premiers forets de la séquence chirurgicale sont ensuite utilisés sur une profondeur de quelques millimètres, en veillant à ne pas léser le NAI, proche de la corticale supérieure du corps mandibulaire. Le forage est poursuivi jusqu'à l'avant-dernier foret, le foret final n'étant utilisé qu'en fin d'intervention. Ce préforage permet de limiter le temps de manipulation du nerf alvéolaire inférieur après son dégagement.

Ostéotomie vestibulaire :

Dans le sens vertical, le tracé de l'ostéotomie varie en fonction de la position du NAI, déterminée par l'examen scanner. Deux incisions horizontales parallèles sont centrées sur le trajet estimé et, réalisées à l'aide d'une fraise ou d'un disque diamanté *Frios Microsaw* (Friadent). Les deux incisions sont distantes de 7 à 8 mm en veillant cependant à laisser une baguette osseuse entre les préforages réalisés et l'ostéotomie, afin de ne pas compromettre la stabilité primaire des implants.

La limite postérieure est située à 1 cm environ en arrière du dernier implant à poser. L'angle interne de l'ostéotomie est arrondi de manière à ne pas être traumatisant pour le NAI dont le trajet réalisera une baïonnette entre la paroi osseuse et l'implant le plus distal.

La limite antérieure de l'ostéotomie diffère en fonction du type de déplacement :

- Dans le cas d'une transposition, l'ostéotomie est située entre 6-10 mm en arrière du trou mentonnier. Dans cette région, le canal est dans sa position la plus vestibulaire et l'ostéotomie finale se fera par usure, terminée à l'aide d'une fraise boule diamantée ;

- Dans le cas d'un repositionnement, elle est située en avant du trou mentonnier. Elle doit respecter une éventuelle boucle antérieure du canal, s'étendant en avant du trou mentonnier. Une deuxième incision verticale est réalisée en arrière du trou mentonnier, avec les précautions déjà décrites.

La principale difficulté de cette phase opératoire est le contrôle strict de la profondeur de fraisage, le NAI pouvant être situé immédiatement sous la corticale vestibulaire, dans sa portion antérieure mais aussi quelquefois plus en arrière.

Exposition du NAI :

Le volet osseux situé en arrière du trou mentonnier est soulevé à l'aide d'ostéotomes. Il est conservé dans du sérum physiologique stérile. Les ostéotomes doivent prendre appui sur les bords périphériques résistants, en veillant à limiter l'enfoncement de leur extrémité travaillante dans le corps mandibulaire.

Dans le cas d'un repositionnement, le volet antérieur est soulevé après un morcellement dont le tracé est variable, guidé par l'anatomie du trajet terminal du canal alvéolaire. Le plus souvent, une section verticale est utilisée. Cette phase est la plus délicate, toute lésion par les instruments rotatifs du tronc nerveux pouvant se traduire par une paresthésie postopératoire. L'utilisation d'aides visuelles comme des loupes ou un microscope opératoire est recommandée à partir de cette phase de l'intervention.

La corticale vestibulaire étant retirée, l'exposition du NAI est réalisée à l'aide d'excavateurs, utilisés exclusivement de lingual en vestibulaire. L'extrémité travaillante de l'instrument est glissée le long du nerf, sous les trabécules osseux qui le recouvrent qui sont ensuite luxés vestibulairement. Lorsque la moitié vestibulaire du nerf est libérée il est soulevé délicatement à l'aide d'instruments mousses comme une spatule à bouche.

La latéralisation du nerf est limitée dans le cas d'une transposition. Elle doit s'effectuer sans étirement de celui-ci, au besoin le libérant plus largement dans sa portion distale.

La technique du repositionnement est différente car elle s'accompagne de la section du nerf incisif, en avant du trou mentonnier, libérant plus largement le nerf et facilitant la mise en place des implants sans tension pour le NAI. Le sacrifice du nerf incisif entraîne pour le patient une absence de proprioception au niveau des incisives et de la canine, ressentie de manière plus ou moins gênante.

La protection du nerf, après sa libération, est assurée par une lame malléable d'1 cm de large, à bords émoussés, permettant de l'écarter et de le protéger pendant les phases de forage et de vissage, sans tension.

Mise en place des implants :

Elle se fait de manière classique mais avec un contrôle visuel de la portion apicale du forage, très inhabituel. Le forage est repris à travers les préforages préalablement réalisés dans la corticale supérieure et poursuivis dans la corticale basilaire jusqu'au foret final. Les implants, vissés dans notre expérience, sont ancrés dans les corticales supérieures et inférieures du corps mandibulaire et leur stabilisation primaire a toujours été obtenue grâce à cet ancrage bicortical.

Fermeture :

Le volet osseux, précédemment retiré et conservé dans du sérum physiologique, est fragmenté puis broyé à l'aide d'un moulin à os. Les copeaux d'os cortical obtenus vont combler l'ostéotomie et recouvrir les implants.

Dans le cas de la transposition, une couche fine de copeaux est interposée entre les implants et le nerf, évitant un contact direct. Le nerf, déchargé de l'écarteur, repose sur le comblement osseux réalisé. Le lambeau est ensuite repositionné et le nerf se trouve alors en position sous-périostée.

La suture est réalisée.

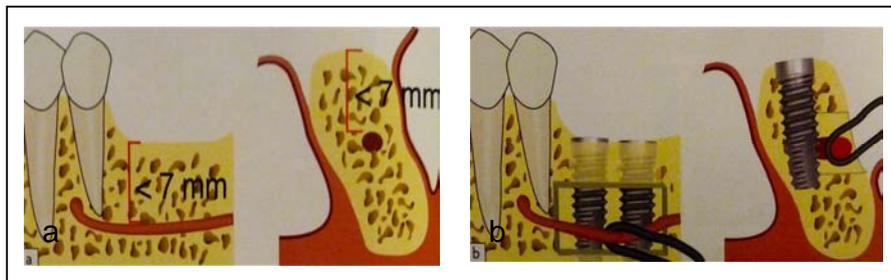


Figure 43 : Schéma de latéralisation du nerf alvéolaire inférieur.

a : Volume osseux insuffisant sur le canal dentaire pour réaliser des implants.

b : Déplacement latéral du nerf mandibulaire pendant la mise en place des implants.

3.2.4.4 Complications

La principale complication de cette technique chirurgicale est le risque de perte définitive de sensibilité en cas de section du tronc nerveux. De plus, les troubles neurosensoriels sont très fréquemment associés sous forme de paresthésie, d'hypoesthésie et de sensation de brûlures. La réversibilité de ces troubles nerveux est imprévisible.

3.2.4.5 Conclusion

Les latéralisations du nerf alvéolaire inférieur peuvent permettre la restauration prothétique de secteurs postérieurs mandibulaires résorbés. Une étude préchirurgicale attentive fondée sur l'étude des relations inter-arcades et sur un examen tomодensitométrique est indispensable. Par rapport aux techniques alternatives, les latéralisations présentent pour principal avantage la possibilité de mise en place immédiate des implants. Ceux-ci sont en général de longueur 13 ou 15 mm, de pronostic chirurgical favorable à long terme. En revanche, la résorption osseuse crée un espace prothétique important, ayant pour conséquence la réalisation de prothèses fixées de grande hauteur coronaire. Le bras de levier ainsi créé est générateur de contraintes élevées sur l'implant et son interface, à prendre en compte lors du choix des implants.

3.3 Greffe d'apposition

Les greffes osseuses d'apposition sont indiquées en présence de pertes osseuses importantes. L'objectif de cette proposition chirurgicale est de reconstruire la morphologie crestale résiduelle. On parle également de greffes en onlay.

3.3.1 Prélèvement du ou des greffons osseux

3.3.1.1 Prélèvements osseux et survie cellulaire

Lors d'un prélèvement de tissu, il est essentiel de savoir comment garder les éléments détachés du corps dans un état de survie compatible avec leur réimplantation. Dans le cas du tissu osseux, les cellules montrent un taux de survie de 95% pendant quatre heures dans du sérum physiologique. En chirurgie buccale, ce laps de temps est largement suffisant pour la mise en place sur le site receveur.

Un greffon ainsi placé voit ses cellules survivre sur une épaisseur de 300µm, par rapport à une source vasculaire. Bien que ces trois cents microns semblent peu, il faut ramener ce chiffre à la taille des cellules ostéoblastiques (20-30µm), et à la surface de la greffe. Chacun est alors à même de constater que cela représente un nombre important de cellules (REY, 1994).

Les ostéoblastes vont s'intégrer aux cellules du site receveur, et participer avec elles, à la guérison du greffon (ostéogenèse). Le reste, soit la majeure partie des cellules contenues dans ce greffon, va périr. Cette partie de greffon se comporte alors comme un matériau :

- Ostéo-conducteur : les cellules du site vont proliférer sur la trame collagénique.
- Ostéo-inducteur : l'ostéoclasie des trabécules osseuses va libérer des substances ostéo-inductrices (Bone Morphogenic Proteins), qui activent la croissance du tissu osseux.

Il en ressort que le potentiel ostéogénique dépend essentiellement de la survie des cellules osseuses de la périphérie du greffon. Il apparaît donc nécessaire de préserver au maximum ces cellules en les protégeant, d'une exposition prolongée à l'extérieur de l'organisme, mais aussi des agressions des instruments de prélèvement (CHAVANAZ and al, 1995).

3.3.1.2 Prélèvements osseux extra-oraux

3.3.1.2.1 Prélèvement d'os pariétal

Le prélèvement de plaques d'os monocorticales de la voûte crânienne a été décrit pour la première fois en 1929 par Dandy et continue à être pratiqué pour soigner des fractures orbitales complexes. Le prélèvement doit toujours être effectué dans une zone où la peau est recouverte de cheveux. Seule la corticale externe doit être prélevée pour garantir une protection suffisante du cerveau par la corticale interne.

La méthode est décrite par VINCI et présentée ci-dessous (VINCI and al., 2006)

3.3.1.2.1.1 Préparation du patient

Une couverture antibiotique per-opératoire est prescrite au patient (tel que amoxiciline et acide clavulanique) pendant 10 jours. Idéalement, l'intervention se déroule sous anesthésie générale.

Les cheveux et le cuir chevelu sont lavés à trois reprises avec une solution désinfectante. Ils sont séchés après chaque lavage avec une gaze stérile. Les cheveux sont séparés avec un peigne stérile. Dans certains cas exceptionnels, le cuir chevelu peut être rasé sur une largeur de 5 mm.

3.3.1.2.1.2 Technique chirurgicale

Une anesthésie locale par infiltration est réalisée dans la zone de l'incision pour obtenir une hémostase locale. Cela facilite la préparation des tissus. L'incision est réalisée au scapel électro-chirurgical pour éviter d'endommager des follicules de cheveux. L'incision doit avoir une longueur minimale de 10 cm pour une exposition de la calotte crânienne suffisante. On décolle ensuite entièrement le lambeau de cuir chevelu avec le périoste de la voûte crânienne.

Le prélèvement osseux s'effectue avec une marge d'environ 1 cm à distance des sutures crâniennes. Après avoir sectionné la corticale externe, la plaque osseuse monocorticale peut être décollée prudemment au ciseau à os. Selon la taille de la greffe, plusieurs segments sont préparés et décollés de la voûte crânienne. Une fois la corticale décollée, l'os spongieux est prélevé pour obtenir des particules osseuses qui serviront à remplir les espaces dans la zone d'augmentation.

Après le prélèvement, il est recommandé de lisser les bords tranchants de l'os résiduel. Le défaut est comblé avec une éponge de collagène en raison d'un fort saignement. La plaie est suturée en plusieurs plans. Afin d'éviter un hématome, un drainage par aspiration et un bandage compressif sont utilisés pendant au moins 12 heures.

Le matériel osseux obtenu est recueilli et utilisé pour la greffe.

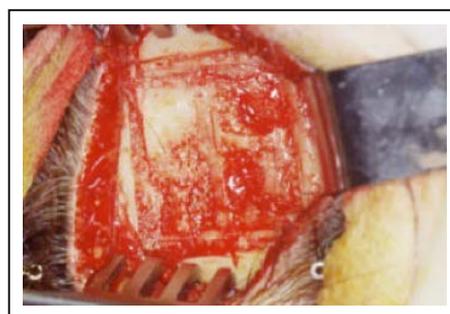


Figure 44 : Prélèvement pariétal

3.3.1.2.1.3 Complications

Outre les complications classiques d'hématomes et d'infections de la zone opérée, il faut veiller à ne pas exposer et léser la dure-mère encéphalique lors du prélèvement osseux (HWANG, 2000).

Dans le cas contraire, il faudra couvrir les parties exposées avec du matériel osseux prélevé pour éviter que la dure mère ne se retrouve directement sous le cuir chevelu. En cas de perforation de la dure mère (perte de liquide), il est nécessaire de procéder à une intervention neurochirurgicale pour refermer la lésion.

En conclusion, le prélèvement osseux pariétal est une méthode de traitement sûre et de qualité (KLINE, 1995).

3.3.1.2.2 Prélèvement osseux tibial

Le prélèvement osseux au niveau de la tête du tibia pour faire des augmentations sur des patients atteints de fente labio-alvéolo-palatine a déjà été décrit en 1914.

Les avantages du prélèvement au tibia proximal résident dans la facilité d'accès chirurgical, une faible restriction motrice, une rapide mobilisation et un taux de complication très faible (HUGUES, 2002).

3.3.1.2.2.1 Préparation du patient

Les patients reçoivent un traitement antibiotique per-opératoire (amoxicilline et acide clavulanique 3g par jours pendant 10 jours). En règle générale, l'opération se déroule sous anesthésie locale.

La zone opératoire est nettoyée avec une solution désinfectante puis recouverte avec un champ stérile.

3.3.1.2.2.2 Technique chirurgicale

L'incision est réalisée environ 2 cm sous l'articulation et sur une longueur de 2 à 3 cm. La peau et les tissus cutanés sont tenus par un écarteur afin de dégager le site donneur. Le volet osseux est préparé pour le prélèvement.

Soit, il reste pédiculé sur sa partie médiale. Il n'est pas détaché et s'ouvre comme un portefeuille. Le volet osseux est mobilisé avec un ciseau à os. L'accès à la cavité médullaire est libéré. Le tissu spongieux peut être prélevé avec une grande curette. Après le prélèvement, le volet osseux est fixé avec des sutures périostées. La plaie est fermée en plusieurs plans.

Soit, le volet osseux est entièrement dégagé et la partie corticale du greffon est prélevée. On peut également prélever l'os spongieux à travers la fenêtre diaphysaire (SALSEDO, 2009).

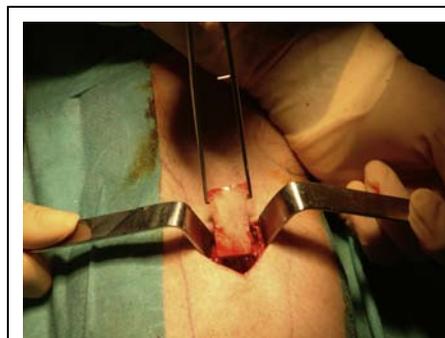


Figure 45 : Prélèvement tibial

3.3.1.2.2.3 Indications

La tête du tibia se prête particulièrement bien pour prélever un greffon destiné à l'augmentation de très large sinus maxillaire. Le spongieux prélevé peut être mélangé à un matériau hétérologue.

Le prélèvement tibial n'est pas indiqué pour une greffe verticale ou horizontale du procès alvéolaire en raison du manque d'os monocortical.

3.3.1.2.1.4 Complications

Le taux de complication est très faible (inférieur à 2%). Il s'agit principalement de petites complications telles que des hémorragies secondaires, des oedèmes, des hématomes ou une paresthésie temporaire. Les fractures sont rares et liées à une technique chirurgicale trop invasive.

3.3.1.2.3 Prélèvement osseux au niveau de la crête iliaque

Les premières descriptions de prélèvement iliaque sont apparues avec le traitement de défauts maxillo-faciaux lors de la première guerre mondiale.

Le prélèvement d'os bicortical est réservé à des reconstructions très importantes (interruption de la continuité mandibulaire lors de la résection de tumeurs).

Pour le prélèvement de bandes monocorticales sur la face interne de l'os iliaque, il existe deux accès possibles, antérieur et postérieur. La faible morbidité postopératoire de l'accès postérieur est compensée par l'importance de l'opération. Cet accès nécessite un changement de position et peut entraîner d'éventuels prélèvements bicorticaux involontaires en raison d'une visibilité difficile. L'accès antérieur permet une bonne vue d'ensemble de la zone de prélèvement. Plusieurs bandes peuvent être prélevées avec un tracé d'incision plus court.

Pour les traitements implantaires, des bandes monocorticales sont prélevées sur la face interne de l'os iliaque.

3.3.1.2.3.1 Préparation du patient

Elle est semblable au prélèvement du greffon au niveau du tibia (cf. 3.3.1.2.2.1 Préparation du patient).

3.3.1.2.3.2 Technique chirurgicale

L'accès ventral à la face interne de la hanche se fait principalement sur le côté droit. Une infiltration initiale est réalisée avec un anesthésique local contenant un vasoconstricteur pour l'hémostase. L'incision est réalisée sur une longueur d'environ 4 cm. Elle est réalisée jusqu'au périoste et est située à environ 1 cm en latéral de la crête iliaque. Après l'accès au périoste de grands écarteurs sont mis en place et le chirurgien accède à la zone de prélèvement.

Plusieurs coupes verticales monocorticales d'une profondeur de 5 mm sont réalisées avec une scie oscillante. La première coupe est faite au moins 1,5 cm en dorsal du bord ventral de la hanche sur une longueur de 5 à 8 cm en direction caudale. Les autres coupes sont séparées

d'environ 15 mm entre elles en direction dorsale. Les bandes monocorticales d'environ 5 x 1,5 cm obtenues peuvent être greffées sur la crête alvéolaire. Les blocs peuvent être redimensionnés selon la géométrie du défaut à traiter. L'os spongieux restant sur la corticale externe peut également être prélevé.

Pour la prévention postopératoire d'hémorragies, les espaces médullaires dépourvus de spongieux sont comblés avec de la cire à os. La formation postopératoire d'un hématome est évitée par le comblement de la surface de prélèvement avec du collagène hémostatique imbibé de thrombine. Un drainage aspirant est nécessaire jusqu'à la fin de l'hospitalisation, en particulier lorsque les cavités spongieuses n'ont pas été totalement comblées avec de la cire à os.

La plaie est suturée en plusieurs plans : le périoste, la musculature ensuite puis l'hypoderme et une suture cosmétique intracutanée continue. La plaie est entièrement découverte avec un pansement respirant en silicone, qui ne sera pas changé avant l'ablation des fils de suture.

3.3.1.2.3.3 Complications

Les restrictions motrices postopératoires constituent la complication la plus fréquente. Elles sont dues à des hématomes ou lésions importantes lors de la préparation de la musculature. Dans des cas plus rares, une fracture de l'os iliaque peut se produire.

3.3.1.2.4 Prélèvement osseux au niveau de l'ulna (MANHÈS et FAIVRE, 2011)

La littérature scientifique souligne les qualités théoriques des greffons sans relever les difficultés de la gestion psychologique et matérielle du patient au cabinet. Une nouvelle zone donneuse extrabuccale, dénuée de morbidité a été proposée. L'ulna proximal permet de réaliser un apport cortico-spongieux nécessaire en bouche pour l'augmentation de volumes osseux.

3.3.1.2.4.1 Préparation du patient

Elle est semblable au prélèvement du greffon au niveau du tibia (cf. 3.3.1.2.2.1 Préparation du patient).

3.3.1.2.4.2 Technique chirurgicale

L'ulna est l'os postéro-médial de l'avant-bras. Anciennement appelé cubitus, ce terme est toujours employé dans le langage courant en France. C'est un os long, pair et asymétrique, il forme avec le radius le squelette de l'avant-bras. Il occupe la partie médiale de l'avant-bras et joue un rôle fondamental dans les mouvements de rotation de l'avant-bras et de la main (mouvements de prono-supination). Il se compose d'un corps central, la diaphyse et de deux extrémités, les épiphyses proximale et distale.

La diaphyse est triangulaire ou prismatique à la coupe et présente donc 3 bords et 3 faces. L'épiphyse proximale s'articule avec l'humérus. Elle est plus volumineuse que l'épiphyse distale. L'ulna est l'os de l'avant-bras avec l'édifice proximal le plus volumineux. Les os longs sont constitués de deux extrémités appelées épiphyses contenant de la moelle rouge (renouvellement cellulaire sanguin) et d'un corps creux ou diaphyse. Les épiphyses sont constituées d'os compact en surface et d'os spongieux à l'intérieur. Le corps formé d'os compact contient un canal médullaire rempli d'une substance grasseuse et molle : la moelle. La zone métaphysaire est la partie de transition entre l'épiphyse et la diaphyse, richement vascularisée et dont les caractéristiques morphologiques sont mixtes. Il s'agit de cette zone pour le site de prélèvement du greffon autologue. Le prélèvement est en arrière du coude, loin des axes nerveux et vasculaires, sans risque de lésion articulaire.

L'anesthésie est réalisée par un bloc axillaire loco-régional ou un bloc huméral. Un garrot est gonflé à la racine du membre supérieur. La préparation du site receveur en bouche est réalisée sous anesthésie locale simultanément au prélèvement de l'ulna.



Figure 46 : Prélèvement à ulna

3.3.1.2.4.3 Avantages et inconvénients

Nous relevons très peu d'inconvénients pour ce greffon osseux et sa technique de prélèvement : l'origine endochondrale de l'ulna et la nécessité d'une équipe multidisciplinaire, d'un plateau technique médico- chirurgical (bloc opératoire et service de chirurgie ambulatoire).

Par contre de nombreux avantages sont à noter :

- Apport osseux de volume important, de qualité identique voire meilleure que le greffon iliaque (la corticale de l'ulna est soumise à des contraintes biomécaniques plus importantes que le bord supéro-externe de la crête iliaque et donc cette corticale est de meilleure qualité, plus épaisse et plus dense)
- Utilisation pour les pertes de substance osseuses petites ou vastes, avec la possibilité de prise bilatérale si nécessaire (membre supérieur contro-latéral)
- Morphologie triangulaire du bord postérieur de l'ulna ressemblant au bord libre du maxillaire
- Aucun risque de lésion vasculaire ou nerveuse
- Abord chirurgical simple et rapide
- Interventions simultanées sur le site receveur et le site donneur
- Douleurs peu importantes en post-opératoire
- Autonomie quasi-immédiate, normale le lendemain
- Hospitalisation ambulatoire
- Séquelles esthétiques minimales (cicatrice peu exposée et peu visible)
- Aucun préjudice fonctionnel, utilisation d'emblée du membre supérieur
- Peu ou pas de morbidité du site de prélèvement ni de l'acte chirurgical et anesthésique
- Retour rapide voire immédiat à la vie active pour le patient

3.3.1.2.4.4 Conclusion

L'ulna proximal est désormais un site de choix pour réaliser l'apport cortico-spongieux. En effet, ce site donneur répond parfaitement aux exigences techniques chirurgicales mais aussi aux attentes psychologiques, physiques et esthétiques, ainsi que socioprofessionnelles du patient. Il offre ainsi une solution technique efficace, fiable, reproductible et sans morbidité.

De plus, ce prélèvement osseux permet de conserver les propriétés des greffons autogènes en apportant un greffon cortico-spongieux de bonne qualité en quantité importante et suffisante.

3.3.1.3 Prélèvements intra-oraux

Grâce à une bonne accessibilité chirurgicale, les greffons osseux intra-oraux sont particulièrement indiqués pour la reconstruction de défaut alvéolaire avant ou pendant l'implantation. Les sites de prélèvement sont nombreux : le site implantaire, la tubérosité maxillaire, la mandibule au niveau apical des molaires, la région rétromolaire de la mandibule, le menton, les parties de mâchoires édentées, les exostoses.

Pour obtenir des blocs osseux bien dimensionnés, la zone rétromolaire et la région mentonnière sont particulièrement adaptées. La proximité entre le site de prélèvement et le site greffé avec l'utilisation d'un greffon intra-oral réduit le temps opératoire et anesthésique. Les conditions idéales sont réunies pour une réalisation en ambulatoire.

3.3.1.3.1 Préparation du patient

Une prise d'antibiotique (Amoxicilline ou clindamycine en cas d'allergie au pénicilline) est obligatoire. Ils peuvent être pris per os au moins une heure avant intervention. Les antibiotiques sont poursuivis en postopératoire pendant 7 à 10 jours. Dans tous les cas, de la chlorexidine et des antalgiques sont associés pendant une semaine.

L'anesthésie générale est préconisée pour de grosses reconstructions avec des sites de prélèvement multiples et pour des interventions dépassant 3 heures.

3.3.1.3.2 Prélèvement rétro-molaire

Généralement, une anesthésie tronculaire du nerf alvéolaire inférieur doit être évitée. Dans la plupart des cas, une infiltration locale vestibulaire et linguale est suffisante. L'anesthésie par infiltration réduit le danger d'une blessure de nerf alvéolaire inférieur. En effet, le patient peut informer le chirurgien dentiste s'il approche du canal mandibulaire.

Après une incision trapézoïdale et le décollement d'un lambeau muco-périosté (semblable à l'avulsion d'une dent de sagesse incluse), les structures osseuses au niveau de la ligne oblique externe sont exposées. L'os est dénudé sur une longueur de 3 à 4 cm et une hauteur de 2 cm. Le greffon est ensuite prélevé sous irrigation continue de sérum physiologique des instruments rotatifs.

La taille du bloc dépend de l'étendue de la ligne oblique externe et de la quantité osseuse nécessaire à l'augmentation.

Quatre traits d'ostéotomie sont réalisés, deux verticaux et deux horizontaux ; l'ostéotomie inférieure joignant la coupe horizontale supérieure par les traits verticaux. Le ciseau-burin droit ou courbe pour les angles finit le clivage du bloc osseux pour séparer une rectangulaire corticale attachée à du tissu spongieux. On parle de bloc cortico-spongieux. L'os spongieux est récupéré dans les couches profondes avec une curette (DEBOISE, 2004).

En général le site de prélèvement est comblé par une éponge de collagène permettant une stabilisation du caillot et une meilleure cicatrisation. La plaie est suturée avec des points simples.

En cas de prélèvements osseux de grande taille, il faut recommander aux patients une alimentation molle pendant les 6 premières semaines postopératoires ; ceci afin d'éviter une fracture de la mandibule.

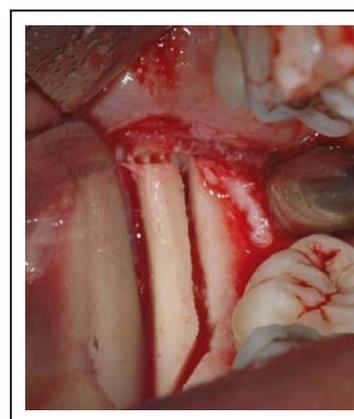


Figure 47 : Prélèvement ramique

Les limites

Les limites d'un tel prélèvement tiennent compte de la morphologie de l'angle mandibulaire et des éléments vasculonerveux régionaux. Il est impératif d'inclure, dans les examens radiologiques du bilan préchirurgical, un scanner du site de prélèvement pour lever les obstacles anatomiques.

La région ramique pour une classe III peut présenter une structure osseuse plus fine que pour une classe II. (RIBEIRO, 2006).

Le bord inférieur mandibulaire proche de l'angle mandibulaire peut être échancré par le passage de l'artère faciale qui va cheminer entre deux plans du muscle masséter. Cette artère

est palpable et l'ostéotomie inférieure doit respecter le bord inférieur mandibulaire en se situant à environ 5 mm de ce dernier (BRIZON, 1997).

Le nerf alvéolaire chemine dans un canal ostéopériosté. Dans quelques cas, le passage du nerf alvéolaire inférieur est situé contre la face interne de la corticale vestibulaire. C'est une contre-indication pour ce type de greffon.

Les avantages

Le greffon procure un volume cortical important permettant de couvrir un défaut allant jusqu'à 4 dents avec un seul prélèvement (PIKOS, 1999). Le volume spongieux recueilli est abondant également

Les suites opératoires sont simples et semblables à l'extraction d'une dent de sagesse incluse.

Il n'existe pas de préjudice cicatriciel esthétique dans ce type de prélèvement (TECIMER, 2001).

Il procure un faible taux de résorption du greffon de l'angle mandibulaire qui peut s'expliquer par son origine embryologique membraneuse mais également par sa vitesse de revascularisation rapide et progressive dans le temps (KUSIAK, 1985).

Les complications

Les complications pouvant survenir sont vraisemblablement celles qui affectent le nerf alvéolaire inférieur et le nerf lingual. Les précautions pré- et péri- opératoires permettent de les contourner. Il peut exister également des hématomes, des tuméfactions, des hémorragies importantes (NKENKE, 2002).

Conclusion

Le prélèvement osseux de la région rétro molaire est une indication de choix pour traiter les insuffisances osseuses de faible à moyenne importance.

3.3.1.3.3 Prélèvement symphysaire

L'accès chirurgical est réalisé après une anesthésie locale de la région mentonnière. Il est réalisé par une incision vestibulaire entre les dents 33 et 43 à environ 5 mm en dessous de la jonction muco-gingival. Si la mandibule est encore pourvue des dents antérieures, l'incision ne sera pas orthogonale, mais biseauté par rapport à la surface osseuse pour créer des bords de plaie plus larges. Chez les patients édentés, l'incision est réalisée sur la crête alvéolaire en vue d'une éventuelle implantation. Le site de prélèvement est préparé par un lambeau muco-périosté jusqu'au bord inférieur du menton.

La dimension du greffon est définie par l'étendue du défaut osseux à reconstruire. Cependant, une distance de 3 à 5 mm doit être respectée par rapport à l'apex des dents antérieures mandibulaire. La téléradiographie de profil fournit des informations sur le volume osseux existant, sur la position des apex et sur l'angulation des racines des incisives inférieures. Afin de préserver les contours esthétiques de la mandibule, un bloc monocortical est prélevé en respectant un écart de 3 à 5 mm par rapport au bord basal.



Figure 48: Prélèvement symphysaire

L'ostéotomie, faite sous irrigation continue au sérum physiologie, doit garantir l'intégralité de la taille du greffon. Elle s'effectue par deux traits horizontaux délimitant les bords distal et mésial du greffon et deux traits horizontaux délimitant les bords coronaire et apical du greffon. Elle s'achève au ciseau-burin pour séparer le bloc osseux cortical. L'os spongieux est alors récupéré à la curette dans les couches profondes.

Avant de suturer, l'espace libre laissé par le greffon est comblé par un matériau alloplastique pour un meilleur soutien des tissus mous. La suture se fait en deux plans (musculaire puis muqueux)

Les limites

Elles sont assujetties à des considérations anatomiques :

- le trait d'ostéotomie horizontal supérieur doit protéger les apex dentaires en se situant 3 mm en dessous de celle-ci
- le trait d'ostéotomie horizontal inférieur est situé 4 à 5 mm à distance de l'os basal pour prévenir une zone de fragilité
- les traits d'ostéotomie verticaux doivent être à 2 à 3 mm en mésial du nerf alvéolaire inférieur
- la corticale linguale doit être respectée ; son effraction entraînant un hématome du plancher buccal.

Les avantages

L'accès du site de prélèvement est aisé quelque soit l'ouverture buccale du patient.

Le greffon symphysaire peut être utilisé en bloc osseux cortical rectangulaire, ovalaire avec l'os spongieux attaché à sa face interne ou utilisé de manière broyé.

Les complications

Une lésion du nerf incisif avec un cheminement médian peut apparaître avec comme conséquence une hypoesthésie de la région labiomentonnière, le plus souvent réversible entre 6 à 12 mois (GAPSKI, 2001)

Un œdème modéré peut se former.

Si la suture n'est pas réalisée en deux plans, une brèche peut se produire avec une exposition du site de prélèvement et, comme conséquence, l'apparition de brides cicatricielles inesthétiques.

Dans la littérature, on ne trouve pas de changement de profil facial lié à un prélèvement mentonnier.

Conclusion

La distance séparant les deux foramen mentonniers est d'environ 5 cm, ce qui permet d'obtenir un ou deux greffons couvrant un déficit osseux correspondant à l'absence de trois à quatre dents.

L'os cortical est très dur et l'os spongieux est très dense du fait des nombreuses travées architecturales qui le constituent.

3.3.2 Technique d'augmentation

Une fois que le prélèvement osseux est réalisé, il doit être parfaitement façonné pour pouvoir adapter le côté spongieux au site receveur préalablement préparé. Des perforations sur la corticale du site receveur peuvent être réalisées pour optimiser la vascularisation du greffon.

Celui-ci est ensuite fixé par des vis d'ostéosynthèse. Les espaces vides entre le site receveur et le greffon sont comblés avec de l'os autogène en copeau récupéré au cours du prélèvement. Les sutures doivent permettre une parfaite couverture des tissus durs par les tissus mous sans tensions importantes. Les bords du lambeau doivent être complètement hermétique. Pour éviter toute perforation de la muqueuse, les contours du greffon doivent être soigneusement vérifiés. (MARTINEZ, 2008).

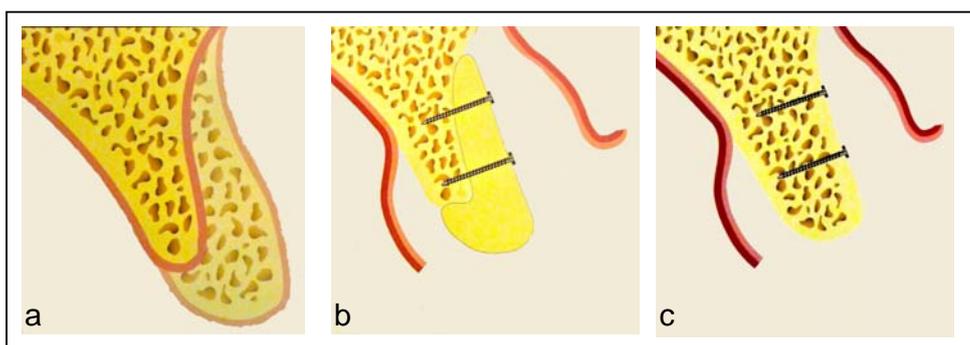


Figure 49 : Greffe d'apposition maintenue par deux vis d'ostéosynthèse.

- a. **Crête alvéolaire avec perte osseuse importante (ne permettant pas la mise en place d'implants) b. Mise en place d'une greffe d'apposition c. Contexte cicatriciel avant la dépose de vis d'ostéosynthèse.**

Plusieurs techniques chirurgicales ont été utilisées pour augmenter l'épaisseur d'une osseuse afin de placer des implants dans un axe chirurgical compatible avec une prothèse implanto-portée fonctionnelle. Notamment, la R.O.G. (cf partie ???) donnent des résultats probants pour reconstruire de légers défauts localisés. En revanche, les résultats restent très controversés pour les défauts importants. Le principal souci avec les membranes réside dans leur sensibilité à l'infection. L'os de banque (cf chapitre ???) est aussi utilisé pour de telles résorptions, mais leur efficacité est très controversée. Les greffes autogènes en onlay avec coaptation intime entre le greffon et le site receveur donne de très bons résultats quand la perte osseuse est faible à moyenne. Cependant, quand la largeur de la crête résiduelle est très fine, cette technique présente ses limites (JABBOUR) .

Deux formes de résorptions horizontales :

Soit la largeur de la crête résiduelle (Figure 50) permet en cas de greffe par coaptation intime entre le greffon et le site receveur, d'obtenir une épaisseur suffisante pour une implantation en toute sécurité , soit la largeur de la crête résiduelle très fine (Figure 51) ne permet pas d'obtenir cette épaisseur suffisante et le recours à une technique de greffon à distance devient inévitable (JABBOUR).

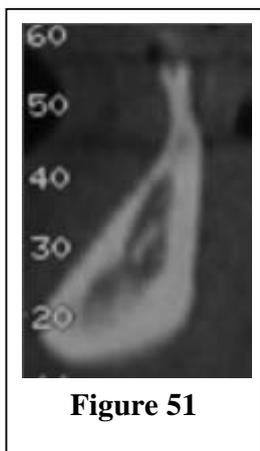


Figure 51

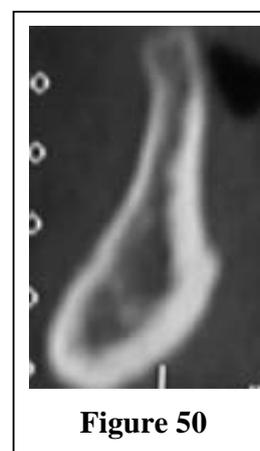


Figure 50

Technique chirurgicale : Cas type figure 50

La préparation du site receveur précède le prélèvement osseux réalisé. L'incision muqueuse franche et toujours au contact de l'os et réalisé sur le sommet de la crête osseuse jusqu'à la dent qui limite l'édentement. Il est fortement indiqué de prolonger cette incision dans le sulcus des dents voisines afin d'assurer une meilleure laxité tissulaire, une bonne vascularisation de la greffe et une bonne protection du greffon. Dans le cas d'un édentement encastré, on réalise la même opération en distal et en mésial du site receveur. La préparation du site receveur se fera par une simple élimination des débris fibreux.

Ensuite, le prélèvement osseux est réalisé. Le greffon est simplement ajusté à la taille du déficit osseux, puis fermement immobilisé avec des vis en titane. Il faut impérativement éviter de placer les vis d'ostéosynthèse trop près du bord du greffon ; ceci peut provoquer une nécrose

périphérique et donc une mobilité du greffon. Cette mobilité entraînera une forme de pseudarthrose et donc l'échec de la greffe. La coaptation entre greffon et site receveur doit être parfaite. Dans le cas où des espaces morts persistent, le chirurgien peut combler avec du broyat osseux associé ou non à de l'os synthétique. Les angle du greffon sont arrondis avec une fraise diamantée sous irrigation. Avant de fermer le site, il faut s'assurer de l'absence totale de tension. L'ensemble est recouvert et suturé par le lambeau muco-périosté. Toute tension entraînera inévitablement, après installation de l'œdème, une exposition du greffon généralement irréversible.

Technique chirurgicale : Cas type figure 51

La technique chirurgicale consiste à placer une ou plusieurs corticales très mince à distance du site receveur selon la forme et les dimensions du défaut osseux. Ces corticales jouent le rôle d'une membrane rigide. Cette fine corticale peut être obtenue en sectionnant le greffon dans le sens de l'épaisseur avec un disque diamanté. On parle de technique par tunnelisation.

Le chirurgien peut ainsi déterminer la largeur et la forme de la future crête. Elles ont fixé par des vis d'ostéosynthèse (Figure 52). L'espace ainsi créé est comblé ensuite par un broyat d'os autogène associée ou non à un substitut osseux (Figure 53). La revascularisation de cette greffe se trouve nettement améliorée et sa maturation est plus rapide. L'os

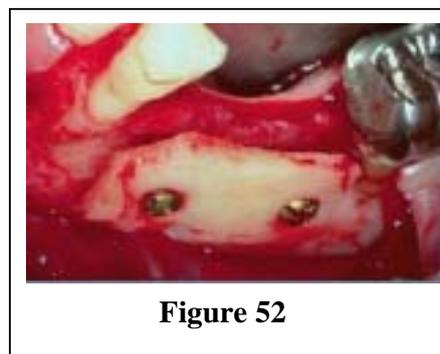


Figure 52

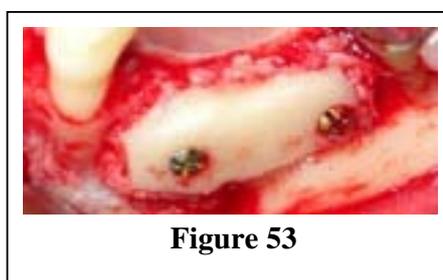


Figure 53

obtenu est de type II ou III et richement vascularisé. Comme dans la technique précédente, une attention toute particulière est apportée à la fermeture et à la tension du site.

Complications

La principale complication reste avant tout l'exposition du greffon, due à une tension excessive des tissus, elle-même provoquée après une dissection insuffisante de ces derniers.

Les complications nerveuses de type paresthésie mentonnière sont possibles lors de greffe osseuse au niveau de la région prémolaire. À ce niveau, une dissection minutieuse du nerf mentonnier d'éviter une telle complication.

Les complications infectieuses des sites donneurs et receveurs. Elles doivent être traitées massivement par une antibiothérapie adaptée pour ne pas compromettre la greffe.

La résorption du greffon est en général limitée.

4^{ième} partie :

Résultats.

4. Résultats

Quelle que soit la situation clinique, une analyse réfléchie doit être réalisée méticuleusement. Ainsi, les différentes solutions pourront être fournies au patient en le guidant vers la solution idéale. Une étroite relation entre confrères (omnipraticien, parodontologiste, orthodontiste, implantologiste, chirurgien maxillo-facial) est nécessaire pour assurer un traitement global et complet au patient.

Au cours des différentes parties précédentes, nous avons vu l'ensemble des techniques et des matériaux applicables afin d'éviter et de limiter les pertes osseuses mais également pour augmenter le volume osseux, si la perte osseuse ne permet pas la mise en place des implants.

Dans la première situation, il est impératif de ne pas « se jeter sur le davier » si cela est possible. En effet, une étude préalable est nécessaire afin de réaliser le traitement adapté. Dans la deuxième situation, il sera important, si le volume osseux est insuffisant, de visionner dans quelle mesure on peut l'augmenter pour mettre en place les futurs implants dans une situation en corrélation avec le projet prothétique.

Par conséquent, l'analyse complète du cas (clinique - radiologique – prothétique – ect...) est nécessaire pour répondre à ces questions : Peut-on réaliser une implantation immédiate ? Est-il nécessaire de combler l'alvéole d'extraction ? Quels matériaux utiliser : os autogène - os synthétique – os xénogène ? Quelle technique pour augmenter ce volume osseux : distraction, greffe d'apposition, technique de la tunnelisation, expansion de crête, ... ?

4.1 Quels matériaux utiliser ?

Un grand nombre d'alternatives aux greffes osseuses s'est commercialisé. Le cahier des charges des biomatériaux est strict, puisqu'ils sont appelés à être travaillés simultanément sous contraintes biologiques, mécaniques et chimiques. La réussite à moyen et long terme de l'implant exige sa biocompatibilité, des propriétés mécaniques compatibles avec le site d'implantation, une intégration optimale par sa colonisation par des cellules vasculaires et osseuses et un contact direct avec l'os nouvellement formé (matériau bioactif), sans tissu

fibreux intermédiaire. En plus de sa composition et de sa structure, l'état de surface du biomatériau (sa topographie, son énergie de surface) est un paramètre influençant les processus biologiques de l'incorporation de l'implant. Les substituts osseux sont naturels ou synthétiques.

Les allogreffes représentent une alternative répandue aux autogreffes. Une grande quantité d'os cortical et/ou trabéculaire, voire des pièces anatomiques entières, peuvent être obtenues à partir de rebuts chirurgicaux (principalement des têtes fémorales) ou à partir de cadavres. Actuellement, les greffons allogéniques ne doivent plus contenir de cellules vivantes, de façon à éviter les réactions immunologiques. Leur utilisation nécessite des précautions supplémentaires pour diminuer les risques infectieux et les potentiels risques de transmission de maladies virales. Différents types d'allogreffes sont utilisés: fraîchement congelées, lyophilisées et/ou déminéralisées. La congélation permet de détruire les cellules du greffon, qui reste cependant inflammatoire par la présence des débris cellulaires et de protéines solubles, ce qui retarde les mécanismes d'incorporation de la greffe. La stérilisation par irradiation γ ne doit être réalisée qu'après la purification et surtout la délipidation du greffon, sous peine de produire un matériau présentant des effets délétères sur les cellules osseuses. Les allogreffes lyophilisées présentent une solidité très fortement diminuée du fait de l'apparition de craquelures macroscopiques et microscopiques lors de la réhydratation. Il semblerait que les allogreffes déminéralisées induisent plus d'apposition osseuse lorsqu'elles contiennent 2 % de calcium résiduel. Récemment, plusieurs sociétés ont développé des procédés permettant de nettoyer, purifier et désinfecter des allogreffes humaines de façon à produire des greffons de grandes tailles propres et stériles, facilement stockables et distribuables.

Certaines allogreffes osseuses sont actuellement commercialisées. Cependant, il n'existe aujourd'hui aucun consensus sur les traitements à appliquer pour la purification des allogreffes osseuses humaines et peu d'études précises sur le retentissement des différents procédés utilisés ont été entreprises pour vérifier leur(s) effet(s) ou inactivité sur la qualité des greffons (DUMAS, 2008).

Les xéno greffes osseuses sont connues depuis très longtemps (Lexer, 1914) et plusieurs spécialités préparées à partir d'os bovin ont été commercialisées en France et à l'étranger. Cependant, le risque théorique de transmission d'agents infectieux non conventionnels (prion) liés à l'encéphalopathie spongiforme bovine a considérablement diminué l'emploi de ces substituts. L'utilisation d'autres espèces animales (ex : le porc) pour la préparation de greffons osseux a été proposée dans la littérature mais expose à un risque de pandémie par activation d'oncovirus (DUMAS, 2008).

Les fabricants développent aujourd'hui des produits synthétiques concurrençant les greffes autogènes et offrent des améliorations de sécurité sanitaire. Néanmoins il existe 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. 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'autogreffe semble être encore aujourd'hui le meilleur matériau de comblement, car il possède des propriétés d'ostéoconduction, ostéoinduction et possède également ses propres cellules ostéogéniques. Les avantages de l'autogreffe sont une absence de réaction de rejet et un potentiel ostéogénique dû à la présence de cellules et de facteurs ostéogéniques. Il est toutefois à noter que de nombreuses cellules ne survivent pas après l'implantation. En plus de la chirurgie additionnelle et de l'augmentation des temps d'intervention, le prélèvement du greffon est associé à 8,5 - 20% de complications, notamment la formation d'hématome, d'hémorragie, de lésions nerveuses, d'infections, des dommages esthétiques et parfois des douleurs chroniques. De plus, la réalisation d'une autogreffe est peu limitée par la quantité pour des reconstructions maxillaires grâce aux différents sites de prélèvements buccaux ou extra-buccaux

Des recherches sont actuellement en cours et concernent notamment les matériaux de comblement osseux cimentaires, la bio-ingénierie (facteurs ostéo-inducteurs et cellules ostéogéniques), les PRP (platelet Rich Plasma) et PRF (Platelet Rich Fibrin), et les comblements sur mesure.

4.2 Augmentation de petits défauts

De petits déficits osseux peuvent être augmentés avec de l'os autogène associé ou non à de l'os synthétique pendant l'implantation. La condition essentielle est la pose de l'implant à l'intérieur du contour osseux. Du matériel osseux prélevé localement ou pendant la préparation du site implantaire est utilisé pour combler le défaut. La stabilisation du greffon avec des membranes n'est pas nécessaire si sa stabilité est assurée. Dans le cas où le greffon repose sans protection à l'extérieur de contours osseux, il est résorbé rapidement par la pression musculaire et par manque d'apport sanguin. Il faut alors stabiliser le greffon à l'aide d'une membrane ou de vis d'ostéosynthèse.

4.3 Prélèvement osseux.

Pour toutes les autres localisations de défaut osseux, les greffes autogènes d'apposition restent le gold standard si l'on veut réserver un traitement idéal pour le patient en évitant d'avoir recours à des compromis.

Aussi de nombreuses situations cliniques imposeraient le recours à ce type de greffe. En effet, les déficits osseux maxillaires et mandibulaires justifieraient parfois et même souvent de réaliser des prélèvements osseux extra-oraux. Le recours aux prélèvements iliaques ou pariétaux est la règle pour les grandes pertes de substance. Pour information, les prélèvements au niveau du tibia se doivent d'être cités mais restent anecdotiques en terme d'utilisation et de diffusion de la technique en chirurgie pré-implantaire.

À l'heure actuelle, nous disposons de quatre sites de prélèvement osseux largement documentés pour pallier aux déficits osseux interdisant la mise en place d'implant dans de bonnes conditions : deux sites intra-oraux, le ramus (rétro-molaire ou mandibulaire) et la symphyse mentonnière ; deux sites extra-oraux, l'os pariétal et la crête iliaque.

Les prélèvements osseux intra-buccaux sont réservés principalement au comblement des déficits osseux peu étendus sauf pour certaines équipes qui pratiquent un geste extensif en bouche pour le prélèvement de greffon autologue. Ces sites intra-oraux ont pour avantages d'être réalisés sous anesthésie locale sans nécessité d'hospitalisation ; ils sont réalisés par le même opérateur ce qui facilite la prise en charge technique, matérielle et organisationnelle.

De plus, ils ont la même origine embryologique que le site receveur. L'origine membranaire ou membraneuse confère en effet un faible taux de résorption. Ils peuvent être utilisés en bloc ou en broyat. Il n'existe pas de préjudice cicatriciel esthétique pour ces deux types de prélèvement.

L'ulna proximal pourrait être le greffon de choix pour réaliser l'apport cortico-spongieux nécessaire en bouche. En effet, ce site donneur répond parfaitement aux exigences techniques chirurgicales mais aussi aux attentes psychologiques, physiques et esthétiques, ainsi que socioprofessionnelles du patient. Il offre ainsi une solution technique efficace, fiable, reproductible et sans morbidité. De plus, ce prélèvement osseux permet de conserver les propriétés des greffons autogènes en apportant un greffon cortico-spongieux de bonne qualité en quantité importante et suffisante. Ce nouveau site de prélèvement est ainsi devenu une indication de première intention pour les greffes osseuses en implantologie quelle que soit la taille de la perte de substance osseuse.

4.4 Augmentation du volume osseux : Quelles techniques ?

4.4.1 Au maxillaire

Au niveau postérieur, l'élévation du plancher du sinus maxillaire permet la pose d'implant même dans des conditions où la crête est très atrophiée. Des études à long terme prouvent que le taux de réussite des implants placés avec élévation sinusienne équivaut au taux de réussite des implants posés dans de l'os non greffé (BUCHMANN and al., 1999). La technique de Summers est à privilégier dans le cas d'une hauteur osseuse résiduelle de 6-7 mm.

À l'heure actuelle, on peut considérer cette approche comme prédictible, simple et réalisable au fauteuil sous anesthésie locale.

Seule la présence d'un caillot sanguin stable dans le temps est requise pour recréer de l'os sous la membrane sinusale, et l'ossification de ce caillot se fait de manière concentrique à partir des murs osseux de cette cavité intra-maxillaire. L'introduction d'os autologue ou d'un biomatériau dans l'espace créé sous le sinus n'a aucun rôle dans la promotion osseuse, il permet la stabilité tridimensionnelle du caillot face aux pressions intra-sinuales.

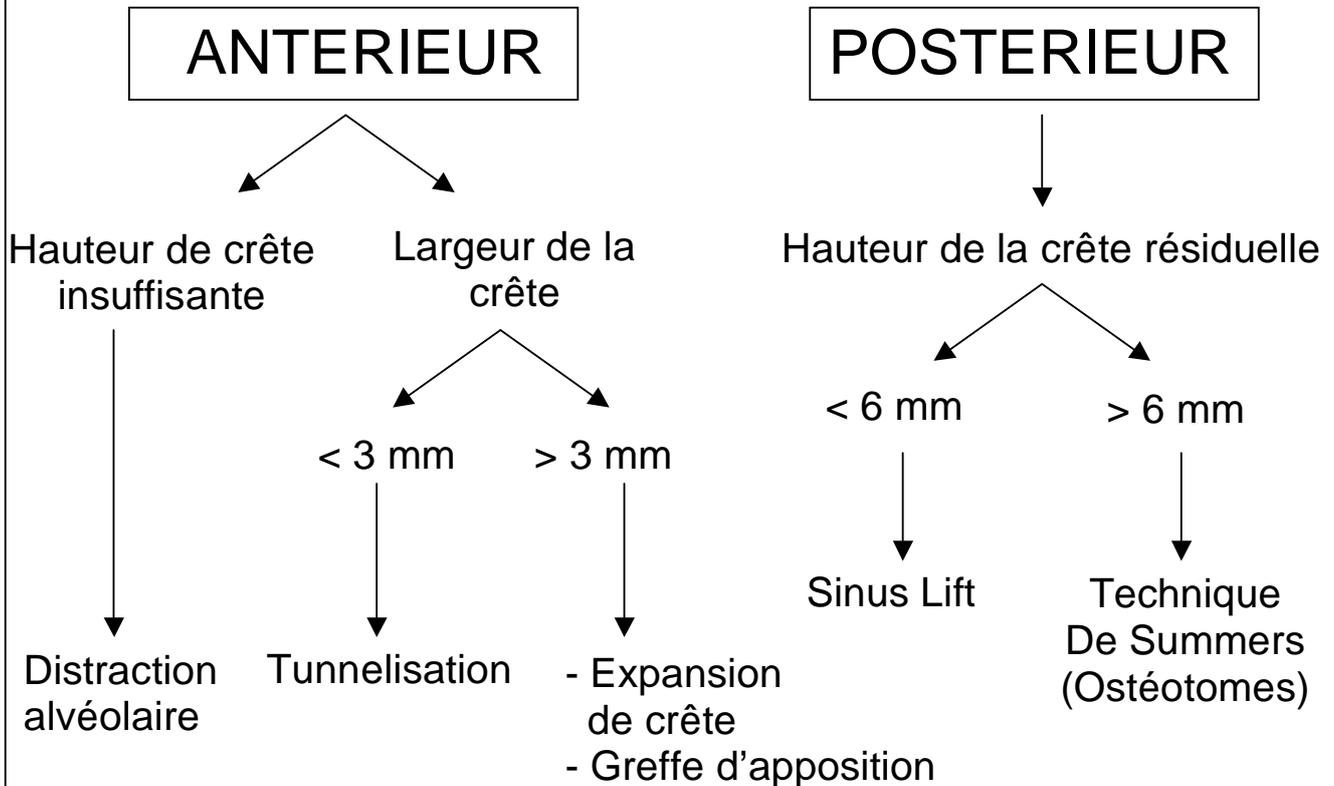
D'autre part, étant donné, la compréhension du système biologique des « sinus-lifts » ainsi que les nombreuses publications de résultats cliniques fiables avec des techniques n'utilisant

que des biomatériaux, l'utilisation d'os autogène dans les augmentations osseuses sous-sinusiennes n'a plus lieu d'être (LAMBERT, 2008).

Au niveau antérieur, l'augmentation osseuse sera plus complexe :

- soit il existe un manque de hauteur de la crête osseuse résiduelle: la technique préconisée sera la distraction alvéolaire. Elle a été longtemps négligée du fait de la difficulté de maîtrise du vecteur (bascule linguale ou palatine du segment crestal que l'on déplace). Cette bascule peut être anticipée et guidée lors du positionnement initial du distracteur. Nous allons donc positionner initialement notre segment osseux lié au distracteur de façon à aboutir, en fin d'activation, à une situation de crête adéquate. Cette bascule du mur vestibulaire, initialement non désirée, devient alors guidée, nous permettant un gain d'épaisseur associée (KHOURY, 2009).
- soit la crête résiduelle a une épaisseur inférieure à 3 mm : La technique de greffe osseuse d'apposition ou par tunnelisation (reconstructions en 3D). Cette dernière est préférable dans le cas de reconstruction majeure.
- Soit il persiste une épaisseur résiduelle de 3 mm : La technique de la greffe osseuse d'apposition ou l'expansion de crête est requise.

MAXILLAIRE

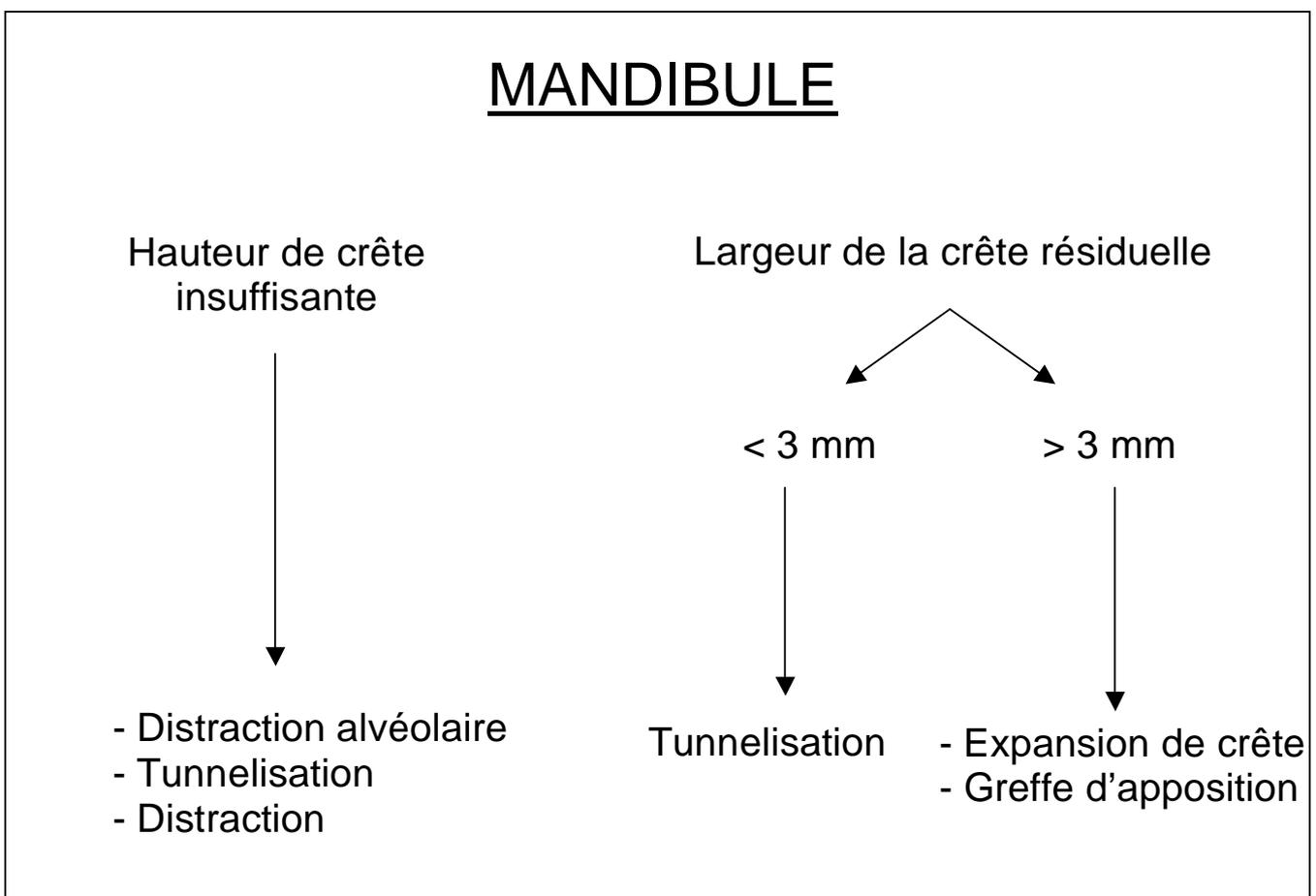


4.4.2 A la mandibule

Les techniques d'augmentation verticale en chirurgie pré-implantaire sont difficiles à prendre en charge du fait de la faible laxité des tissus mous. La distraction osseuse alvéolaire verticale permet de résoudre cette équation en allongeant à la fois les tissus osseux et les tissus mous notamment où un apport osseux de plus de 5mm est nécessaire. Afin de faciliter les procédures chirurgicales, dans les cas où l'apport osseux est inférieur à 5mm, nous utilisons actuellement une technique de greffe en sandwich (tunnelisation) avec interposition d'os de synthétique combinée à un abord vestibulaire sans décollement crestal (SFSCMF).

S' il existe un déficit en largeur on va distinguer 2 situations :

- Soit la crête résiduelle a une épaisseur inférieure à 3 mm : La technique de greffe osseuse d'apposition ou par tunnelisation (reconstructions en 3D). Cette dernière est préférable dans le cas de reconstruction majeure.
- Soit il persiste une crête résiduelle de 3 mm d'épaisseur : La technique de la greffe osseuse d'apposition ou l'expansion de crête est requise.



4.5 Conclusion

Dans cette « forêt » de moyens, comment faire son choix ? Pourquoi préférer tel os à tel autre ? Pour la réalisation de greffes osseuses en chirurgie pré-implantaire, on peut réaliser un arbre décisionnel qui va dépendre de plusieurs facteurs :

- Le type de perte osseuse : perte osseuse verticale, perte osseuse horizontale, perte osseuse sous-sinusienne,
- Le besoin ou non de réaliser un « coffrage » osseux,
- L'intégrité ou non de la muqueuse sinusienne.

Bien sûr, l'indication dépendra aussi de l'expérience et de la compétence du praticien, ainsi que du souhait du patient après une information claire des différents types d'os, de leurs avantages et inconvénients et des différentes techniques de mise en œuvre.

À notre avis, il faut encore privilégier l'os autologue tout en pensant réduction des risques et de la morbidité. Mais les voies de recherche ne sont pas épuisées (SFSCMF).

Aussi, la distraction alvéolaire verticale ne semble pas avoir été à la hauteur de ses espérances, du fait de la relative complexité du protocole (notamment du protocole chirurgical), de l'avènement des implants courts et de l'existence de techniques simplifiées (greffe en sandwich, tunellisation de Koury, ...).

Index des illustrations.

INDEX DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Alvéole dentaire et os alvéolaire.....	p 20
Figure 2 : Comparaison de l'épaisseur des tables osseuses entre une incisive et une molaire mandibulaire.....	p 20
Figure 3 : Schéma de l'hémostase primaire et de ses liens avec la coagulation d'après BERNARD et coll. (1996)	p 25
Figure 4 : La fibrinolyse.....	p 27
Figure 5 : Résumé de l'hémostase primaire et de la coagulation.....	p 28
Tableau 1 : Répartition des matériaux de greffe d'après leurs propriétés (Khoury, 2011).....	p 33
Figure 6 : Résorption de la mandibule.....	p 39
Figure 7 : Résorption du Maxillaire.....	p 40
Figure 8 : Dessin d'Alexandre MARC d'après ABRAHAMSSON et coll. (1996).....	p 41
Figure 9 : Dessin d'Alexandre MARC d'après ABRAHAMSSON et coll. (1996).....	p 41
Figure 10 : Représentation schématique de l'équilibre physiologique et pathologique responsable du maintien de la hauteur de l'os alvéolaire (GLICKMAN, 1958).....	p 46
Figure 11 : Modélisation de la crête osseuse établie par « bone mapping ».....	p 49
Tableau 2 : Classification des pertes osseuses selon leur importance.....	p 55
Figure 12 : Avulsion atraumatique d'une racine de 21 (PEIVANDI, 2007).....	p 62
Figure 13 : Description des différentes interfaces possibles suivant le biomatériau implantable.....	p 63
Figure 14 : Geistlich bio-oss sous forme de granules.....	p 75
Figure 15 : Geistlich bio-oss sous forme de blocs.....	p 75
Figure 16 : Conditionnement en poudre du biocoral® 450.....	p 78
Figure 17 : Interpore 200®	p 83
Figure 18 : Synthograft®.....	p 85
Figure 19 : SBS 40/60®.....	p 87
Figure 20 : Diagramme ternaire SiO ₂ -CaO-Na ₂ O montrant l'influence de la composition du bioverre sur sa réactivité de surface (pourcentage en poids). D'après Hench et Wilson, 1991.	p 89
Figure 21 : Différents conditionnements du perioglass.(37).....	p 92
Figure 22 : Conditionnement du Vitalos®.....	p 98
Figure 23 : Angiogenèse - Sautier et al, 1995.....	p 105
Figure 24 : Cicatrisation : dégradation de la fibrine et néoangiogenèse.....	p 107
Figure 25 : Technique de comblement alvéolaire (Clinic, 2009)	p 110
Figure 26 : Concept de la régénération osseuse guidée schématisé (MARTINEZ, 2008)	p 113
Figure 27 : Evolution de l'épaisseur de la table vestibulaire et palatine autour d'un implant immédiatement placé dans une alvéole d'extraction de prémolaire.....	p 125
Figure 28 : Evolution de l'épaisseur de la table vestibulaire et palatine autour d'un implant immédiatement placé dans une alvéole d'extraction de molaire	p 126
Figure 29 : Représentation des trois dimension d'un défaut péri-implantaire.....	p 129
Figure 30 : Représentation d'un défaut péri-implantaire de type déhiscence.....	p 129
Tableau 3 : Facteurs de risque concernant l'indication d'une extraction-implantation immédiate... ..	p 131
Figure 31 : Instrument nécessaire à la chirurgie osseuse.....	p 139
Figure 32 : Différents forets creux ou trépan.....	p 139
Figure 33 : Broyeurs à os.....	p 139
Figure 34 : Expansion osseuse (EID, 2008)	p 143
Figure 35 : Cas clinique du docteur DAVARPANAH : Expansion osseuse.....	p 144
Figure 36 : Distrateur Track 1.0	p 147
Figure 37 : Schématisation d'une augmentation osseuse par distraction.....	p 148
Figure 38 : Cas d'une augmentation verticale par distraction (coefi.fr)	p 150
Figure 39 : Schéma du sinus-lift.....	p 152
Figure 40 : Cas clinique d'un soulèvement sinusien par abord latéral (Dentoscope).....	p 154
Figure 41 : Schéma de la technique de Summers.....	p 157

Figure 42 : Cas clinique d'un soulèvement sinusien par abord latéral (Dentoscope)	p 158
Figure 43 : Schéma de latéralisation du nerf alvéolaire inférieur.....	p 164
Figure 44 : Prélèvement pariétal.....	p 167
Figure 45 : Prélèvement tibial.....	p 169
Figure 46 : Prélèvement à ulna.....	p 172
Figure 47 : Prélèvement ramique.....	p 175
Figure 48 : Prélèvement symphysaire.....	p 177
Figure 49 : Greffe d'apposition maintenue par deux vis d'ostéosynthèse.....	p 180
Figure 50 et 51 : Coupe transverse radiologique d'une crête mandibulaire.....	p 180
Figure 52 et 53 : Cas clinique d'une greffe par tunnelisation.....	p 182

Bibliographie.

BIBLIOGRAPHIE

1. ABOUL-HOSN, MONNER, JUAEZ, ARRANZ

Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-Faciale; avril 2006, 107 : 2, p93-97.
Prélèvement osseux tibial pour comblement osseux maxillaire en implantologie.

2. AIMETTI, ROMANO

International Journal of Oral and Maxillofacial surgery 2009.
Clinical and histologic healing of human extraction sockets filled with calcium sulfate.

3. ALLISTER, KAMRAN, HAGHIGHAT

Journal of Periodontology ; avril 2007, 78.
Bone Augmentation technique.

4. AMLER and al.

Oral Surg, 1969, 3 : 309 – 318
The time sequence of tissue regeneration in human extraction wound

5. ANDERREG and al.

Journal of periodontology, 1999, 70, 384-387
A bioactive glass particulate in the treatment of molar furcation invasions.

6. ANTOUN, GUILLOT

Journal de Parodontologie et d'implantologie Orale, 2007 ; Vol. 26 (4).
Extraction, implantation, temporisation immédiates dans les secteurs esthétiques,
Revue de littérature.

7. ARAUJO and al.

J. Clin. Periodontol, 2005 ; Vol. 32, p. 645-652.
Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets : an
experimental study in the dog.

8. ARAUJO and al.

Clin. Oral Impl. Res., 2006 ; Vol 17, p 606-614.
Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following
implant installation.

9. ARAUJO, LILJENBERG, LINDHE

Clinical Oral Implants Research; Janvier 2010, 21 : 1, p55-64.
Dynamics of Bio-Oss[®] Collagen incorporation in fresh extraction
wounds: an experimental study in the dog.

10. ARDEKIAN L, OVED-PELEG E, MACTEIEE, PELED M

J Oral Maxillofac Surg. 2006 Feb ; 64 (2): 277-82.
The clinical significance of sinus membrane perforation during augmentation of the
maxillary sinus.

- 11. ARUNK, GARY, DMD**
Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants 2004.
- 12. ASHAM and al.**
Implant Dent, 2000 ;9 :168-76
Postextraction ridge preservation using a synthetic alloplast.
- 13. ATWOOD and al.**
The journal of Prosthetic Dentistry, 2001, 86.
Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges
- 14. BARONE, ALDINI, FINI**
Journal of Periodontology, aout 2008.
Xenograft versus extraction alone for ridge preservation after tooth removal : A clinical and histomorphometric study.
- 15. BAUDET, PELISSE**
La cicatrisation : données cliniques fondamentales, Paris : Lab. Diamant, 1974.
- 16. BAYOL, HARDY, SURY, LAURE, ROMIEUX, GOGA**
Revue de Stomatologie & de Chirurgie Maxillo-Faciale;2009, 110 Issue 1, p34-41.
Technical note: Light preimplant surgery.
- 17. BELEY J.**
Thèse Nancy.
Distraction osseuse en implantologie.
- 18. BERDOUGO, VALBRAY, FORTIN**
Le Fil Dentaire, Février 2010 p10-12.
- 19. BERNARD and al.**
Hématologie (8^{ième} édition), PARIS : Masson, 1996.
- 20. BERT**
Les implants dentaires
Cahiers de prothèse, 1986 - 296 p.
- 21. BIOU**
Manuel de chirurgie buccale, Paris : Masson, 1978.
- 22. BLOCK and al.**
J. Oral Maxillofac. Surg., 1996, Vol 54, p. 309-314.
Mandibular alveolar ridge augmentation in the dog using distraction osteogenesis.
- 23. BODIC, HAMEL, LEROUXEL**
Revue du Rhumatisme, 2005.
Perte osseuse et dents.

- 24. BOIOLI and al.**
 Inf. Dent. 2004, Vol. 86, p. 2887-2893.
 La chirurgie piézoélectrique. Une alternative aux techniques classiques de chirurgie osseuse.
- 25. BOTTICELLI and al,**
 J. Clin. Periodontol, 2004 ; Vol. 31, p. 820-828.
 Hard-tissue alterations following immediate implant placement in extraction sites.
- 26. BOUSQUET, GIBERT**
 Clinic, avril 2009 ;3-13.
 Gestion parodontale des extractions :pour une conservation des volumes à visée esthétique et implantaire.
- 27. BOYNE**
 Quintessence ; 1997.
 Osseous reconstruction of the maxilla and the mandible : surgical techniques using titanium mes hand bone mineral.
- 28. BRIZON, GASTAIN**
 Les feuillets d'anatomie : ostéologie de la tête et du tronc
 Maloine ; 1997 :26.
- 29. BUCHMANN, KHOURY, FAUST, LANGE**
 Clin. Oral Implants Res., 1999 ;Vol. 10, p. 103-110.
 Per-implant conditions in periodontally compromised patients following maxillary sinus augmentation. A long-term post-therapy trial.
- 30. CAFFESSE RG, NASJLETI CE, MORRISON EC**
 Journal of Periodontology, 1994, 65, 583-591
 Guided tissue regeneration : comparison of bioabsorbable and non-bioabsorbable membranes. Histologic histometric study in dogs.
- 31. CARDAROPOLI and al.**
 Journal of periodontology, 2005, p 435-40.
 Healing of extraction sockets ang surgically produced – augmented and non-augmented – defects in the alveolar ridge. An experimental study in the dog.
- 32. CARRANZA FA**
 La parodontologie clinique selon Glickman traduit en français par Robert AZZI, Paris: CDP, p 1987 – 977.
- 33. CHAVANAZ, DONAZZAN, FERRI, TATUM, FRANCKE, FENART**
 Rev. Stomato. Chir. Maxillofac., 1995, Vol. 96 (4), p. 267-274.
 Complements sinusaux, bilan statistique de 15 années d'expériences chirurgicales.
- 34. CHEN and al**
 Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2004 ; Vol. 19 (Supplément), p 12-25.
 Immediate or early placement of implant following tooth extraction : Review of biologic basis, clinical procedures, and outcomes.

- 35. CHEN and al.**
 J. Clin. Periodontol, 2007 ; Vol. 18 (5), p. 552-562.
 A prospective clinical study of non-submerged immediate implants : Clinical outcomes and esthetic results.
- 36. COLOMBIER ML, LESCLOUS P, TULSANE JF**
 Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 2005, 106, 3, p 157-165
 La cicatrisation des greffes osseuses.
- 37. CORINALDESI, PIERI, SAPIGNI, MARCHETTI**
 International Journal of Oral & Maxillofacial Implants; 2009, 24 ; p 1119-1128.
 Evaluation of Survival and Success Rates of Dental Implants Placed at the Time of or After Alveolar Ridge Augmentation with an Autogenous Mandibular Bone Graft and Titanium Mesh: A 3- to 8-year Retrospective Study.
- 38. CUISINIER FJG, SCHAAF JF, VAN LANDUYT P**
 J Appl Biomat & Biomech, 2004, 2, 88-95.
 Immediate implant placement using injectable calcium phosphate hydraulic cement in dogs.
- 39. DACULSI G, LEGEROS JP**
 J Biomed Mater Res, 1996, 31, 495-501.
 Three-dimensional defects in hydroxyapatite of biological interest.
- 40. DADOUNE**
 Histologie, Paris : Flammarion, 1990.
- 41. DAVARPANAH**
 Disponible sur internet à partir de l'adresse :
<http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/expansion/osseuse.htm>
- 42. DAVARPANAH, SZMUKLER-MONCLER**
 Manuel d'implantologie clinique.
 Concepts, protocoles et innovations récentes 2^{ème} édition.
- 43. DEBOISE, SEDAN**
 Act Odonto Stomatol 2004 ;227 :239-48.
 Insuffisances osseuses : correction par greffon de l'angle mandibulaire avant pose d'implants
- 44. DEL FABBRO M, TESTORI T, FRANCETTI L, WEINSTEIN R.**
 Int J Periodontics Restorative Dent. 2004 ; 24 (6) : 565-77.
 Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus.
- 45. DENTOSCOPE**
 Disponible sur internet à partir de :
<http://www.dentoscope.fr/article-id-580008-point-greffes-sinusiennes-clinique.htm>

- 46. DISS A, HITZIG C, CHARBITY, SALSOU B**
 Journal de Parodontologie et Implantologie Orale, 2002, 22, 1, 5-19
 Le point sur les facteurs de croissance dans la régénération osseuse : revue de la littérature.
- 47. DEMAROSI, LEGHISSA**
 British Journal Oral and Maxillofacial surgery, Octobre 2009.
 Localised maxillary ridge expansion with simultaneous implant placement : a case series.
- 48. DONG SEOK, MIRA, WON-HYNKL**
 International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry 2007.
 Success of dental implants placed in intraoral block bone grafts.
- 49. DONOFF, BRUCE**
 Manuels d'odontostomatologie, 1990.
 Manuel de chirurgie orale et maxillo-faciale.
- 50. DORMOIS, NAUDIN**
 Thèse, Nancy.
 La résorption osseuse alvéolaire : du fondamental à la clinique en pratique quotidienne
- 51. DOUGLAS**
 The journal of prosthetic dentistry, 2001 ; Vol 86 – p. 119.
 Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges.
- 52. DUBRUILLE JH, DUBRUILLE MT, GOUDOT P**
 Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Vol 23.
 Réhabilitation orale et implantologie.
- 53. DUJARDIN, JOACHIM, CHARON**
 Clinic, septembre 2010 ;3-9.
 Régénération osseuse guidée à l'aide d'allogreffes Puros®.
- 54. DUMAS and al.**
 Thèse de doctorat, 2008 ; Angers.
 Cellules médullaires et biomatériaux implantables en site osseux
- 55. EID**
 Excellence In Dentistry, 2008 ; Paris.
 Disponible sur internet à partir de :
http://www.eid-paris.com/implants/implants-dentaires-6_2.htm
- 56. ELLEGARD and al.**
 Clinical Oral Research 1997 ;8 :180-8.
 Implant therapy in periodontally compromised patients.
- 57. ENGELKE and al.**
 Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1997 ; Vol.12 (3), p. 310-318.
 Alveolar reconstruction with splitting osteotomy and microfixation of implants.

- 58. ESPOSITO M, GRUSOVIN MG, COULTHARD P, WORTHINGTON HV**
The efficacy of various bone augmentation procedures for dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials.
Int J Oral Maxillofac Implants. 2006 ; 21 (5) : 696-710.
- 59. FICKL and al.**
J. Clin. Periodontol., 2008 ; Vol. (35), p. 356-363.
Tissue alterations after tooth extraction with and without surgical trauma : Volumetric study in beagle dog.
- 60. FLAUTRE B, DELECOURT C, BLARY MC**
Bone, 1999, Vol. 25.
Volume effect on biological properties of a calcium phosphate hydraulic cement :experimental study in sheep.
- 61. GALGUT PN, WAITE IM, BROOKSHAW JD**
J Clin Periodontol, 1992, Vol 19, 570-577.
A 4-year controlled clinical study into the use of a ceramic hydroxyapatite implant material for the treatment of periodontal bone defects.
- 62. GARG, ARON, MISCH, SHANELEC**
Atlas of Cosmetic and Reconstructive Periodontal Surgery, 2007.
Chapter 22 : Ridge augmentation.
- 63. GASPSKI, WANG, MISCH**
Journal oral implantol 2001 ; 27 (3) :134-42.
Management of incision design in symphysis graft procedures : a review of the literature
- 64. GLICKMAN**
Philadelphie et Londres, 1958.
Parodontologie clinique, éd 2.
- 65. GOGA D, ROMIEUX G, BONIN B**
Rev Stomatol Chir Maxillofac, 2000, vol 101, p.303-308.
Greffe sinusienne d'origine iliaque à visée pré-implantaire.
- 66. GUTTA, WAITE**
International Journal Oral Maxillofac Implants, 2009 ; Vol 24 :131-136.
Outcomes of calvarial bone grafting for alveolar ridge reconstruction.
- 67. HEBERER, AL-CHAWAF, HILDEBRAND, NELSON**
Clinical Oral Implants Research; Décembre 2008, Vol. 19 Issue 12 : p1219-1225.
Comparative Histomorphometric Analysis of Extraction Sockets Healing Implanted with Bovine Xenografts, Irradiated Cancellous Allografts, and Solvent-Dehydrated Allografts in Humans.
- 68. HENCH LL and al.**
Journal of the American ceramic society, 1991, Vol. 74 : p 1487-1510.
Bioceramics : from concept to clinic.

69. HUGUES and al.

Journal craniomaxillofacial Surg 2002 ; Vol 30 : p 12-6.

The proximal tibia donor site in cleft alveolar bone grafting : experience of 75 consecutive cases.

70. HUYNH-BA, PJETURSSON, SANZ

Clinical Oral Implants Research; Janvier 2010, Vol. 21 Issue 1, p37-42.

Analysis of the socket bone wall dimensions in the upper maxilla in relation to immediate implant placement.

71. HWANG and al.

Journal Craniofacial Surgery 2000 ;11 :17-23.

Histomorphometry of parietal bones versus age and race

72. JABOUR and al.

Titane, 2009 ; 4 :247-252

Les augmentations osseuses horizontales mandibulaires postérieures avec un prélèvement intra-oral.

73. JABBOUR, MISSIKA, CHASSIGNOLE

Implant, 2008 ; Vol 14 : p 283-298

Les augmentations osseuses complexes et les reconstructions en 3D

74. JAUBERT and al.

Anatomie pathologique générale, Paris : Masson, 1984.

75. Jensen O, Nock D

Oral surg oral med oral pathol, 1987 ; Vol. 63 : p 263-268.

Inferior alveolar nerve reposition in conjunction with placement of osseointegrated implants.

76. KAMEN PR and al.

J Oral Implantol, 1989, Vol. 15, 52-56.

Attachement of human oral fibroblasts to a granular polymeric implant for hard tissue replacement.

77. KLINE and al.

Plast Reconstr Surg 1995 ; Vol. 95 : p 5-13.

Complications associated with the harvesting of cranial bone graft

78. KUSIAK, ZINS

J.Periodontol, 1999, Vol 4, p 375-383.

The early revascularisation of membraneus bone graft.

79. JENSEN, GREER, KASSEBAUM

Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1995, Vol 10 : p 23-31.

Vertical bone graft augmentation in a new canine mandibular model.

- 80. GARDELLA, RENOARD**
J. Parodont. Implant. Orale. 1999, Vol 18 :127-142.
Régénération osseuse autogène : limites et indications.
- 81. KHOURY and al.**
Greffe osseuse en implantologie
Traduction et révision scientifique de la version française par P. KELLER
- 82. KHOURY, ANTOUN, MISSIKA**
Bone augmentation in oral implantology 2007.
- 83. KHOURY and al.**
Gestion du volume
Titane, 2009 ; Vol. 6 (4), p. 254-259
- 84. KOUTOUZIS, LUNDGREN**
Journal of periodontology, octobre 2010, p 1441-48.
Crestal bone-level changes around implants placed in post extractopn sockets
augmnted with demineralized freeze-dried bone allograft : A retrospective
radiographic study.
- 85. JIAN S, CHEYNET F, AMROUCHE M**
Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 1999, vol 100 : p.214-220.
Réhabilitation maxillaire pré-implantaire : étude de 55 cas avec greffe de comblement
par os autogène.
- 86. LAMBERT, LECLOUX, ROMPEN**
Rev Odont Stomat, 2008; Vol. 37, p. 3-17.
Sub-sinus bone augmentation : sinus lift concept update.
- 87. LAMBRECHT**
Oral and Implant Surgery.
- 88. LAMBRECHT and al.**
Schweiz Monatsschr Zahnmed., 2004 ; p. -34-36.
La piézochirurgie intraorale.
- 89. LANG NP, ARAUJO M, KARRING T**
Alveolar bone formation
In: Lindhe J, Karring T, Lang N. eds
Clinical periodontology and implant dentistry
- 90. LARUELLE P**
Thèse Nancy, 1997.
Facteurs influençants la cicatrisation post-extractionnelle.
- 91. LE, BACH, BURSTEIN**
Implant Dentistry, 2008.
Cortical Tenting Grafting Technique in the severely atrophic alveolar ridge for
implant site preparation.

- 92. LEBLEBICIOGLU, ERSANLI, KARABUDA**
Journal of periodontology, 2005 ; Vol 76 : p. 385-390.
Radiographic evaluation of dental implants placed using an osteotome.
- 93. LECLERC, DOHAN**
Implantodontie, 2004, Vol. 13 (3).
De l'intérêt du bistouri ultrasonore en implantologie : Technologie, applications cliniques.
- 94. LECOINTRE, AUPOIS**
Manuel d'exodontie.
- 95. LEVIN, NITZAN, SCHWARTZ-ARAD**
Journal of Periodontology, 2007.
Success of dental implants placed in intraoral block bone grafts.
- 96. LINDHE and al.**
Fourth Edition, Blackwell Munksgaard, 2006.
Clinical Periodontology and Implant Dentistry.
- 97. LLAMBE FERNANDO, SILVESTRE**
Journal of periodontology, 2007.
Vertical Guided Bone Regeneration with bioabsorbable Barriers.
- 98. LOTY C, LOTY S, SAUTIER JM**
Implant, 1998, Vol 4, p. 101-109.
Interfaces os/biomatériaux bioactifs implantables.
- 99. LUNDGREN, SENNERBY**
Bone Reformation, 2008.
- 100. MAILLET, CHIARASINI**
Histologie générale humaine, Paris : Bréal, 1985.
- 101. MAILLON N**
Piézochirurgie, 2007.
Thèse Nancy.
- 102. MANHES L, FAIVRE S**
Le fil dentaire, 2010 ; Vol. 53, p. 9-15
Nouvelle greffe osseuse pré-implantaire : « l'Ulna Proximal »
- 103. MARTINEAU, LESCLOUS**
Guide clinique : La chirurgie exodontique au quotidien
- 104. MARTINEZ, RENAULT**
JPIO - Les implants : chirurgie et prothèse – Choix thérapeutique stratégique.

- 105. MATTOU C, MATTOU P, CHEYNET**
Inf. Dent., 2005 ; Vol 13, p 747-753.
Greffes sous sinusiennes : le point sur la question.
- 106. MATTOU**
Case Series, 2000 ; Vol. 71, p. 1904-1909.
Conditions for success in guided bone regeneration : Retrospective Study on 376 implant sites.
- 107. MEFFERT RM, THOMAS JR, HAMILTON KM**
J. Periodontol, 1985, Vol. 56, p. 63-73.
Hydroxylapatite as an alloplastic graft in the treatment of human periodontal osseous defects.
- 108. MERCIER and al.**
Oral surgery oral medicine oral pathol 1988 ; Vol. 65 : p. 505-510.
P. ridge reconstruction with hydroxylapatite. Part 1. Anatomy of the residual ridge.
- 109. MERLI M and al.**
Parodont Dent Rest 2006; Vol 26(1), p. 581-587.
Augmentation de l'épaisseur et de la hauteur des crêtes: nouvelle approche utilisant des plaques d'ostéosynthèse, des greffes osseuses et des membranes résorbables.
- 110. MERLI, BERNARDELLI, ESPOSITO**
International Journal of Periodontic and Restorative dentistry, 2006.
Horizontal and vertical ridge augmentation : A novel approach osteosyntheses microplates bone graft and resorbable barriers.
- 111. MEYER, CHATELAIN, BENARROCH, GAMIER**
Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-Faciale; 2009, Vol. 110 (2), p69-76.
Greffes sinusiennes massives par phosphate tricalcique. Résultats à long terme.
- 112. MOGHADAM, HASSAN**
Implant Dentistry, 2009.
Vertical and horizontal bone augmentation with intraoral autogenous J-graft.
- 113. MONNET-CORTI V, ROCHE-POGGI P**
Journal de parodontologie et d'implantologie orale, 2005, Vol. 25, p. 5-13.
Principes biologiques mis en jeu dans la cicatrisation osseuse.
- 114. MORRISON A, CHIAROT M, KIRBY S**
J Can Dent Assoc, 2002 ; Vol. 68 (1), p. 46-50.
Mental nerve function after inferior alveolar nerve transposition for placement of dental implants.
- 115. MOYA-VILLAESCUSA, SANCHEZ-PEREZ**
Clinical Oral Implants Research, 2010 ; Vol. 21 (2), p237-242.
Measurement of ridge alterations following tooth removal: a radiographic study in humans.

- 116. NEMCOVSKY and al.**
J Periodontol., 2002 ; Vol. 73, p. 754-761.
Comparative study of buccal dehiscence defects in immediate, delayed and late maxillary implant placement with collagen membranes : clinical healing between placement and second-stage surgery.
- 117. NKENKE, KLOSS, WITLTFANG**
Clinical oral implant res. 2002 ; Vol 13, p. 595-602.
Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique.
- 118. NKENKE, RADESPIEL-TROGER**
Morbidity of harvesting of retro molar bone grafts : a propective study.
Clin oral implants res, 2002 ; 13(5), p. 514-21.
- 119. NOVAES and al.**
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2003 ; Vol. 18 (3), p 391-398.
Immediate placement of implant into periodontally infected sites in dogs : a histomorphometric study of bone-implant contact.
- 120. PALLEZ, FLUSIN**
Thèse, Nancy 1994
Techniques de chirurgie parodontale pré-prothétique dans l'augmentation de volume de secteurs de crêtes édentées
- 121. PAOLANONIO and al ;**
J Periodontol., 2001 ; Vol. 72, p. 1560-1571.
Immediate implantation in fresh extraction sockets. A controlled clinical and histological study in man.
- 122. PARANQUE, DENHEZ, BEY, GOUZIEN, CANTALOUBE**
Implantodontie, 2004 ; Vol. 13, p. 45-50.
Distraction alvéolaire des secteurs postérieurs mandibulaires : à propos d'un cas clinique.
- 123. PASSUTI N, DELECRIN J, GOUIN F, HEYMAN D**
Encyclopédie Médico-Chirurgicale, 1999 ; Elsevier, Paris.
Substituts osseux
- 124. PEIVANDI, BUGNET, DEBIZE1, GLEIZAL, DOHAN**
Rev Stomatol Chir Maxillofac, 2007; Vol. 108, p. 431-440.
Piezoelectric osteotomy: applications in periodontal and implant surgery.
- 125. PELLETIER**
Les extractions en chirurgie dentaire
- 126. PIKOS and al.**
Dent Implantol Update, 1999 ; Vol. 10(4), p. 27-31.
Alveolar ridge augmentation with ramus shelf autografts and impacted third molar removal.

- 127. PRINC, PIRAL**
Chirurgie osseuse préimplantaire, 2008.
- 128. POLLINI A**
Thèse Lyon, 2009.
Cicatrisation et aménagement des déficits tissulaires lors de l'extraction.
- 129. RACADOT, WEILL**
Structure et développement de l'organe dentaire, 1973 ; Paris: Masson et J. Prélat.
- 130. RIBEIRO, GANDELMANN, MEDEIROS**
Journal Oral Maxillofacial Surg, 2006 ; Vol.64 (10), p. 1506-9.
Comparaison of mandibular rali width in patients with prognathism and retrognathia
- 131. REY and al.**
Les cahiers de prothèse, 1994 : Vol. 4, p. 5-18.
Physiologie de la guérison d'une greffe d'élévation de sinus.
- 132. RUSSE P, FLAMENT JB**
Implantodontie, 2003 ; Vol.12 (4), p. 49-59.
Latéralisations du nerf alvéolaire inférieur en chirurgie implantaire.
- 133. SALSEDO and al.**
Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-Faciale,2009 ; Vol. 110 (2), p94-97.
Greffon cortical tibial et chirurgie préimplantaire.
- 134. SALSEDO and al.**
Stomatol Chir Maxillofacial, 2009 ; Vol. 110, p. 94-117.
Tibial cortical bone graft and pre-implant surgery.
- 135. SANTOS, POCHAPSKI, MARTINS**
Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2010, Vol. 12 (1), p18-25.
Comparison of Biomaterial Implants in the Dental Socket: Histological Analysis in Dogs.
- 136. SAUTIER JM and al.**
Alpha Omegan, 2003 ; Vol. 96 (3), p. 16-18.
Genetic and molecular regulation of bone regeneration.
- 137. SAUTIER JM, LOTY C, LOTY S**
Information dentaire, 1995 ; Vol. 38, p. 2955-2960.
Biologie de la réparation osseuse.
- 138. SAUTIER JM, MORA F, BERNHEIM H**
J Parodontol, 1993; Vol. 12, p. 237-245.
Facteurs biologiques intervenants dans la régénération de l'os alvéolaire.

139. SCHROPP and al.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2003 ; Vol. 18 (2), p 189-199.
Bone healing following immediate versus delayed placement of titanium into extraction sockets : a prospective clinical study.

140. SCHROPP and al.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2005 ; Vol. 20 (5), p 753-761.
Interproximal papilla levels following early versus delayed placement of single-tooth implants : a controlled clinical trial.

141. SCHROPP and al.

J. Clin. Periodontol, 2005 ; Vol. 32 (5), p. 480-487.
Clinical and radiographic performance of delayed-immediate single-tooth implant placement associated with peri-implant bone defect. A 2-year prospective, controlled, randomized follow-up report.

142. SCHROPP and al.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2008 ; Vol. 23 (4), p 733-743.
Clinical outcome and patient satisfaction following full-flap elevation for early delayed placement associated with peri-implant bone defects. A 2-year prospective, controlled, randomized follow-up report.

143. SEBAN

Greffes osseuses et implants, 2008.

144. SEBAN, DEBOISE, BONNAUD

Implantodontie, 2005 ; Vol. 14 (4), p. 186-190.
Insuffisance osseuse verticale circonscrite de la région maxillaire postérieure corrigée par un comblement sinusien alloplastique pour un traitement implantaire.

145. SEBBAG P, MISSIKA P

Implant, 1995 ; Vol. 1 (3), p. 217-233.
Les matériaux de comblement : classification et propriétés.

146. SFSCMF

Disponible sur internet à partir de l'adresse :
http://www.sfscmf.fr/upload/congres/2008_Implantologie_intra-orale_et_PI.pdf

147. SIRAG S

Thèse Nancy, 2009.
Complements sinusiens à visée implantaire.

148. SMILER DG

Pract. Periodontics Aesthet. Dent., 1997 ; Vol. 9 (8), p. 885-895.
The sinus-lift graft : basic technique and variations.

149. STANLEY HR, HALL MB, CLARK AE

Int. J. Oral and Maxillofac. Implants, 1997 ; Vol. 12, p.95-105.
Using 45S5 bioglass cones as endosseous ridge maintenance implants to prevent alveolar ridge resorption: a 5-year evaluation.

150. STEIGNANM, MARIUS

International Journal of Oral and Maxillofacial implant, 2008.

A bovine-bone mineral block for the treatment of severe ridge deficiencies in the anterior region.

151. TECIMER, BEHR

Journal of oral implantology, 2001 ; Vol. 27 (2), p. 98-102.

The use of autogenous bone grafting to reconstruct a mandibular knife edge ridge before implant surgery : a case report.

152. TINTI, PARMA-BENFENATY, POLIZZI

Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1996 ; Vol. 16(3), p. 220-229.

Augmentation de crête en hauteur, quelle en est la limite ?

153. VERCELLOTTI

Int. J. Periodont. Rest. Dent., 2000 ; Vol. 20(4), p. 358-365.

Piezoelectric surgery in implantology : A case report – A new piezoelectric ridge expansion technique.

154. VERON CH, CHANAVAZ M, FERRI J

Revue de stomatologie et de chirurgie maxillofaciale, 1995 ; Vol. 96 (4), p. 274-

Biomatériaux et biocompatibilité.

155. VINCI and al.

Quintessence, 2006 ; p. 213-40.

Bone graft from the calvaria : diagnosis, instrumentation, harvesting techniques and surgical procedures.

156. YILMAZ S, EFEOGLU E, KILIC AL

J Clin Periodontol, 1998 ; Vol. 28, p. 832-839.

Alveolar ridge reconstruction and/or preservation using root form bioglass cones.

157. YUKNA RA and al.

J.Periodontol, 1990 ; Vol. 61 (10), p- 633-641.

HTR polymer grafts in human periodontal osseous defects. 6-month clinical results.

158. YUKNA RA and al.

J.Periodontol, 1994 ; Vol. 65 (4), p. 342-347.

Clinical evaluation of HTR polymer bone replacement grafts in human mandibular class 2 molar furcation.

159. ZIJDERVELD SA, VAN DEN BERG JP, SCHULTEN E

J. Oral Maxillofac. Surg., 2008 ; Vol. 66, p.1426-1438.

Anatomical and surgical findings and complications in 100 consecutive maxillary sinus floor elevation procedures.

160. ZIJDERVELD SA, ZERBO IR, VAN DEN BERGH JP, SCHULTEN EA

Int J Oral Maxillofac Implants, 2005 ; Vol. 20 (3), p. 432-40.

Maxillary sinus floor augmentation using a beta-tricalcium phosphate (Cerasorb) alone compared to autogenous bone grafts.

161. ZITMANN NU, NAEF R, SCHAEERER P

Int J Oral Maxillofac Implants, 1998 ; Vol.13, p. 844-85.

Resorbable versus non resorbable membranes in combination with Bio-Oss® for guide bone regeneration.

162. ZITTOUN, SAMANA, MARIE

Manuel d'hématologie (4^{ième} édition), 1992 ; PARIS : Douin.

Table des matières

INTRODUCTION	p 13
1. LES PERTES OSSEUSES	p 17
1.1 GENERALITES DE L'OS ALVEOLAIRE	p 19
1.1.1 Rappels anatomiques sur l'os alvéolaire	p 19
1.1.2 Structure du tissu osseux	p 21
1.1.2.1 Architecture de l'os	p 21
1.1.2.2 Cellules osseuses	p 21
1.1.2.3 Remodelage osseux	p 23
1.2 LA CICATRISATION DE L'ALVEOLE	p 23
1.2.1 Formation du caillot	p 23
1.2.1.1 Temps vasculaire.....	p 23
1.2.1.2 Temps plaquettaire.....	p 24
1.2.1.3 Temps plasmatique.....	p 26
1.2.1.4 Rôles du caillot.....	p 29
1.2.2 Evolution de la plaie vers la cicatrisation.....	p 29
1.2.3 Cicatrisation de première intention.....	p 29
1.2.3.1 Phase de détersion.....	p 30
1.2.3.2 Phase de réparation.....	p 30
1.2.4 Cicatrisation de seconde intention.....	p 30
1.2.5 Phase de modification secondaire.....	p 31
1.2.6 La cicatrisation osseuse.....	p 31
1.2.6.1 Ostéoconduction, ostéoinduction et ostéogénèse.....	p 32
1.2.6.2 Formation de la substance osseuse.....	p 33
1.2.6.3 Comblement osseux de l'alvéole.....	p 37
1.2.7 Cicatrisation alvéolaire en fonction du site d'extraction.....	p 38
1.2.7.1 A la mandibule.....	p 38
1.2.7.2 Au maxillaire.....	p 39
1.2.7.2.1 Cicatrisation post-extractionnelle au maxillaire antérieur..	p 40
1.2.7.2.1.1 Modification de l'apport vasculaire vestibulaire.....	p 40
1.2.7.2.1.2 Histologie de l'alvéole déshabitée.....	p 41
1.2.7.2.1.3 Modifications morphométriques d'une alvéole déshabitée.....	p 42
1.3 FACTEURS MODULANT LA RESORPTION OSSEUSE.....	p 43
1.3.1 Facteurs anatomiques.....	p 43
1.3.1.1 Quantité osseuse.....	p 43
1.3.1.2 Qualité osseuse.....	p 44
1.3.2 Facteurs métaboliques.....	p 45
1.3.3 Facteurs fonctionnels.....	p 46

1.3.4	Facteurs prothétiques.....	p 47
1.3.5	Conclusion.....	p 47
1.4	EVALUATION DE LA RESORPTION OSSEUSE	p 47
1.4.1	Du point de vue clinique.....	p 47
1.4.1.1	Examen extra-oral.....	p 47
1.4.1.2	Examen intra-oral.....	p 47
1.4.2	Du point de vue radiographique.....	p 48
1.4.2.1	Cicatrisation d'une alvéole.....	p 48
1.4.2.2	Cliché rétro alvéolaire.....	p 49
1.4.2.3	Orthopantomogramme.....	p 49
1.4.2.4	Tomodensitométrie – scanner.....	p 49
1.4.2.5	Tomographie volumétrique numérisée.....	p 50
1.5	CLASSIFICATION SELON LE CONTEXTE OSSEUX RESIDUEL.....	p 50
1.5.1	Sens horizontal ou vestibulo-lingual.....	p 50
1.5.1.1	Classe I.....	p 50
1.5.1.2	Classe II.....	p 51
1.5.1.3	Classe III.....	p 51
1.5.1.4	Classe IV.....	p 51
1.5.2	Sens vertical ou apico-coronaire.....	p 52
1.5.2.1	Classe I.....	p 52
1.5.2.2	Classe II.....	p 52
1.5.2.3	Classe III.....	p 53
1.5.2.4	Classe IV.....	p 53
1.5.3	Défauts combinés : vertical et horizontal.....	p 53

2. COMMENT PREVENIR ET EVALUER CES PERTES ?

2.1	LES EXTRACTIONS ATRAUMATIQUES.....	p 57
2.1.1	Principes de base.....	p 57
2.1.2	Chirurgie sans lambeau.....	p 58
2.1.3	L'apport de la piézochirurgie.	p 58
2.1.3.1	Définition de la piézochirurgie.	p 59
2.1.3.2	Intérêts.....	p 59
2.1.3.3	Cas clinique d'une avulsion atraumatique.....	p 61
2.2	LE COMPLEMENT DES ALVEOLES.....	p 61
2.2.1	Principe.....	p 62
2.2.2	Matériaux de substitution osseux et leurs propriétés.....	p 62
2.2.2.1	Définition d'un matériaux de comblement.....	p 62

2.2.2.2	Les propriétés générales à prendre en compte pour le choix du biomatériau de substitution.....	p 63
2.2.2.3	Propriétés biologiques des biomatériaux de substitution.....	p 64
2.2.2.3.1	Liaison os-biomatériau.....	p 64
2.2.2.3.2	Bioactivité.....	p 65
2.2.2.4	Leurs caractéristiques.....	p 66
2.2.3	Matériaux de substitution d'origine biologique.....	p 68
2.2.3.1	L'os autogène.....	p 68
2.2.3.1.1	Sites de prélèvement.....	p 69
2.2.3.1.2	Propriétés.....	p 69
2.2.3.2	L'os allogène	p 69
2.2.3.2.1	Différents types d'allogreffes.....	p 69
2.2.3.2.1.1	Les allogreffes cryo-conservées.....	p 70
2.2.3.2.1.2	L'os de banque lyophilisé.....	p 70
2.2.3.2.1.3	Les allogreffes radio-stérilisées.....	p 71
2.2.3.2.1.4	Avantages et inconvénients.....	p 71
2.2.3.2.1.5	Conclusion.....	p 71
2.2.3.3	L'os xénogène.....	p 72
2.2.3.3.1	Xénogreffes d'origine animale.....	p 72
2.2.3.3.2	Xénogreffes d'origine Corallienne.....	p 75
2.2.4	Matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique	p 77
2.2.4.1	Apport des produits synthétiques dans la chirurgie osseuse et le comblement.....	p 77
2.2.4.2	Leurs indications.....	p 78
2.2.4.3	Les avantages des matériaux d'origine synthétique.....	p 78
2.2.4.4	Les inconvénients des matériaux d'origine synthétique.....	p 79
2.2.4.5	Les différents produits existants.....	p 79
2.2.4.5.1	Les céramiques de phosphate de calcium.....	p 79
2.2.4.5.1.1	L 'hydroxyapatite dense et poreuse.....	p 80
2.2.4.5.1.2	Le phosphate de calcium tricalique béta.....	p 82
2.2.4.5.1.3	La céramique phosphocalcique ou céramique biphasée	p 84
2.2.4.5.2	Les verres bioactifs	p 86
2.2.4.5.2.1	Les bioverres.....	p 87
2.2.4.5.2.2	Les vitrocéramiques.....	p 92
2.2.4.5.3	Les matériaux injectables.....	p 94
2.2.4.5.4	Les polymères.....	p 97
2.2.4.5.5	Les matériaux composites.....	p 101
2.2.5	Réponse biologique à l'implantation des matériaux de substitution osseuse à l'interface os/biomatériaux.....	p 102
2.2.5.1	Les différents événements biologiques.....	p 102
2.2.5.1.1	Hémorragie et inflammation	p 102
2.2.5.1.2	Néoangiogénèse.....	p 104

2.2.5.1.3	Ostéogénèse et remodelage osseux.....	p 105
2.2.6	Résultats.....	p 107
2.3	LA REGENERATION OSSEUSE GUIDEE (R.O.G.)	p 109
2.3.1	Principe.....	p 109
2.3.2	Indications.....	p 111
2.3.3	Les membranes.....	p 113
2.3.3.1	Rôle de la membrane.....	p 113
2.3.3.2	Deux types de membrane	p 113
2.3.3.2.1	Les membranes non résorbables.....	p 113
2.3.3.2.1.1	Les filtres membranes millipores.....	p 114
2.3.3.2.1.2	Les filtres membranes nucléopores.....	p 114
2.3.3.2.1.3	Les membranes titane.....	p 114
2.3.3.2.1.4	Les membranes biobrane.....	p 114
2.3.3.2.1.5	Les membranes téflon : GORE TEX ®.....	p 115
2.3.3.2.2	Les membranes résorbables.....	p 115
2.3.3.2.2.1	Les membranes collagéniques.....	p 116
2.3.3.2.2.2	Les membranes synthétiques.....	p 117
2.3.3.2.3	Le concept membranaire PRF (Platelet Rich Fibrin).....	p 118
2.3.3.3	Quelle membrane utiliser?	p 119
2.3.4	Technique chirurgicale.....	p 119
2.3.5	Résultats.....	p 121
2.4	IMPLANTATION IMMEDIATE.....	p 121
2.4.1	Définition.....	p 121
2.4.2	Cicatrisation osseuse autour des implants.....	p 122
2.4.2.1	Au niveau proximal.....	p 122
2.4.2.2	La résorption horizontale.....	p 122
2.4.2.3	La résorption verticale.....	p 123
2.4.2.4	Cicatrisation à l'intérieur du défaut péri-implantaire.....	p 124
2.4.2.5	Conclusion.....	p 124
2.4.3	Méthodologie visant à augmenter le taux de succès de l'extraction implantation immédiate.....	p 125
2.4.3.1	Le diagnostic pré-opératoire.....	p 125
2.4.3.2	Le diagnostic per-opératoire.....	p 126
2.4.3.3	Conclusion.....	p 127
2.4.4	Proposition d'un tableau décisionnel.....	p 127
2.4.5	La réalisation implantaire.....	p 129
2.4.6	Conclusion.....	p 129
2.5	BILAN CLINIQUE ET RADIOLOGIQUE.....	p 130

3. TECHNIQUES CHIRURGICALES D'AUGMENTATION OSSEUSE.....	p 131
3.1 LA PROCEDURE CHIRURGICALE.....	p 133
3.1.1 Bilan pré-opératoire.....	p 133
3.1.2 Préparation du patient.....	p 133
3.1.3 Bloc opératoire.....	p 134
3.1.4 Instrumentations pour les prélèvements et les greffes.....	p 135
3.1.5 Suite post-opératoire.....	p 136
3.2 TECHNIQUE SANS APPORT DE GREFFON.....	p 136
3.2.1 Expansion de crête.....	p 136
3.2.1.1 Introduction.....	p 136
3.2.1.2 Indication.....	p 136
3.2.1.3 Technique clinique (cf tech décrite par SUMMERS, 1994).....	p 137
3.2.1.4 Cas clinique : exemple d'une expansion au piérotome.....	p 140
3.2.2 Distraction.....	p 141
3.2.2.1 Introduction.....	p 141
3.2.2.2 Indications.....	p 141
3.2.2.3 Les distracteurs.....	p 143
3.2.2.4 Procédure chirurgicale.....	p 144
3.2.2.5 Complications.....	p 145
3.2.2.6 Cas clinique.....	p 146
3.2.2.7 Conclusion.....	p 146
3.2.3 Le soulèvement sinusien.....	p 147
3.2.3.1 Comblement sinusien par abord latéral.....	p 147
3.2.3.2 Comblement sinusien par abord crestal ou technique de Summers.....	p 152
3.2.3.3 Conclusion.....	p 155
3.2.4 Latéralisations du nerf alvéolaire inférieur.....	p 155
3.2.4.1 Indications.....	p 156
3.2.4.2 Contre-indications.....	p 156
3.2.4.3 Technique chirurgicale.....	p 157
3.2.4.4 Complications.....	p 160
3.2.4.5 Conclusion.....	p 161
3.3 GREFFE D'APPOSITION.....	p 161
3.3.1 Prélèvement du ou des greffons osseux.....	p 161
3.3.1.1 Prélèvements osseux et survie cellulaire.....	p 161
3.3.1.2 Prélèvements extra-oraux.....	p 162
3.3.1.2.1 Prélèvement d'os pariétal.....	p 162
3.3.1.2.1.1 Préparation du patient.....	p 163

3.3.1.2.1.2	Technique chirurgicale.....	p 163
3.3.1.2.1.3	Complications.....	p 164
3.3.1.2.2	Prélèvement osseux tibial.....	p 164
3.3.1.2.2.1	Préparation du patient.....	p 164
3.3.1.2.2.2	Technique chirurgicale.....	p 165
3.3.1.2.2.3	Indications.....	p 165
3.3.1.2.1.4	Complications.....	p 165
3.3.1.2.3	Prélèvement osseux au niveau de la crête iliaque.....	p 166
3.3.1.2.3.1	Préparation du patient.....	p 166
3.3.1.2.3.2	Technique chirurgicale.....	p 166
3.3.1.2.3.3	Complications.....	p 167
3.3.1.2.4	Prélèvement osseux au niveau de l’ulna	p 167
3.3.1.2.4.1	Préparation du patient.....	p 168
3.3.1.2.4.2	Technique chirurgicale.....	p 168
3.3.1.2.4.3	Avantages et inconvénients.....	p 169
3.3.1.2.4.4	Conclusion.....	p 169
3.3.1.3	Prélèvements intra-oraux.....	p 170
3.3.1.3.1	Préparation du patient.....	p 170
3.3.1.3.2	Prélèvement rétro-molaire	p 170
3.3.1.3.3	Prélèvement symphysaire.....	p 173
3.3.2	Techniques d’augmentation.....	p 175

4. RESULTATS.....p 179

4.1 QUELS MATERIAUX UTILISER ?p 180

4.2 AUGMENTATION DE PETITS DEFAUTS..... p 183

4.3 PRELEVEMENT OSSEUX.....p 183

4.4 AUGMENTATION DU VOLUME OSSEUX : QUELLES TECHNIQUES ?

4.4.1 Au maxillaire..... p 184

4.4.2 A la mandibule..... p 186

4.5 CONCLUSION..... p 188

INDEX DES ILLUSTRATIONS.....p 189

BIBLIOGRAPHIE..... p 192

TABLE DES MATIERES..... p 209

Jury : Président : P. AMBROSINI – Professeur des Universités
Juges : C. STRAZIELLE – Professeur des Universités
D. JOSEPH – Assistant Hospitalier Universitaire
Y. SIMON – Assistant Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: Monsieur VIVOT Jean-Baptiste, Louis, Marie

né(e) à: BESANCON (25)

le 10 mars 1985

et ayant pour titre : « L'augmentation osseuse pré-implantaire : analyse comparative des techniques et résultats »

Le Président du jury,



P. AMBROSINI

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie

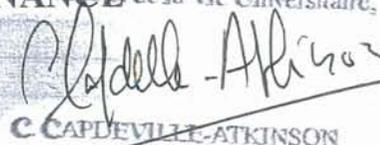


Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3621

NANCY, le 16.05.2011

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Pour le Président
et par Délégation,
La Vice-Présidente du Conseil
J.-P. FINANCE de la Vie Universitaire,



C. CAPDEVILLE-ATKINSON

VIVOT Jean-Baptiste – L’AUGMENTATION OSSEUSE PRE-IMPLANTAIRE :
ANALYSE COMPARATIVE DES TECHNIQUES ET RESULTATS

Nancy, 2011 – 216 pages
Th : Chir-Dent : Nancy 2011

Mots Clés : Greffes osseuses
Os autogènes
Prélèvements osseux

VIVOT (Jean-Baptiste) – L’AUGMENTATION OSSEUSE PRE-IMPLANTAIRE :
ANALYSE COMPARATIVE DES TECHNIQUES ET RESULTATS

Th : Chir-Dent : Nancy 2011

La pose d’implant et l’ostéointégration sont aujourd’hui scientifiquement acceptées et démontrées. Cependant, dans certaines situations, l’anatomie osseuse ne permet pas la réalisation implantaire. La demande accrue et les exigences des patients nécessitent de recourir à certaines chirurgies osseuses afin de combler ce déficit.

Après avoir étudié comment évoluent les pertes osseuses, les moyens de prévenir ces olvéolyses sont développés : Comblement alvéolaire ? Os autogènes ou matériaux de substitution ? extraction-implantation immédiate ? ...

Ensuite, les différents moyens chirurgicaux sont détaillés afin de pallier à ces résorptions : On aborde les techniques qui ne nécessitent pas l’utilisation d’un site donneur (expansion, sinus lift, distraction...) puis les techniques qui utilisent un greffon.

Pour finir, une analyse des résultats et un tableau décisionnel sont proposés en fonction de la situation et de la localisation afin de pallier à ces déficiences osseuses.

Le but de ce travail est d’apporter une information éclairée sur les différentes techniques et matériaux à notre disposition afin d’éviter sa résorption ou d’augmenter le volume osseux, d’en donner les meilleures indications en fonction de la situation clinique et surtout de comparer leur efficacité.

JURY :

M. P. AMBROSINI

Professeur des Universités

**Président et
Directeur**

Mme C. STRAZIELLE

Professeur des Universités

Juge

Monsieur D. JOSEPH

Assistant Hospitalier Universitaire

Juge

Monsieur L. GENIN

Chirurgien-Dentiste

Juge

Adresse de l’auteur :

Jean-Baptiste VIVOT
2 place provençale appartement 12 54000 NANCY