



HAL
open science

Le Smart Dentin Grinder : la nouvelle stratégie thérapeutique d'autogreffe par l'utilisation de la dent extraite. Intérêt et application clinique

Yotam Sellam

► To cite this version:

Yotam Sellam. Le Smart Dentin Grinder : la nouvelle stratégie thérapeutique d'autogreffe par l'utilisation de la dent extraite. Intérêt et application clinique. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-02351890

HAL Id: dumas-02351890

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02351890v1>

Submitted on 6 Nov 2019

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

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



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

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année : 2017

Thèse N°: 5158

N° attribué par la bibliothèque : 2017PA07G070

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le

par *SELLAM Yotam*

**LE SMART DENTIN GRINDER : LA NOUVELLE STRATEGIE
THERAPEUTIQUE D'AUTOGREFFE PAR L'UTILISATION DE LA
DENT EXTRAITE. INTERET ET APPLICATION CLINIQUE**

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Georges KHOURY

JURY

M. le Professeur Yves BOUCHER	Président
M. le Docteur Vianney DESCROIX	Assesseur
M. le Docteur Rufino FELIZARDO	Assesseur
Mme le Professeur Laurence JORDAN	Assesseur
M. le Docteur Jean-Raphaël NEFUSSI	Assesseur
M. le Docteur Georges KHOURY	Membre Invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT – PARIS 7

Présidente de l'Université

Mme la Professeure Christine CLERICI

Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie

Mme la Professeure Ariane BERDAL

Directrice Générale des Services :

Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Yves BOUCHER

Président

M. le Docteur Vianney DESCROIX

Assesseur

M. le Docteur Rufino FELIZARDO

Assesseur

Mme le Professeur Laurence JORDAN

Assesseur

M. le Docteur Jean-Raphaël NEFUSSI

Assesseur

M. le Docteur Georges KHOURY

Membre Invité

M. le Professeur Yves BOUCHER

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

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant de présider cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et des mes plus sincères remerciements.

M. le Docteur Vianney DESCROIX

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

Qui m'a fait l'honneur de participer au jury de cette thèse. Veuillez recevoir mes plus vifs remerciements et l'expression de ma respectueuse considération.

M. le Docteur Rufino FELIZARDO

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

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant de participer au jury de cette thèse, veuillez trouver ici le témoignage de ma gratitude et de mon plus profond respect.

Mme le Professeur Laurence JORDAN

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

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant de participer au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma plus grande reconnaissance et mes sincères remerciements.

M. le Docteur Jean-Raphaël NEFUSSI

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

Qui m'a fait l'honneur de participer au jury de cette thèse, veuillez agréer l'assurance de mes sentiments les plus respectueux.

M. le Docteur Georges KHOURY

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

Pour l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de diriger ce travail, veuillez trouver ici l'expression de ma plus haute considération accompagnée de toute ma gratitude et de mon plus profond respect.

TABLES DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION	3
2	HISTOLOGIE OSSEUSE ET DENTAIRE	4
2.1	Histologie osseuse.....	4
2.1.1	<i>Description et propriétés</i>	<i>4</i>
2.1.2	<i>Les cellules.....</i>	<i>5</i>
2.1.3	<i>La matrice extracellulaire.....</i>	<i>7</i>
2.2	Histologie Dentaire.....	8
2.2.1	<i>L'émail.....</i>	<i>8</i>
2.2.2	<i>La dentine.....</i>	<i>9</i>
2.2.3	<i>Le ciment.....</i>	<i>11</i>
3	RESORPTION DE REMPLACEMENT.....	12
3.1	Description.....	12
3.2	Processus de résorption osseuse.....	13
3.2.1	<i>Différentes phases de l'ostéoclasie.....</i>	<i>13</i>
3.2.2	<i>La régulation du remodelage osseux par des facteurs locaux ?.....</i>	<i>14</i>
3.2.3	<i>Régulation du remodelage osseux par des facteurs généraux.....</i>	<i>16</i>
3.3	Le rôle protecteur du LDA.....	16
3.3.1	<i>Barrière physique et mécanique</i>	<i>16</i>
3.3.2	<i>Barrière biologique.....</i>	<i>17</i>
3.3.3	<i>Perte de son rôle de barrière.....</i>	<i>17</i>
4	LA DENT COMME GREFFE OSSEUSE	18
4.1	Le cahier des charges d'un biomatériau.....	19
4.2	La biocompatibilité	19
4.3	L'ostéoconduction	20
4.3.1	<i>Composition chimique du biomatériau.....</i>	<i>21</i>
4.3.2	<i>Capacité de résorption du biomatériau</i>	<i>23</i>
4.3.3	<i>L'état de surface du biomatériau.....</i>	<i>24</i>
4.3.4	<i>Etude clinique de l'ostéoconduction.....</i>	<i>26</i>
4.4	L'ostéoinduction.....	28
4.5	Déminéralisation	31
5	SMART DENTIN GRINDER.....	32

5.1	Présentation	32
5.2	Les avantages	33
5.3	Les inconvénients	34
5.4	Les indications	34
5.5	Contre-indications	34
5.6	Protocoles du SDG	35
6	ETUDES DE CAS CLINIQUES	39
6.1	Préservation de l'alvéole post-extractionnelle	39
6.1.1	<i>Étude de Kim YK. et al. 2014 – Traitement chimique et mécanique</i>	40
6.1.2	<i>Etude de Valdec S. et al. 2017 – Traitement mécanique</i>	41
6.1.3	<i>Etude de Kim YK. et al. 2017 – Traitement chimique et mécanique</i>	42
6.1.4	<i>Etude de Binderman I. et al. 2014 – Utilisation du Smart Dentin Grinder</i>	45
6.2	Elévation du plancher sinusien	47
6.2.1	<i>Etude de Pohl V. et al. 2016 – Pas de traitement chimique ni mécanique</i>	47
6.2.2	<i>Etude de Jun SH. et al. 2014 – Traitement chimique et mécanique</i>	48
6.2.3	<i>Etude de Kim ES. et al. 2016 – Traitement chimique et mécanique</i>	52
6.3	Régénération osseuse guidée – Etude de Kim YK. et al. 2016	54
6.4	Augmentation osseuse	55
6.4.1	<i>Etude de Pang KM. et al. 2016 – Traitement chimique et mécanique</i>	55
6.4.2	<i>Etude de Lee JY. et al. 2013 – Traitement chimique et mécanique</i>	57
6.5	Etude sur toutes les indications de Park SM. et al. 2012 – Traitement chimique et mécanique	57
7	DISCUSSION	59
8	CONCLUSION	61
9	BIBLIOGRAPHIE	62

1 INTRODUCTION

L'extraction des dents est l'une des procédures les plus répandues en dentisterie. Aujourd'hui, les dents extraites sont considérées comme un déchet clinique et sont éliminées dans des sacs médicaux biologiques. Les experts estiment que plus de 20 millions de dents sont extraites chaque année aux États-Unis seulement.

Cet acte induit des changements dimensionnels significatifs de la crête alvéolaire par un remodelage osseux constituant un obstacle considérable aux résultats prothétiques en termes esthétiques, phonétiques et fonctionnels. Toutefois la résorption de la crête est plus faible lorsque des procédures de préservation alvéolaire sont mises en place dans l'alvéole d'extraction (Horowitz R et al. 2012).

Des greffes osseuses de type autogreffe, allogreffe, xélogreffe et biomatériaux alloplastiques sont ainsi utilisées pour éviter cette perte osseuse. L'os autogène est encore considéré comme la référence pour la reconstruction structurelle et fonctionnelle des défauts osseux pour son potentiel ostéogénique. Cependant, en raison du risque de complications du site donneur et la quantité limitée de masse osseuse obtenue, les matériaux de greffe non autogènes sont apparus. C'est dans ce contexte que l'utilisation de la dent extraite ait été suggérée comme matériau de greffe potentiel (Murata M et al. 2011) (Kim YK et al. 2010).

L'os alvéolaire et les dents se développent à partir de cellules de la crête neurale. Ainsi à l'image de l'hydroxyapatite (HA), de nombreuses protéines sont communes à l'os, à la dentine et au ciment (Donovan MG et al. 1993) (Qin C et al. 2002). Il n'est donc pas surprenant que la structure dentaire (hormis les tissus pulpaire) puisse servir de matériau de greffe osseuse. C'est une matrice cellulaire inductive non immunogénique, non pathogénique, qui ne nécessite pas de site de prélèvement et n'entraîne pas de morbidité.

Le premier cas d'autogreffe de dentine humaine a été signalé en 2003. Les études se basent sur le phénomène de résorption de remplacement suite à la réimplantation de dents expulsées. La dentine subit une ankylose et est très lentement remodelée et remplacée par de l'os cortical, devenant ainsi un matériau idéal pour la préservation de la crête alvéolaire. Les particules de dentine ont l'avantage de maintenir une stabilité mécanique à l'image des biomatériaux de substitution après leur mise en place dans l'alvéole.

Plusieurs études ont rapporté que les dents extraites de patients qui subissent un processus de nettoyage, de broyage et de décontamination sont des greffons très efficaces pour combler leurs défauts osseux alvéolaires (Kim YK et al. 2010) (Kim SG et al. 2011). Cependant, cette procédure prend beaucoup de temps car le greffon n'est prêt que de nombreuses heures voire des jours après l'extraction. D'où l'intérêt du Smart Dentin Grinder du Pr Binderman qui propose une procédure modifiée. La dent fraîchement extraite est broyée en dentine minéralisée particulière puis traitée pour être exempte de bactéries et repositionnée dans l'alvéole immédiatement après l'extraction.

Les études actuelles mettent en avant une dentine autogène comme matériau de greffe osseuse fiable par son ostéoconduction et son potentiel ostéoinducteur permettant ainsi la préservation et l'augmentation des os alvéolaires. L'objectif de cette thèse est d'analyser la littérature afin d'évaluer la validité de cette technique et son évolution.

2 HISTOLOGIE OSSEUSE ET DENTAIRE

2.1 Histologie osseuse

2.1.1 *Description et propriétés*

L'os alvéolaire est le tissu de support principal de la dent. Issu des cellules de la crête neurale, il appartient au groupe des os plats. Situé entre deux corticales externes et internes, il présente une paroi perforée de nombreux canaux vasculaires. L'espace situé entre les corticales et les parois alvéolaires est occupé par un tissu osseux spongieux qui est en quantité moindre à la mandibule qu'au maxillaire. Cet os spongieux est un os trabéculaire, caractérisé par de nombreuses travées anastomosées de tissu osseux qui entourent des lacunes remplies de moelle jaune riche en cellules adipeuses, ainsi que de moelle rouge, très vascularisée, dite hématopoïétique. L'os est un peu moins vascularisé à la mandibule qu'au maxillaire (Chenu C. et al. 1994).

La paroi alvéolaire est quant à elle la zone d'ancrage des fibres ligamentaires et permet l'absorption des forces et tensions générées par la mastication, l'occlusion et les forces orthodontiques. Sa propriété principale est sa capacité à se remodeler en permanence en fonction des contraintes. Elle est le siège d'un remaniement permanent qui perdure toute la vie de l'individu.

2.1.2 Les cellules

Il existe deux lignées de cellules osseuses (Thomas T. et al. 2008) :

- la lignée ostéoblastique qui comprend les pré-ostéoblastes, les ostéoblastes, les ostéocytes et les cellules bordantes ;
- la lignée ostéoclastique qui comprend les pré-ostéoclastes et les ostéoclastes.

➤ Les ostéoblastes :

Ces cellules proviennent de la différenciation de cellules souches mésenchymateuses issues de la crête neurale. Les cellules souches se différencient en cellules progénitrices ostéochondrocytaires qui à leur tour se différencient en pré-ostéoblastes et enfin en ostéoblastes fonctionnels.

Leur fonction principale est de synthétiser et de minéraliser la matrice osseuse au cours de la croissance du squelette. Ils sont aussi responsables du renouvellement de la matrice osseuse chez l'adulte (le remodelage) et de la réparation osseuse tout au long de la vie.

Ils sécrètent d'abord une matrice organique ou matrice ostéoïde structurée par les fibres de collagènes où les protéines non-collagéniques sont intriquées. Puis ils contrôlent la minéralisation de cette matrice par des dépôts de cristaux d'hydroxyapatite.

Les ostéoblastes, qui synthétisent de l'os, travaillent en synergie avec les ostéoclastes qui sont capables de résorber l'os. Présents dans le stroma-médullaire, ils vont produire des molécules régulatrices solubles (OPG, RANKL) et des cytokines (M-CSF, $TNF\alpha$, IL1, IL6 et IL11). Celles-ci, relarguées dans le milieu extracellulaire vont agir au niveau des cellules précurseurs des ostéoclastes, contrôlant ainsi la résorption ostéoclastique et la masse osseuse..

Les ostéoblastes matures ont trois devenir possibles. Soit ils disparaissent par apoptose, soit ils deviennent des ostéocytes emmurés dans la matrice osseuse, soit ils deviennent des cellules quiescentes bordant la surface osseuse.

➤ Les ostéocytes

Ces cellules sont les plus abondantes. Ce sont des ostéoblastes qui se sont retrouvés enfermés au sein de la matrice osseuse qu'ils ont eux-mêmes formée. Ils communiquent entre eux et avec les cellules de la surface osseuse par un système de prolongements dendritiques (des extensions de la membrane cytoplasmique).

Ce sont des cellules sensibles aux stimuli mécaniques qui détectent le besoin d'une augmentation ou d'une diminution de la formation osseuse dans le processus d'adaptation fonctionnelle ou en cas de micro-fractures.

Les ostéocytes sont probablement les cellules qui orientent des ostéoblastes dans l'espace et ainsi agencent et adaptent l'architecture osseuse afin d'assurer une résistance maximale aux contraintes physiques auxquelles est soumis le tissu osseux.

➤ Les cellules bordantes

Ces cellules sont impliquées dans l'ostéogénèse. Elles forment une frontière entre l'os et les autres compartiments de l'organisme. Elles n'ont pas d'activité de synthèse, néanmoins, il est actuellement admis qu'elles sont capables, sous l'influence de stimuli, de se multiplier et se redifférencier en ostéoblastes actifs.

➤ Les ostéoclastes

D'origine hématopoïétique (de la lignée myéloïde), les ostéoclastes dérivent de cellules monocytaires qui se différencient en pré-ostéoclastes. Cette spécification des pro-monocytes en pré-ostéoclastes se fait sous l'influence de facteurs de transcription et de facteurs de croissance dont les principaux sont au nombre de trois : M-CSF, RANKL et son antagoniste l'ostéo-protégérine (OPG).

Les pré-ostéoclastes fusionnent ensuite par contact membranaire pour former un ostéoclaste volumineux et multi-nucléé (de 30 à 50 noyaux). Sa fonction principale est de contrôler l'homéostasie du calcium de part sa capacité à dissoudre les minéraux et à dégrader la matrice organique.

Les ostéoclastes se trouvent au niveau des sites actifs de remaniements osseux sur les surfaces osseuses de l'endoste, dans les systèmes de Havers et parfois sur la surface du périoste.

2.1.3 *La matrice extracellulaire*

La matrice extracellulaire de l'os alvéolaire est composée de 10 % d'eau et d'une composante minérale de 65 % à laquelle est liée la composante organique de 25 % (Thomas T et al. 2008).

➤ La phase organique :

Le collagène représente 90 % de la matrice organique. Ces fibres sont associées à des protéines non-collagéniques secrétées par les ostéoblastes. Cette matrice nouvellement formée appelée tissu ostéoïde est minéralisée dans un second temps.

Les protéines non-collagéniques constituent seulement 10 % du tissu organique. On peut les classer en trois groupes :

- les protéines non-collagéniques osseuses proprement dites, comme l'ostéocalcine, l'ostéonectine et l'ostéopontine ;
- les protéines plasmatiques synthétisées dans d'autres organes et qui s'accumulent dans l'os à partir du plasma et des liquides interstitiels ;
- les facteurs de croissance.

Les protéines non-collagéniques participent non seulement à l'organisation macromoléculaire du tissu osseux mais interviennent aussi dans de nombreux processus de minéralisation, de chimiotactisme cellulaire ou de phénomènes de couplage entre résorption et formation osseuse.

➤ La phase minérale :

La phase inorganique de la matrice osseuse confère à l'os sa rigidité et sa résistance mécanique. Elle représente aussi une importante réserve minérale.

En effet, environ 99 % du calcium de l'organisme, 85 % du phosphore et entre 40 et 60 % du sodium et du magnésium sont incorporés dans les cristaux qui constituent la substance minérale osseuse.

Elle est essentiellement composée de phosphate de calcium cristallisé sous forme d'hydroxyapatite.

➤ L'eau

En très faible quantité dans le tissu osseux, elle ne représente que 10% de son volume total alors qu'elle représente 60% du volume total de l'organisme.

2.2 Histologie Dentaire

2.2.1 *L'émail*

L'émail recouvre la couronne des dents. C'est une structure et non pas un tissu car il ne contient ni cellules, ni vaisseaux, ni innervation. Il est constitué de 95 % d'une phase minérale, de 0,6 % d'une phase organique et de 4 % d'eau. Il s'agit de la structure la plus minéralisée de l'organisme (Alliot-Licht B., 2012).

D'origine ectodermique, la structure de l'émail est organisée en prisme et en substance inter-prismatique.

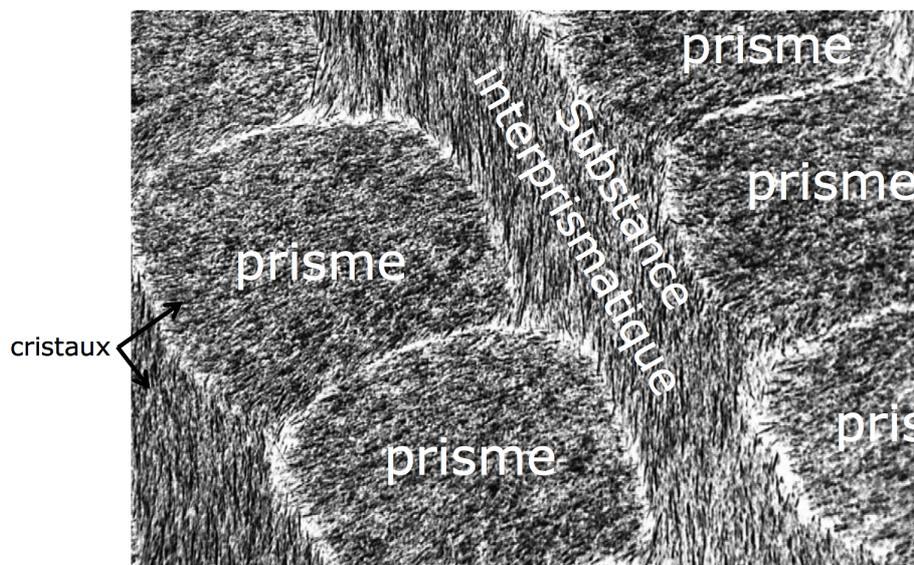


Figure 1 : *Email en microscopie électronique à transmission (Alliot-Licht B., 2012).*

La maille élémentaire de l'émail est l'hydroxyapatite. C'est un cristal formé principalement par des ions de calcium et de phosphate qui s'associent pour former in fine une HA de formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Les mailles d'hydroxyapatites poly-substituées de dimension inférieure à 1 nm s'assemblent pour former des cristaux d'émail.

Ces cristaux d'apatites sont d'une part regroupés en structures arrondies pour former les prismes et d'autre part situés entre ces prismes dans la substance dite inter-prismatique.

Quant à la phase organique, celle-ci est composée majoritairement d'amélogénines (90 % des protéines totales de l'émail), d'améloblastines (5 %), d'énamélines (5 %) et de tuftélines.

2.2.2 La dentine

La dentine est un tissu conjonctif dur, minéralisé et avasculaire qui constitue 85% du volume dentaire, soit sa majeure partie. Entourant la pulpe, elle est recouverte par l'émail au niveau coronaire et par le cément en radiculaire. Ce tissu est traversé de part en part par de multiples tubules contenant les prolongements cytoplasmiques des odontoblastes situés à la périphérie de la pulpe. La partie interne de la dentine est quant à elle innervée, du fait de la pénétration des extrémités nerveuses du réseau pulpaire dans les tubulis (Auriol MM. et al. 2000).

Ce tissu est constitué de 70 % d'une phase minérale, de 20 % d'une phase organique et de 10 % d'eau. La phase minérale est principalement formée de cristaux d'hydroxyapatites associés de manière sporadique à du phosphate de calcium, à des sulfates et à des carbonates. La dentine est donc moins minéralisée que l'émail, mais plus que l'os et le cément.

La portion organique contient 90 % de collagène. Le collagène de type I est le composant le plus abondant. Il a pour rôle principal de constituer l'armature de la matrice dentinaire. En effet, les molécules de procollagène secrétées par les odontoblastes s'associent progressivement dans l'espace pré-dentinaire pour former des fibrilles, puis des fibres, dont le diamètre peut aller jusqu'à 200 nm. Le second rôle du collagène de type I est un rôle de support du minéral dentinaire, constitué essentiellement par des cristaux d'hydroxyapatite carbonatée (Goldberg M. 2008).

La dentine contient également du collagène de type V (environ 3 %) et une très faible quantité de collagène de type VI.

Il est aujourd'hui établi que la minéralisation de la prédentine débute au niveau des fibres de collagène de type I. Toutefois, celles-ci ne l'induisent pas directement. La minéralisation est initiée par des protéines non-collagéniques qui se fixent sur les fibres de collagène et qui organisent le dépôt de l'hydroxyapatite à l'intérieur et à la surface de ces fibres.

Ces protéines non-collagéniques synthétisées par les odontoblastes sont multiples (Alliot-Licht B., 2012) :

- les plus abondantes étant celles de la famille des SIBLINGs impliquées dans la minéralisation (Linde A. 1989) :
 - la sialophosphoprotéine dentinaire (DSP),
 - la phosphoprotéine matricielle dentinaire,
 - la sialoprotéine osseuse,
 - l'ostéopontine (OPN),
 - la phosphoglycoprotéine extracellulaire matricielle,
- les protéines-Gla comme l'ostéocalcine qui régulent négativement la minéralisation de la matrice dentinaire en inhibant la formation de l'hydroxyapatite ;
- l'ostéonectine, la thrombospondine et la glycoprotéine acide osseuse BAG-75 ;
- les protéoglycannes sont quant à eux peu abondants et représentent moins de 5% des protéines non-collagéniques de la matrice dentinaire. Ils inhibent la minéralisation grâce à leur structure riche en groupes sulfates et carboxyles qui leur confèrent une capacité importante à fixer le calcium et à le rendre indisponible pour la minéralisation ;
- les facteurs de croissance sont stockés dans la dentine, dont le TGF-beta1 et les protéines de la morphogénèse osseuse (BMP) 2, 4, 6 et 7 (Urist M.R et al. 1971) (Morotome et al. 1988) ;
- les amélogénines qui s'incorporent au manteau dentinaire pour réguler la formation de l'émail à la jonction dentine – émail ;

- on trouve également dans la matrice dentinaire des protéines du sérum comme l'albumine, la glycoprotéine alpha2-HS et des immunoglobulines de types IgG et IgE.

Les protéines non-collagéniques comme l'ostéocalcine, l'ostéonectine, la phosphoprotéine matricielle dentinaire et la sialoprotéine osseuse sont connues pour agir sur la calcification osseuse (Urist MR. et al. 1971) (Kawai T. et al. 1989) (Bessho K. et al. 1990). La DSP en particulier, liée au collagène de type I, contribue au processus de minéralisation. Des études antérieures ont découvert à travers l'analyse immunocytochimique que l'OPN et la DSP étaient visibles 6-8 semaines après avoir greffé le matériau dentaire sur des défauts osseux alvéolaires chez des rats (Nampo et al. 2010). L'OPN est connu pour déclencher l'ostéogenèse à travers la différenciation précoce des ostéoblastes mais conduit également à une résorption osseuse en permettant l'adhérence des ostéoclastes à la surface osseuse.

2.2.3 Le ciment

Le ciment radiculaire est un des tissus de support de la dent. Le ciment a pour rôle majeur de servir d'ancrage au ligament dento-alvéolaire (LDA), unissant ainsi la dent à l'os alvéolaire et à la gencive.

Il s'agit d'un tissu conjonctif minéralisé qui tapisse la surface externe de la racine dentaire. Il assure un rôle de barrière et de protection de la racine dentaire.

Bien que similaire au tissu osseux par sa composition et sa structure, il possède quelques particularités bien spécifiques. Il est avasculaire, non innervé et n'entre pas dans un processus de remodelage physiologique par résorption et apposition. Le ciment se dépose par couches successives, de façon continue tout au long de la vie. Son épaisseur augmentera donc continuellement avec l'âge (Auriol MM. et al. 2008) (Lorimier S. et al. 2012).

La dentine et l'os alvéolaire sont tous les deux issus des cellules de la crête neurale et présentent une composition biologique similaire (Tableau 1) avec le collagène type I et les protéines non-collagéniques. C'est pourquoi de nombreux chercheurs ont étudié la dentine dentaire comme support potentiel de protéines humaines et comme matériau de greffe osseuse (Bang G et al. 1967) (Conover MA et al. 1979).

	Email	Dentine	Cément	Os alvéolaire
Phase minérale	95 %	70 %	45-55 %	65 %
Phase Organique	0,6 %	20%	50-55 %	25 %
Eau	4 %	10 %		10 %

***Tableau 1** : Récapitulatif de la composition de l'email, de la dentine, du ciment et de l'os alvéolaire.*

3 RESORPTION DE REMPLACEMENT

Il est important de rappeler la réponse de l'organisme lorsque le tissu osseux se met en contact direct avec la dent suite à un traumatisme ou dans le cas de cette thèse, suite au retrait volontaire du ligament après extraction.

3.1 Description

L'ankylose radulaire est une de ces conséquences indirectes ayant pour origine une lésion traumatique du ligament alvéolo-dentaire (Campbell KM. et al. 2005). Il s'agit d'une fusion pathologique entre le tissu osseux alvéolaire et les tissus dentaires. Cette fusion a sur le moment peu de conséquences cliniques pour le patient mais peut aboutir à terme à une résorption externe de remplacement de la racine dentaire. La résorption de remplacement radulaire est un phénomène continu de remplacement du ciment et de la dentine par du tissu osseux.

Le tissu osseux, en remodelage constant de façon physiologique, va en l'absence de barrière ligamentaire, résorber progressivement les tissus dentaires radiculaires et apposer à leur place de l'os néoformé (Gunraj MN. 1999) (Filippi A. et al. 2006) (Tardif A. et al. 2008).

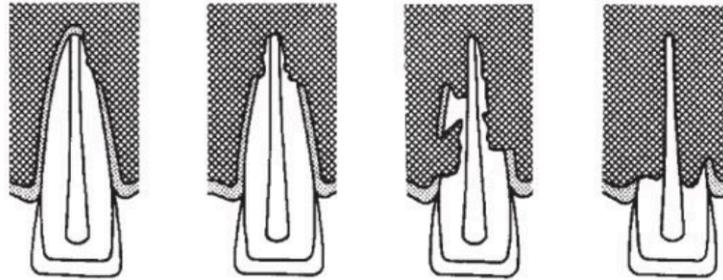


Figure 2 : Schéma décrivant le processus de résorption externe de remplacement (Andreasen JO. et al. 1995)

3.2 Processus de résorption osseuse

Pour bien comprendre l'ankylose radiculaire et la résorption de remplacement, il est nécessaire de s'intéresser aux cellules clastiques, responsables de la résorption pathologique des tissus dentaires mais aussi du remodelage osseux physiologique.

3.2.1 *Différentes phases de l'ostéoclasie*

Le remodelage osseux est le résultat d'un équilibre entre résorption par les ostéoclastes du tissu osseux ancien et apposition d'un nouveau tissu osseux par les ostéoblastes. Ce remodelage débute donc par l'action de l'ostéoclaste puis se poursuit avec l'ostéoblaste au cours des 4 phases du cycle « ARIF » : Activation, Résorption, Inversion et Formation osseuse (Thomas T. et al. 2008) (Auriol MM. et al. 2008).

Le remodelage osseux commence par la phase d'activation. Elle correspond au recrutement et à la fusion des précurseurs ostéoclastiques qui vont alors se différencier en ostéoclastes avant d'entrer en phase de résorption.

Ce sont les cellules bordantes qui par rétractation, vont libérer des facteurs chimiotactiques permettant la migration des pré-ostéoclastes vers la zone à résorber. Les ostéoblastes participent également au recrutement de ces cellules clastiques. Les pré-ostéoclastes vont alors reconnaître la surface osseuse à résorber et s'y ancrer.

Leur différenciation nécessite l'intervention de cellules stromales osseuses et principalement celles des ostéoblastes. Cette activation se fait de deux façons possibles. Soit par la libération de molécules qui iront se fixer sur les récepteurs extra-membranaires des cellules pré-ostéoclastiques, soit par contact direct avec celles-ci. La sensibilisation et la stimulation ou inhibition de l'activité ostéoclastique se fait par l'intermédiaire de facteurs locaux libérés en grande partie par les ostéoblastes. La résorption comprend la destruction de la phase minérale puis celle de la matrice organique de l'os alvéolaire.

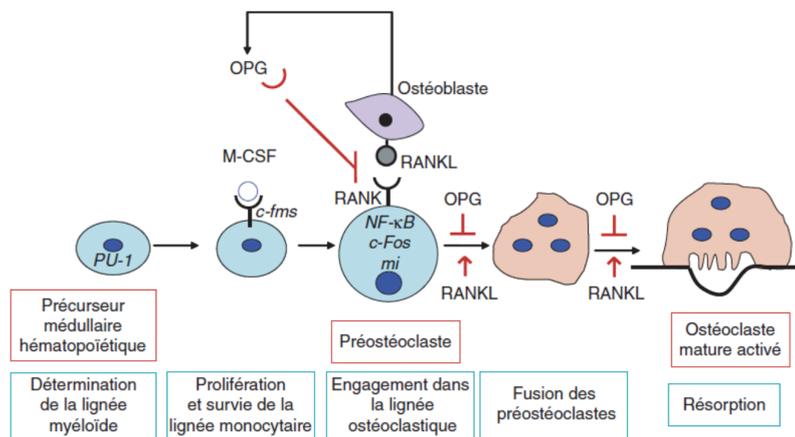


Figure 3 : *Processus de différenciation de la cellule ostéoclastique (Thomas T. et al. 2008).*

3.2.2 La régulation du remodelage osseux par des facteurs locaux ?

Les ostéoblastes sont des médiateurs incontournables de l'activité des ostéoclastes. Ils synthétisent de multiples facteurs locaux (hormones et cytokines) dont la plupart utiliseront le système de communication RANK- L / OPG entre ces deux types de cellules (Chenu C. et al. 1994) (Lorimier S. et al. 2012).

➤ RANK-L

RANK-L (receptor activator of nuclear factor kappa-B ligand) est une cytokine trans-cytoplasmique de la famille des TNF (tumor necrosis factor) présente au niveau de la membrane des ostéoblastes. Elle a pour fonction de se fixer sur la partie RANK présente au niveau des pré-ostéoclastes et ainsi d'induire leur activation et leur différenciation. Cette molécule peut aussi être libérée dans le milieu extracellulaire pour activer et recruter les précurseurs ostéoclastiques.

Cette liaison est également nécessaire pour maintenir l'activité de résorption des ostéoclastes. Elle inhibe en effet leur apoptose.

➤ OPG

L'OPG (ostéoprotégérine) est une glycoprotéine produite par les ostéoblastes. C'est une molécule soluble qui va se fixer elle aussi sur la partie RANK récepteur des ostéoclastes et donc la bloquer. Une fois fixée elle empêche la liaison activatrice de la résorption RANK-L / RANK. L'OPG est donc un facteur inhibiteur de la résorption. C'est l'équilibre d'expression entre RANK-L et OPG qui va moduler l'activité de résorption des ostéoclastes.

➤ TGF β

Le TGF β (transforming growth factor β) est un facteur stocké et synthétisé en grande quantité par les ostéoblastes. C'est un facteur chimiotactique qui participe au recrutement des précurseurs ostéoblastiques. Il a par ailleurs une action inhibitrice de la prolifération et de la différenciation des ostéoclastes.

Il peut même induire l'apoptose des ostéoclastes matures. Les BMP (bone morphogenetic proteins) qui représentent une grande partie de ces protéines participent à l'induction de la différenciation des précurseurs de la lignée ostéoblastique.

➤ IGF

L'IGF (insulin-like growth factor) stimule la prolifération et la différenciation des ostéoblastes.

➤ Les prostaglandines

La prostaglandine E2 produite par les ostéoblastes augmente la prolifération des précurseurs d'ostéoclastes.

➤ Autres facteurs et cytokines

D'autres facteurs locaux interviennent pour réguler le remodelage osseux. On peut ainsi nommer : les FGF (fibroblast growth factor) et les PGF (platelet growth factor) qui stimulent la prolifération des ostéoblastes. Puis les interleukines également qui auront selon leur type une action stimulatrice ou inhibitrice de la résorption par les ostéoclastes.

3.2.3 Régulation du remodelage osseux par des facteurs généraux

L'activité de résorption des ostéoclastes, de leur prolifération et de leur différenciation dépend également de certains facteurs généraux qui viendront agir sur les systèmes RANK, RANK-L et OPG (Chenu C. et al. 1994) (Lorimier S. et al. 2012).

➤ PTH

La PTH (hormone parathyroïdienne) ou parathormone produite par la thyroïde est une hormone calciotrope. Elle stimule la résorption osseuse en se fixant sur les récepteurs ostéoblastiques. Elle stimule la sécrétion de RANK-L et inhibe celle d'OPG.

➤ Calcitonine

La calcitonine est elle aussi une hormone calciotrope. Elle agit en activant des récepteurs ostéoclastiques membranaires, ce qui diminue la mobilité de ces cellules et leur activité de résorption.

D'autres facteurs systémiques dont la liste n'est pas exhaustive, peuvent être impliqués dans le remodelage osseux, comme par exemple les hormones sexuelles, les hormones thyroïdiennes, les hormones de croissance et les hormones hypophysaires etc.

3.3 Le rôle protecteur du LDA

Le LDA, en plus de son rôle mécanique dans l'occlusion dentaire et dans la stabilisation parodontale de la dent, a un rôle de barrière entre les tissus dentaires (dentine et ciment) et les tissus osseux alvéolaires (Beertsen W. et al. 1997).

Cette fonction de barrière protectrice est physique mais aussi biologique. C'est la perte de ce rôle qui favorise le développement d'ankylose et de résorption de remplacement.

3.3.1 Barrière physique et mécanique

La présence de ce tissu fibreux que constitue le LDA empêche le contact direct entre ostéoclastes de la paroi alvéolaire et le ciment et dentine radiculaire (Rubin CT. et al. 1985).

Par son rôle d'amortisseur des forces mécaniques, il transmet les forces générées par la mastication, l'occlusion et les mouvements orthodontiques au tissu osseux alvéolaire. Il est reconnu que l'étendue et la vitesse du remodelage osseux sont augmentées lorsque l'os est soumis à un stress mécanique. Cette répartition des forces par l'intermédiaire des fibres desmodontales va organiser et orienter le turn-over osseux au niveau de la paroi alvéolaire. Le LDA a donc un rôle fondamental dans la distribution des forces et dans le remodelage osseux alvéolaire.

3.3.2 Barrière biologique

Au niveau biologique, ce sont les fibroblastes qui régulent le remodelage osseux. En effet, les fibroblastes libèrent des cytokines et des facteurs de croissance (comme les TGF β , BMP, IGF et FGF) qui auront une action sur le remodelage osseux. Cette action peut prévenir l'apparition d'une résorption en diminuant par exemple la prolifération et la différenciation ostéoclastique ou en diminuant leur activité.

3.3.3 Perte de son rôle de barrière

La disparition du LDA, que ce soit pour raison traumatique ou infectieuse est défavorable à l'équilibre parodontal et dentaire. Il est reconnu dans la littérature qu'un certain niveau de délabrement du LDA aboutira de manière quasi certaine à une ankylose radiculaire. Andreasen a par exemple démontré en 1981 qu'un retrait complet du LDA aboutissait de manière systématique à une ankylose (Andreasen JO. 1981). La disparition du LDA va perturber sa fonction de barrière physique et biologique entre ostéoclastes et tissus minéralisés dentaires. Les cellules clastiques vont ainsi, pouvoir se fixer sur le ciment minéralisé et débiter la formation de lacunes de résorption sans qu'aucune molécule ou cellule ne puisse les réguler (Line SE. et al. 1974).

Des études sur modèle animal ont montré que l'ankylose survient lorsque des cellules osseuses alvéolaires sont amenées à repeupler les défauts ligamentaires, plutôt que des cellules desmodontales (Andersson L. et al. 1989).

Même si ces précurseurs peuvent se différencier en cellules desmodontales, leur différenciation dépend des facteurs du tissu majoritairement présent à proximité. S'il s'agit de tissu osseux, les lignées cellulaires osseuses seront privilégiées. Il y aura donc apposition d'os à la surface du défaut.

4 LA DENT COMME GREFFE OSSEUSE

C'est à partir de 1993 que les chercheurs Sud Coréens, dirigés par Kim YK., ont commencé à expérimenter la matrice dentinaire déminéralisée humaine (DDM) comme greffe osseuse potentielle. Ils sont à l'origine de la plupart des études réalisées sur ce biomatériau.

Ils ont obtenu d'abord un brevet Coréen la même année puis un brevet américain portant sur le développement d'un matériau de greffe osseuse utilisant la dent animale (Kim YK et al. 2011b).

En 2003, ils réalisent la première greffe de dentine autogène dans le cas d'un sinus lift en utilisant des granules de DDM. En se basant sur les études réalisées, ils commercialisent en 2008 l'« *AutoBT* » ou « *Autogenous Tooth Bone Graft Material* » comme greffe osseuse autologue. En 2009, le Korea Tooth Bank ou « KBT » est créé à Séoul pour le traitement de ces matériaux dérivés de dents. La dent extraite est envoyée au KBT pour traitement puis renvoyée au praticien pour la greffe sur patient.

L'AutoBT est une matrice de dentine stérilisée et déminéralisée avant le processus de greffe. Les dents sont extraites puis envoyées dans un laboratoire. Un nettoyage mécanique est d'abord réalisé par retrait de la couronne, de la pulpe dentaire et des tissus mous et une stérilisation chimique au gaz d'oxyde d'éthylène est ensuite effectuée. Le praticien récupère le greffon quelques jours plus tard en forme de bloc ou de poudre de granulométrie comprise entre 0,5 et 1 mm. Cette procédure devrait potentiellement réduire le risque d'inflammation mais nécessite une seconde intervention chirurgicale. A ce jour, nous ne savons si cette procédure chimique est nécessaire.

4.1 Le cahier des charges d'un biomatériau

Un biomatériau de greffe doit respecter un cahier des charges bien défini. Il doit être biocompatible, stérile et stérilisable (le processus de stérilisation ne doit pas altérer le biomatériau), doit exister en plusieurs formes et avoir un coût raisonnable.

En ce qui concerne les propriétés biologiques, il doit être :

- résorbable ;
- poreux, la macroporosité favorise la migration et la microporosité augmente la surface développée ;
- de taille particulière idéalement comprise entre 250 et 450 microns ;
- avoir une ostéo-activité. C'est la capacité d'un matériau à promouvoir une néoformation osseuse par ostéoconduction, ostéoinduction ou par une activité ostéogénique.

4.2 La biocompatibilité

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à ne pas interférer et ne pas dégrader le milieu biologique dans lequel il est utilisé.

Les auteurs ont commencé par s'appuyer sur l'absence clinique d'inflammation ou de rejet immunitaire de la racine lors d'une décoronation. C'est une technique d'extraction permettant de préserver le volume osseux alvéolaire. La couronne dentaire de la dent est sectionnée et la racine est laissée en place dans son alvéole. Celle-ci était prévue dans les cas d'ankylose dentaire ou pour éviter une lésion du nerf alvéolaire inférieure lors de l'extraction des dents de sagesse. En effet, après décoronation de la dent, les ostéoclastes apparaissent dans la cavité pulpaire et un remodelage se met en place pour remplacer la dent par l'os (Hatano Y. et al. 2009). De plus, les dents ankylosées traitées par la décoronation permettent de préserver la crête alvéolaire que ce soit en hauteur ou dans le sens vestibulo-lingual (Malmgren B. 2013).

Les auteurs se sont ensuite appuyés sur l'ensemble des études cliniques réalisées sur l'autogreffe ou la xéngreffe dentaire qui montrent des résultats similaires concernant cette absence d'inflammation ou de rejet immunitaire (Andersson L. 2010) (Kim YK. et al. 2013b) (Kim YK. et al. 2013c).

Par ailleurs, une analyse quantitative de la prolifération et de la différenciation de la lignée cellulaire MG-63 (cellules ostéoblastiques immatures) a été effectuée lorsque la dent humaine est utilisée comme greffe osseuse (Lee HJ. 2011). Dans cette étude, l'auteur utilise une dentine partiellement déminéralisée (PDDM). Il démontre que l'adhérence cellulaire et l'activité de prolifération de la cellule MG-63 sur la PDDM étaient similaires à une différenciation ostéogène améliorée (figure 4).

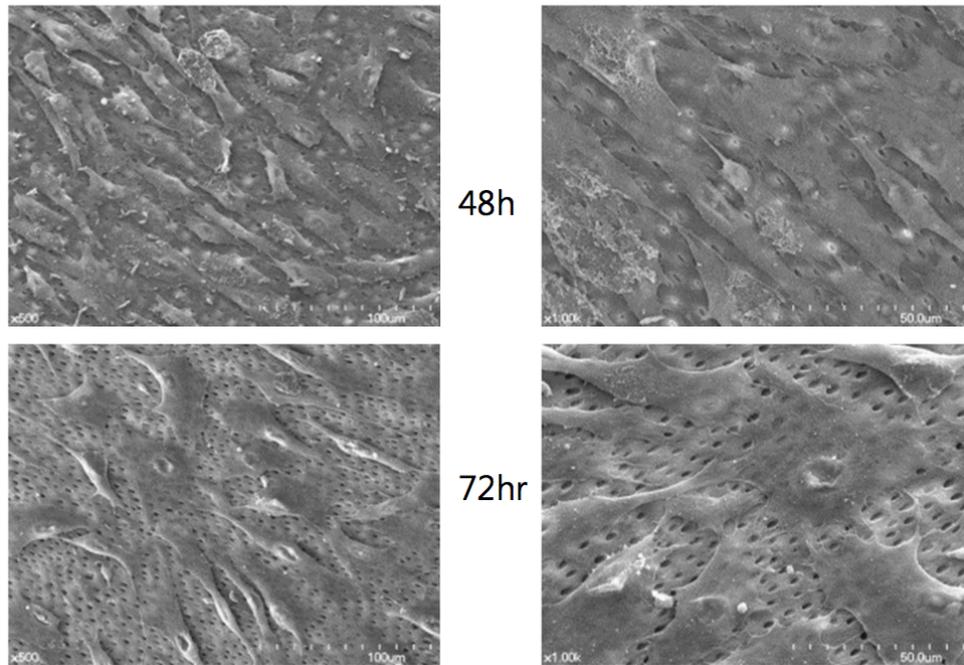


Figure 4 : Adhérence des cellules MG-63 à la matrice de dentine partiellement déminéralisée (Lee HJ. 2011).

On peut ainsi conclure que les particules dentaires greffées sont biocompatibles avec les cellules ostéoblastiques qui constituent l'os alvéolaire.

4.3 L'ostéoconduction

Un biomatériau ostéoconducteur joue le rôle d'échafaudage permettant la colonisation par des cellules ostéoprogénitrices du lit receveur. Cette ostéoconduction dépend :

- de la composition chimique du biomatériau ;
- de son état de surface (présence de pores) ;
- de sa capacité de résorption ;

Les études de Kim et al. (Kim YK. et al. 2013c) mettent en avant l'ostéoconduction de l'AutoBT ou « *Autogenous Tooth Bone Graft Material* ». Ils comparent l'autogreffe dentaire (AutoBT) à d'autres matériaux de greffe osseuse.

4.3.1 Composition chimique du biomatériau

Tout d'abord concernant la composition chimique, l'AutoBT présente une composition minérale similaire à celle du tissu osseux humain (Kim YK. 2011a) avec de l'apatite faiblement cristallisée ainsi que différents phosphates de calcium comme le phosphate tricalcique (TCP), le phosphate de calcium amorphe (ACP) et l'octacalcium de phosphate (OCP).

Les résultats d'analyse de la diffraction des rayons X (figure 5) permettent de hiérarchiser les biomatériaux en termes de ressemblance vis à vis du tissu osseux autogène. Ainsi la courbe de l'AutoBT radiculaire est celle qui s'approche le plus de celle de l'os cortical autogène (Kim YK. et al. 2013d), suivie du « Cancellous bone » (allogreffe), de l'AutoBT coronaire, du Bio-Oss et enfin du MBCP (matériau alloplastique)

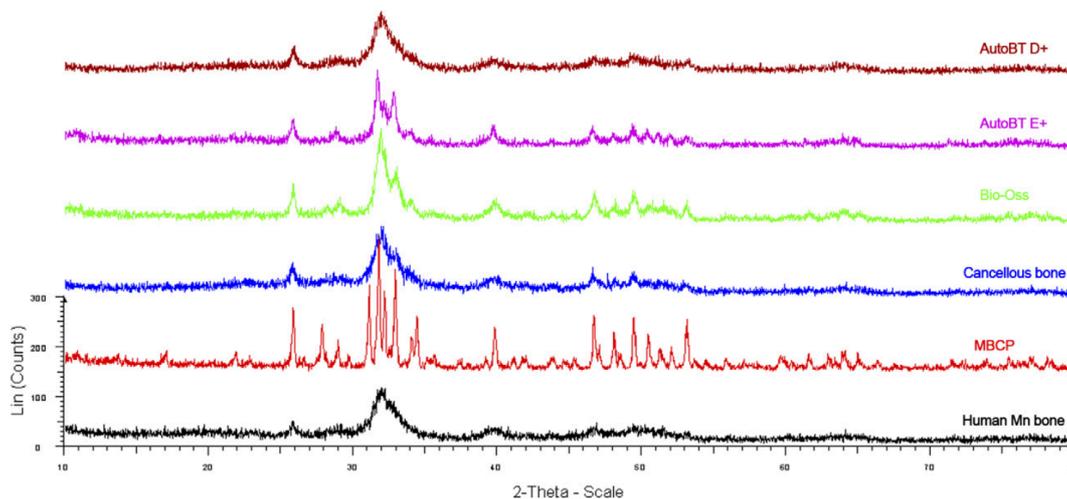


Figure 5 : Résultats des analyses de la diffraction des rayons X :

- *AutoBT D+ : AutoBT radiculaire ;*
- *AutoBT E+ : AutoBT coronaire ;*
- *Bio-Oss*
- *Cancellous Bone ICB*
- *MBCP (matériau alloplastique)*
- *Human bone : os spongieux (Kim YK. et al. 2013d).*

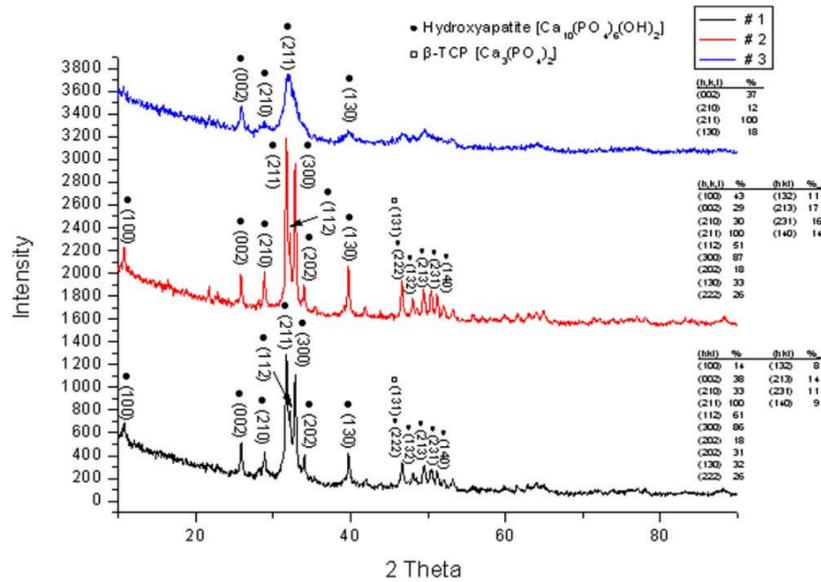


Figure 6 : Diagramme de la diffraction des rayons X par la dent humaine :
 #1 partie radiculaire ;
 #2 partie coronaire ;
 #3 toute la dent (Kim YK. et al. 2010).

La courbe de l'AutoBT coronaire s'apparente moins à celle de l'os autogène. Cette différence de composition entre la couronne et la racine de la dent s'explique par leur différence de cristallisation. La quantité et le niveau de cristallisation de l'hydroxyapatite varient en fonction de la surface de dent utilisée. La radiocristallographie (XRD) de l'AutoBT (Figure 6) est :

- beaucoup plus forte dans sa partie coronaire avec un émail constituée de phosphate de calcium fortement cristallisé avec un rapport Ca/P plus élevé ;
- plus faible dans sa partie radiculaire, principalement constituée de phosphates de calcium faiblement cristallisé avec un rapport Ca/P relativement faible (Kim YK. et al. 2010).

Ceci amène à différents mécanismes de cicatrisation après greffe. L'émail constituée de phosphate de calcium fortement cristallisé n'est pas facilement résorbée par les ostéoclastes, ce qui entraîne une résorption lente et par conséquent une faible ostéoconduction (Kim GW. et al. 2011). Contrairement aux apatites carboniques de la partie radiculaire faiblement cristallisées qui présentent les meilleurs effets d'ostéoconduction (Lu J. et al. 2002) (Fulmer MT. et al. 2002).

4.3.2 Capacité de résorption du biomatériau

La capacité de résorption de l'AutoBT est mise en avant par le test de dissolution Ca/P (mesure du rapport charge sur la masse du biomatériau dans le temps). Ce test compare les différents biomatériaux déjà rencontrés dans la figure 5.

La dissolution du calcium et du phosphate de l'AutoBT coronaire et radiculaire est visible immédiatement après la greffe, affichant le motif le plus similaire à celui de l'os corticale autogène (tableaux 2-3). Notons la très faible voire inexistante dissolution Ca/P des biomatériaux MBCP (biomatériau alloplastique), ICB (allogreffe) et Bio-Oss.

Jour	MBCP	ICB	BioOss	AutoBT couronne	AutoBT Racine	Os
3	54,2	97,7	35,5	230,7	280,0	246,8
7	48,6	71,7	33,6	162,7	255,2	189,2
14	62,7	97,6	35,1	144,5	180,6	180,6

Tableau 2 : Dissolution du Calcium (Rapport masse sur charge (m/z) ; 42,959)
(Kim YK et al. 2013d).

Jour	MBCP	ICB	BioOss	AutoBT couronne	AutoBT Racine	Os
3	301,7	217,8	174,0	269,8	269,4	260,5
7	311,4	191,2	151,7	282,8	230,2	282,8
14	302,5	165,4	148,7	253,8	229,0	245,3

Tableau 3 : Dissolution du phosphate (Rapport masse sur charge (m/z) ; 30,994)
(Kim YK et al. 2013d).

Cette dissolution libère des ions de calcium et de phosphate et induit ainsi une reprécipitation de l'apatite sur les surfaces. Cette combinaison dissolution-reprécipitation entraîne une formation d'apatite permettant l'ostéointégration du greffon dentaire (Priya A. et al. 2010).

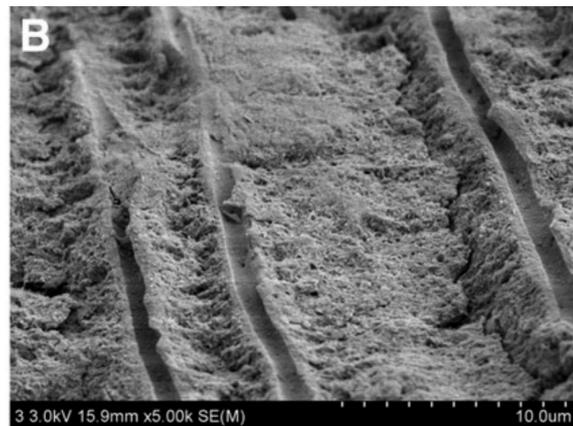
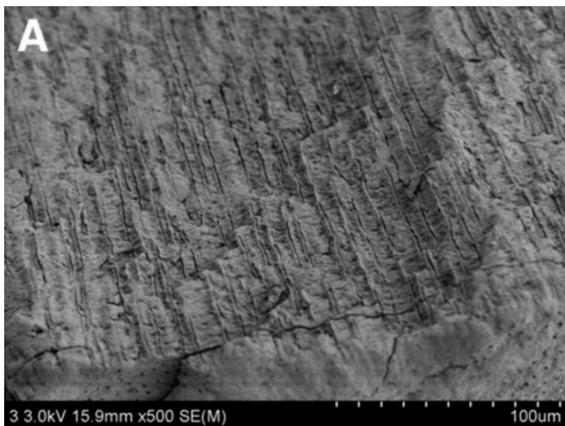
4.3.3 L'état de surface du biomatériau

Le résultat d'analyse au microscope électronique à balayage (SEM) montre également une surface d'AutoBT similaire à celle de l'os cortical autogène (Figure 7). Celui-ci présente des canalicules dentinaires (pores), à la différence de l'émail où la surface est lisse et dense.

Figure 7 : Vue SEM des différents types de greffes osseuses (Kim YK et al. 2013d).

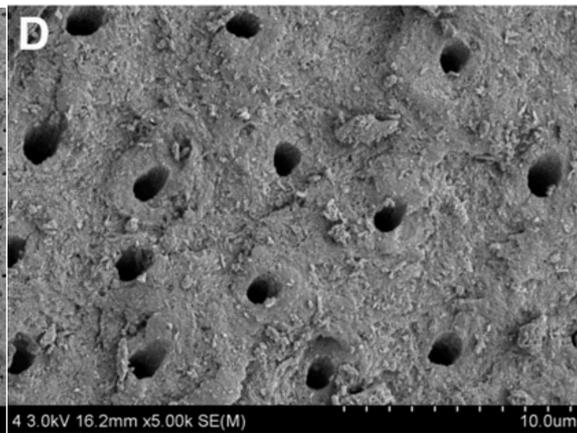
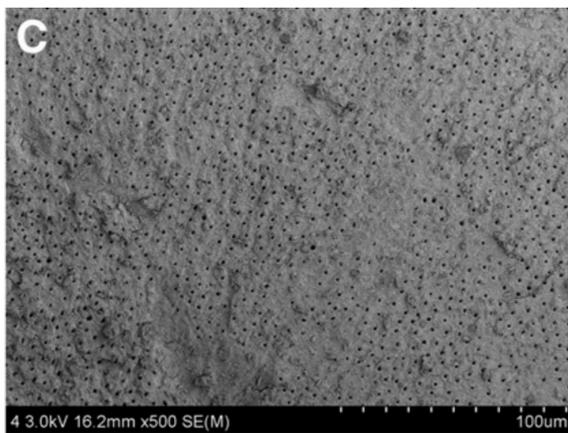
A : AutoBT partie coronaire (x500) ;

B : AutoBT partie coronaire (x5000) ;

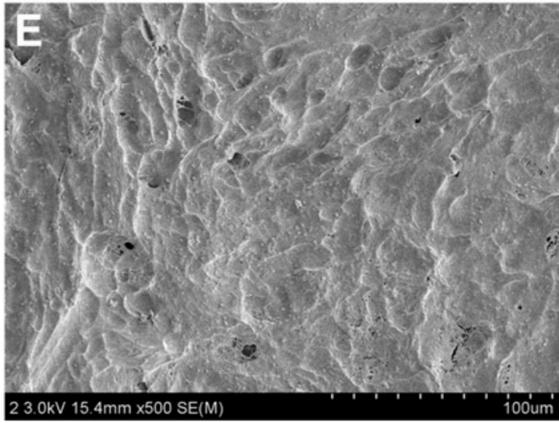


C : AutoBT partie radiculaire (x500) ;

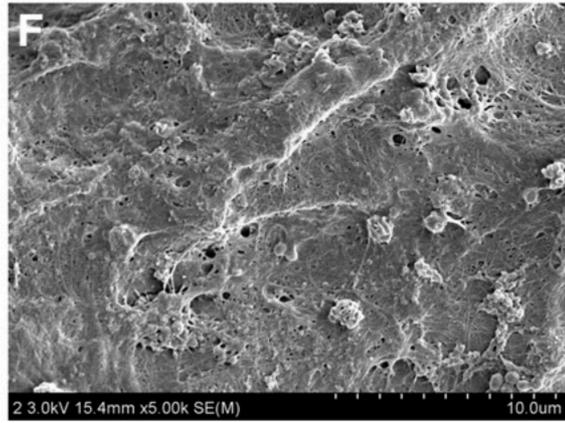
D : AutoBT partie radiculaire (x5000) ;



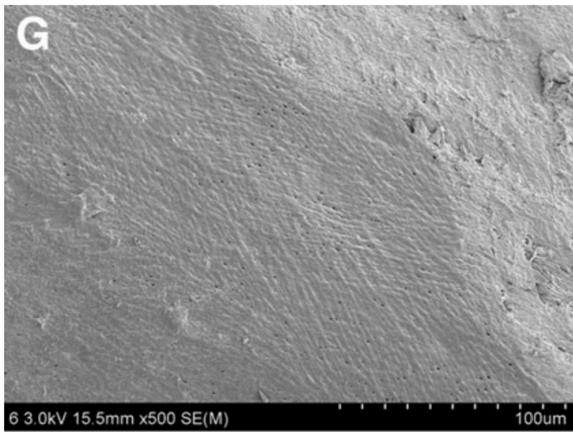
E : os cortical autogène (x500) ;



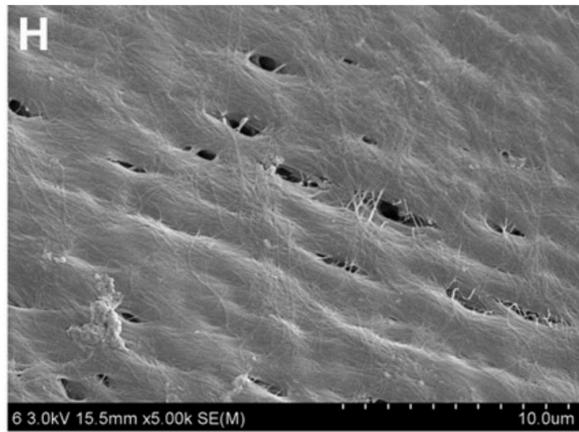
F : os cortical autogène (x5000) ;



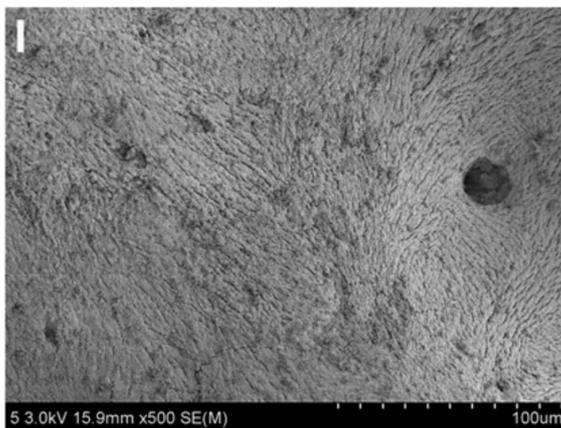
G : ICB (x500) ;



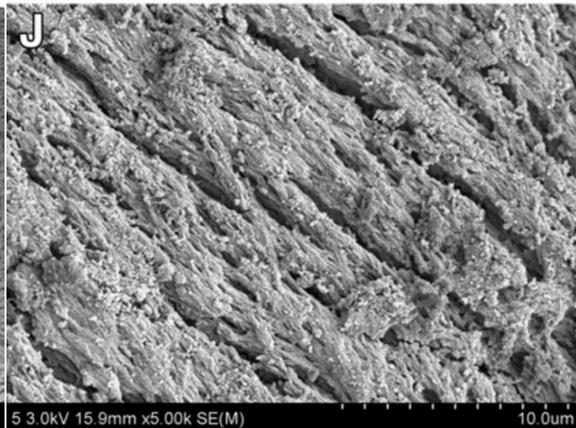
H : ICB (x5000) ;



I : BioOss (x500) ;

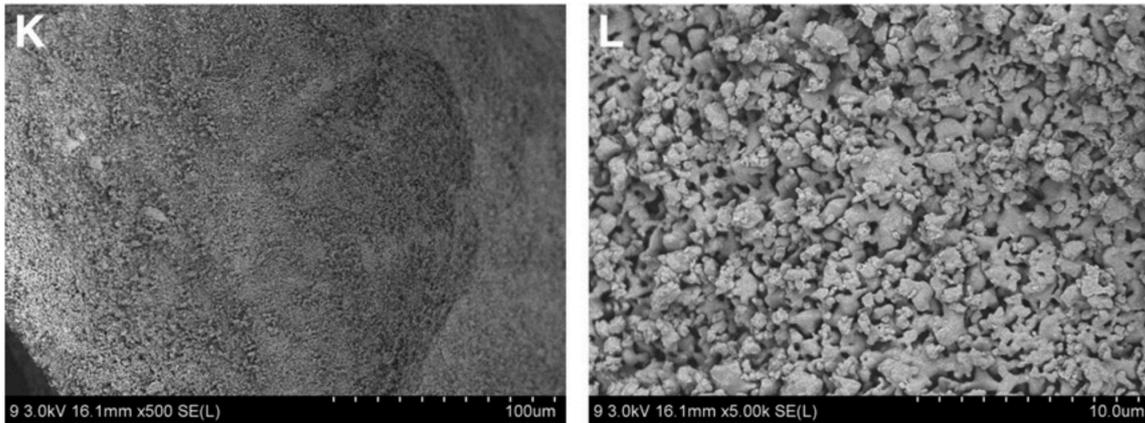


J : BioOss (x5000) ;



K : MBCP (x500) ;

L : MBCP (x5000)



4.3.4 Etude clinique de l'ostéoconduction

Pour mettre en évidence cette ostéoconduction, Kim et al. (Kim JY. et al. 2012) ont étudié la capacité de guérison osseuse d'un défaut au niveau du crâne chez des porcs en utilisant des matériaux de matrice de dentine déminéralisée. Les dents extraites des porcs ont été transformées en greffe d'os autogène et greffées sur le défaut. Les porcs ont été sacrifiés à 4, 8 et 12 semaines pour évaluer histologiquement la capacité de cicatrisation osseuse et observer le modèle d'expression du gène de l'ostéonectine avec RT-PCR (protéine non collagénique commune au tissu dentaire et osseux agissant dans la minéralisation de l'os).

À 4 semaines, dans le groupe témoin l'intérieur du défaut a montré une fibrose sans aucun signe de formation d'os tandis que dans le groupe expérimental dans lequel le défaut a été rempli de poudre dentaire, une formation d'os a été observée. De 4 à 12 semaines, il n'y avait pratiquement pas d'expression d'ostéonectine dans le groupe témoin alors que l'expression active d'ostéonectine a été observée dans le groupe expérimental.

Dans cette étude, une excellente cicatrisation ostéoconductive du matériau de greffe osseuse des dents autogènes a été donc confirmée (figure 8-9).

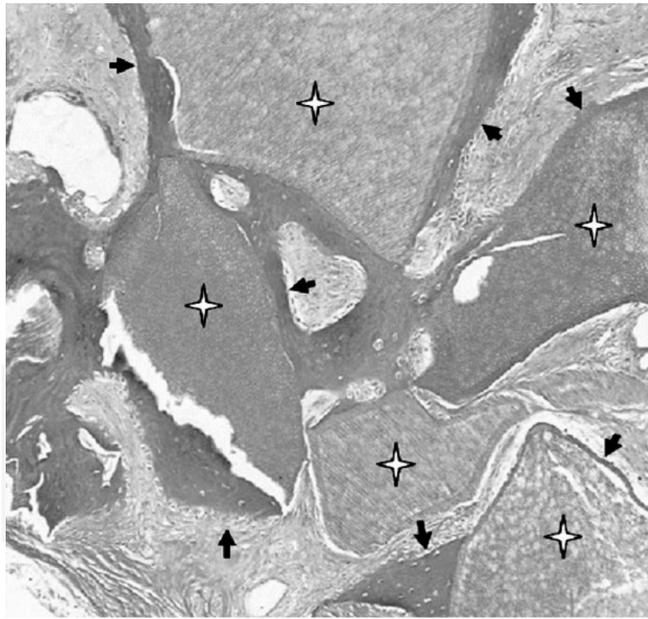


Figure 8 : Groupe expérimental à 8 semaines. Un nouvel os est formé autour du greffon dentaire. Les astérisques et les flèches indiquent respectivement, des matériaux de granules dentaires greffés et la nouvelle formation osseuse autour de ces granules ($\times 100$) (Kim JY. et al. 2012).

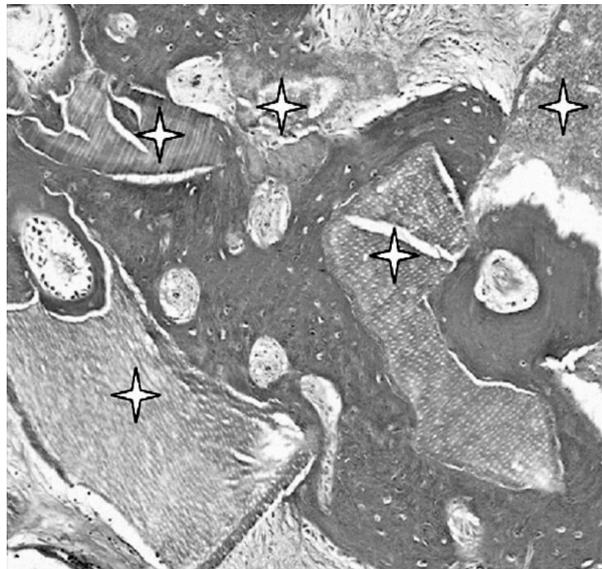


Figure 9 : Groupe expérimental à 12 semaines. Une néoformation osseuse plus importante est notée autour des granules dentaire. Les astérisques indiquent les matériaux en poudre dentaire ($\times 100$) (Kim JY. et al. 2012).

En conclusion, on peut considérer que l'autogreffe de dent est ostéoconductrice de par ses caractéristiques physico-chimiques, son état de surface et sa capacité de dissolution, semblables à celles des os autogènes.

4.4 L'ostéoinduction

Le biomatériau ostéoinducteur est capable de stimuler la voie ostéoblastique en induisant la différenciation des ostéoblastes à partir de cellules mésenchymateuses grâce aux facteurs de croissance qui la composent.

C'est en 1965, que le docteur Urist a découvert les protéines de la morphogénèse osseuse et a étudié leurs rôles (Urist MR. 1965). Le BMP est un facteur de croissance appartenant à la grande famille des TGF Beta. Ce sont des protéines qui régulent la croissance, la prolifération et la différenciation cellulaire.

Ensuite en 1967, Yeomans et Urist ont étudié la capacité ostéoinductive de la matrice dentinaire en greffant la dentine au niveau des muscles de lapin. Cette étude a révélé une formation osseuse avec la dentine décalcifiée à 4 semaines, tandis que la dentine non décalcifiée a induit un os à 8-12 semaines après l'implantation (Tableau 4).

Il semblerait que la déminéralisation permet une libération plus rapide des facteurs assurant la formation osseuse. Mais à ce moment là, les réactions physico-chimiques locales étaient encore mal comprises (Yeomans JD. et al. 1967).

Tissu donneur	Muscle	Mandibule	Alvéole post-extractionnelle
Dentine décalcifiée	+	+	+
Dentine non décalcifiée*	+	+	+
Os décalcifié	+	+	+
Tendon	0	0	0
Muscle	0	0	0
Opération témoin	0	0	0

*Induction osseuse dans 75% des implants, mais seulement après une période de 8 à 12 semaines.

Tableau 4 : *Tableau récapitulatif de l'induction osseuse au niveau de différents sites d'implantations en fonction du matériau utilisé (Yeomans JD. et al. 1967).*

Depuis ces recherches, le BMP a été largement étudié et utilisé dans des applications cliniques.

Plusieurs chercheurs ont réussi à isoler cette protéine de la dentine et du ciment d'animaux comme les rats (Butler WT. et al. 1977), les bovins (Kawai T. et al. 1989), les porcs (Bang G. 1972) ou les lapins (Bessho K. et al. 1990) et ont mis en avant leur capacité d'ostéoinduction. L'ensemble des études a permis d'établir que la greffe dentaire libère des BMP dans l'os, ce qui lui confère son potentiel d'ostéoinduction. En effet, les BMP dentinaires favorisent la différenciation des cellules souches mésenchymateuses en chondrocytes, en cellules ostéogènes et améliorent ainsi la formation d'os.

En 1990, Bessho K. et al. ont extrait le BMP de la matrice osseuse, de la matrice dentinaire et du tissu alvéolaire après extraction des dents des lapins et ont réalisé une greffe xénogénique au niveau des muscles du mollet de rats (Bessho K. et al. 1990). Il en résulte que chaque BMP avait induit un os néoformé 3 semaines après la greffe. Bien que le BMP dérivé de la matrice dentinaire et celui de la matrice osseuse ne soient pas identiques, ils sont tout de même très similaires et les deux types présentent la même action dans le corps.

Très solubles, les BMP ne sont pas ostéoinducteurs lorsqu'ils sont utilisés seuls. Il est nécessaire d'associer un matériau jouant le rôle de support pour contrôler ces facteurs de croissance et les forcer à rester sur le site d'implantation. C'est pourquoi certains auteurs comme Ike et Urist et plus tard Murata M. ont suggéré que la dentine radiculaire préparée à partir de dents extraites puisse être ré-utilisée comme support de rhBMP-2 (Ike M. et al. 1998) (Murata M. 2005).

Kim YK. en 2013, a quant à lui, démontré l'ostéoinductivité de la dent en insérant l'AutoBT dans des tissus musculaires de souris. Les échantillons ont été biopsiés à 2, 5 et 8 semaines et des analyses supplémentaires ont été réalisées in vitro. Les analyses histologiques in vivo ont montré une nouvelle formation osseuse dès deux semaines. L'analyse de Bradford indiquait l'existence de protéines non-collagéniques dans l'AutoBT. Par contre, le rhBMP-2 n'était pas extrait de l'AutoBT selon les analyses d'électrophorèse et d'immunoblot (Figure 10). Ainsi, cette étude a fourni une preuve de l'ostéoinductivité de l'AutoBT à partir des protéines non-collagéniques telles que la sialoprotéine, l'ostéopontine ou le Runx2 (Kim YK. 2013a).

Kim KW (Kim KW, 2014) réalise une étude similaire en greffant des granules de dentine déminéralisée de l'homme dans le muscle de la souris. Les résultats histologiques ont montré des cellules de formation osseuse à deux, quatre et huit semaines, le nombre de cellules de formation osseuse était plus important à quatre semaines qu'à deux semaines, et un peu réduit à huit semaines. Ceci est influencé par le BMP qui fonctionne aux premiers stades de la formation osseuse.

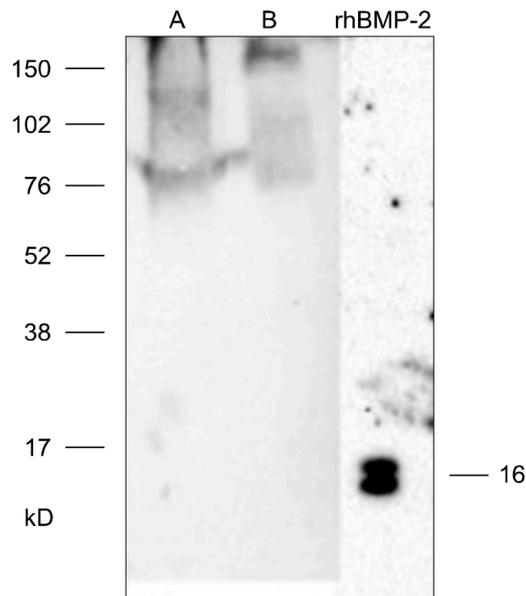


Figure 10 :

Gel gradient de polyacrylamide de sodium et de dodécyl sulfate de sodium de fractions purifiées à partir d'une poudre de matière greffée d'un os de forme autogène fabriquée à partir d'une dent séchée à 25 ° C (A) et d'une dent de sagesse à l'état frais (B). rhBMP-2 est la protéine morphogénétique osseuse humaine recombinante-2 (Kim YK. et al. 2013a).

Bien que le BMP soit le facteur dominant dans cette néoformation osseuse, d'autres protéines ont été extraites de la dentine humaine mais à des niveaux inférieurs à ceux de l'os comme les facteurs de croissance TGF- β et IGF (Finkelman RD. et al. 1990) ou encore la protéine de minéralisation LIM-1. Par exemple, la protéine LIM-1 (LMP-1) exprimée principalement dans la pré-dentine et les odontoblastes (Wang X. 2008) est un régulateur positif essentiel à la différenciation et la maturation des ostéoblastes et donc à la formation osseuse (Boden S. et al. 1998).

Ainsi, l'autogreffe osseuse issue de la dent présente une capacité d'ostéoinduction grâce à sa composition organique en BMP et en protéine non-collagénique jouant un rôle dans la formation osseuse. Cependant, ce sujet nécessite tout de même d'autres recherches plus approfondies telles que la mesure du niveau de BMP-2 afin d'évaluer si la BMP naturelle a été détruite lors du traitement et du stockage d'AutoBT.

4.5 Déminéralisation

L'équipe Coréenne utilise une dentine déminéralisée. Le processus de déminéralisation est nécessaire pour libérer divers facteurs de croissance et protéines car la libération de ces facteurs est parfois bloquée par la présence de cristaux d'hydroxyapatite. On estime que la décalcification de la dentine induit la libération de BMP, conduisant ainsi à une ostéoinduction. Les chercheurs ont utilisé diverses méthodes de décalcification (Kim YK. et al. 2013b) (Kim YK 2014b).

Différentes approches dans les protocoles de traitement de l'acide ont été utilisées et plusieurs études animales ont montré des résultats favorables, avec une nouvelle formation osseuse observée.

Cependant, certaines études ont montré des résultats contraires. Selon Ike et Urist (Ike M. et al. 1998), lorsque des granules de dentine partiellement déminéralisés sont greffés dans les poches intramusculaires, l'ostéoinduction n'est pas observée. Mais on a observé l'adhésion cellulaire et l'activité de prolifération de la cellule MG-63 sur une matrice de dentine partiellement déminéralisée. Avec des méthodes différentes, on peut supposer que les propriétés ostéoinductrices de la dentine peuvent dépendre de différents protocoles de traitement de l'acide.

Tooth Bank en Corée fournit un service qui prépare le greffon déminéralisé de la matrice de la dentine en bloc ou en granulaire (Murata M. et al. 2011) (Kim YK, 2012) retardant la procédure de greffage de plusieurs heures à plusieurs jours et nécessite donc une séance chirurgicale supplémentaire. Bien que la dentine déminéralisée expose la croissance dérivée de la matrice et les facteurs de différenciation pour une ostéogenèse efficace, les os et les dentines déminéralisées résiduelles nouvellement formées sont faibles pour soutenir l'ancrage des implants.

En revanche, la procédure du Smart Dentin Grinder (cf. chapitre 5) permet de préparer une dentine particulière sans bactéries à partir de dents autologues fraîchement extraites, prêtes à être employées comme greffe autogène immédiatement. Les particules de dentine minéralisées ont l'avantage de maintenir une stabilité mécanique, permettant une mise en charge précoce après la greffe.

De plus la dentine se résorbe lentement, le greffon permet donc une libération prolongée de protéines. En outre, malgré les propriétés inductives retardées (Huggins C. et al 1970) (Yeomans JD. et al. 1967), la dentine minéralisée est fermement intégrée à l'os nouvellement formé, créant ainsi un site solide pour l'ancrage des implants dentaires. Puisque la dentine minéralisée est très lentement remodelée (Kim YK. et al. 2013d) (Al-Asfour A. 2013) (Andersson L. et al. 2009) par rapport à l'os cortical ou à la plupart des biomatériaux, la structure esthétique et structurelle de la crête alvéolaire est maintenue pendant des années.

5 SMART DENTIN GRINDER

5.1 Présentation

Le Smart Dentin Grinder (SDG) est une nouvelle technologie israélienne qui utilise les dents fraîchement extraites pour les transformer en particules de dentine décontaminées d'une granularité de 300 à 1200 microns. La dent nettoyée est placée dans une chambre de broyage stérile qui la concasse en 3 secondes puis trie les particules en 20 secondes. Ces particules de dentine sont alors plongées dans une solution décontaminante puis rincées dans une solution saline. Elles sont alors prêtes pour la greffe.

Cette technologie est qualifiée comme dispositif médical de Classe I selon la Directive 93/42 CEE.

Il est livré avec :

- 9 chambres à usage unique destinées au concassage et au tri des particules. Chaque chambre permet de traiter jusqu'à 6 dents d'un même patient simultanément.
- 1 tiroir pour de retirer facilement les particules d'un diamètre compris entre 300 et 1200 μ m.
- 9 récipients en verre destinés à la décontamination
- 1 flacon de 60 ml de solution décontaminante
- 1 flacon de 100 ml de solution de rinçage et neutralisation PBS

5.2 Les avantages

Le Smart Dentin Grinder confère au dentiste ainsi qu'au patient des avantages multiples :

- le SDG optimise l'extraction dentaire par l'utilisation de la dent du patient. Communément destinée à être jetée, la dent possède de nombreux avantages en tant que greffon. C'est un tissu propre au patient, il n'y a donc pas de réaction immunitaire de défense ou de rejet. Puis les complications liées à l'allogreffe ou aux transmissions de maladie ne sont pas à prendre en compte dans ce cas là ;
- cette technologie permet aux praticiens d'obtenir un matériau de greffe osseuse autologue sans intervention chirurgicale externe comme par exemple le prélèvement iliaque, mentonnier ou ramique. L'extraction dentaire est un soin courant maîtrisé par la plupart des chirurgiens dentistes. Le SDG permet donc aux praticiens même non spécialisés de préserver des sites d'extraction et ainsi améliorer l'environnement osseux pour la réhabilitation future ;
- le greffon est réimplanté dans un même temps opératoire, 20 minutes après extraction, ce qui évite un deuxième temps chirurgical plus contraignant en termes de coût et d'environnement gingival (lambeau, suture) augmentant les risques de complication ;
- le volume de matériau implantable obtenu après traitement est au moins deux fois supérieur à celui de la racine originale.

- La dentine assure une meilleure stabilité implantaire car la résistance des particules est plus élevée que celle de l'os. Elle confère donc une meilleure stabilité aux implants et ceci plus rapidement après la greffe. La dentine se résorbe à un rythme très lent, au moins 6 à 8 ans après la greffe. Elle préserve donc la fonction et l'esthétique de la crête alvéolaire et les implants peuvent ainsi supporter des pressions masticatoires plus longtemps.

- Une réduction des coûts financiers car le coût d'une chambre de broyage stérile du Smart Dentin Grinder est bien inférieur à celui d'un matériau de comblement osseux.

5.3 Les inconvénients

L'absence d'article à long terme sur le protocole du SGD est l'inconvénient majeur. Aucune preuve n'a été soumise quant à l'efficacité, la fiabilité ou la sûreté du protocole.

5.4 Les indications

- Préservation de la cavité alvéolaire après l'extraction d'une dent
- Augmentations et comblements osseux
- Elévation sinusale
- Remodelage esthétique de crêtes osseuses

5.5 Contre-indications

- Les dents ayant reçu un traitement endodontique ne peuvent pas être utilisées pour la greffe.
- Les dents présentant une obturation peuvent être employées après dépose du matériau de restauration.

5.6 Protocoles du SDG

L'ensemble du protocole prend environ 20 minutes, de l'extraction dentaire jusqu'à la greffe.

1) Extraction dentaire

L'utilisation du SDG est possible lorsque l'extraction de la dent (sans traitement endodontique) est indiquée. Comme par exemple, dans le cas d'alvéolyse parodontale avancée, d'extraction de dents de sagesse ou encore le cas du traitement orthodontique avec extraction.

2) Nettoyage des impuretés (plaques ou obturation)

Après l'extraction de la dent, toutes restaurations conservatrices, couronnes, lésions carieuses, dentine décolorée ou le reste du ligament desmodontal sont minutieusement retirés à l'aide d'une fraise en carbure tungstène à haute vitesse. Cette fraise est la plus efficace pour cette procédure car elle râpe la surface dentaire de façon nette.

3) Séchage de la dent

Le praticien sèche la dent afin d'éviter toute perte de particules dentaires au cours du processus de broyage et de tri.

4) Mise en place de la dent dans le Smart Dentin Grinder

La chambre est placée sur le dessus de la grille Smart Dentin puis le manipulateur aligne la flèche sur la chambre avec celle au centre de la meuleuse. La chambre est ensuite tournée dans le sens inverse des aiguilles d'une montre pour verrouiller la position. Lorsqu'elle est verrouillée, la flèche indicatrice LOCK de la chambre se trouve à droite de la flèche au centre de la meuleuse.

5) Concassage (3 secondes) et tri des particules (20 secondes)

Le manipulateur place les dents préparées sur le tamis de broyage puis ferme le couvercle de la chambre et le tourne dans le sens inverse des aiguilles d'une montre afin qu'il s'enclenche.

- Il faut appuyer sur le bouton GRIND, le témoin GRIND s'allume alors. Il est ainsi possible de régler le temps de broyage souhaité. Il est recommandé un temps de broyage à 3 secondes.
- Il faut ensuite appuyer sur la touche SORT, l'indicateur SORT s'allume. Il est alors possible de régler le temps de tri souhaité. Il est recommandé un temps de tri à 20 secondes.
- Enfin le processus de meulage est lancé en appuyant sur START.

Si des fragments de grandes tailles persistent dans la chambre de broyage, le cycle peut être répété une seconde fois. Il faut s'assurer qu'aucune particule de dentine ne soit laissée dans la chambre de broyage.



Figure 11 : *Chambre de broyage du SDG*

6) Prélèvement des particules

Les particules de moins de 1200 μm tombent à travers un tamis vers une chambre inférieure qui maintient les particules entre 300-1200 μm . Les particules de moins de 300 μm tombent dans un tiroir de taille car elles sont considérées comme une taille particulière non efficace pour la greffe osseuse. En effet elles sont trop rapidement phagocytées et donc ne provoquent pas de remodelage osseux efficient.

Cependant, si le praticien juge la quantité de greffe insuffisante, celui-ci peut ajouter les granules inférieurs à 300 microns.

L'efficacité de sélection des particules de dentine de taille spécifique pour la greffe est supérieure à 95%.



Figure 12 : Particules dentinaires de 300 à 1200 μm au niveau de la première chambre inférieure.

7) Décontamination des particules à l'aide du « Cleanser »

La dentine particulaire placée dans un récipient stérile est immergée dans de l'alcool basique pendant 10 minutes à température ambiante. Cette solution comprend une concentration molaire d'Hydroxyde de Sodium (NaOH) de 0,5 M avec un pH élevé de 12-13 et 30 % d'alcool pour augmenter l'action antimicrobienne du NaOH. Elle permet de dégraisser et de dissoudre tous les débris organiques, les bactéries et les toxines des particules de dentine, y compris dans les tubulis dentinaires.

Le diamètre des tubulis est augmenté après traitement. Le **test bactériologique** n'a révélé aucune croissance bactérienne après 10 minutes de traitement avec le « Cleanser » (Figure 12).

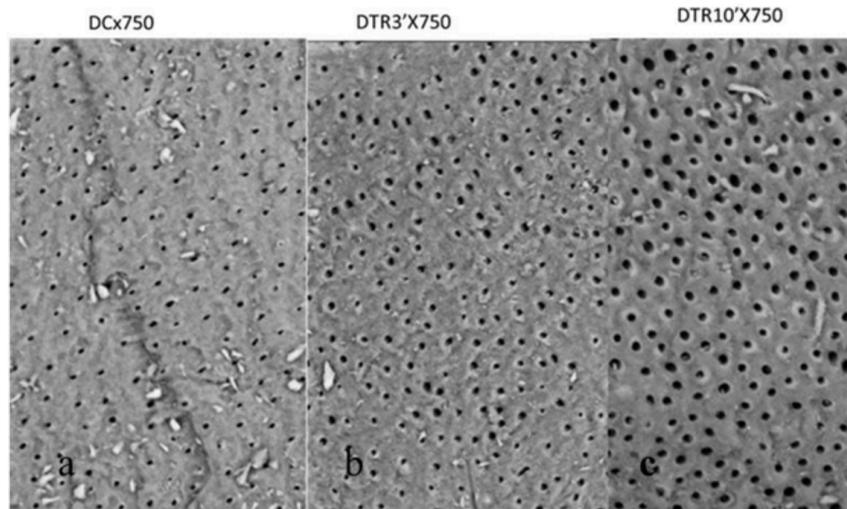


Figure 13 : SEM (X750) de la dentine particulaire à 0 minutes (a), 3 minutes (b) et 10 minutes (c) après traitement avec un nettoyant (Binderman I. et al. 2014).

Après le retrait du nettoyant basique à l'aide d'une gaze de coton par exemple, les particules sont lavées deux fois dans une solution saline stérile tamponnée au phosphate (PBS) pendant au moins 3 min. Le PBS est décanté en laissant la dentine particulaire humide.

Ces particules peuvent être placées sur une plaque chauffante à 140 °C pendant 5 minutes afin d'obtenir une dentine particulaire sèche exempte de bactéries. Ce matériau autologue pourra ainsi servir à des procédures de greffe futures.

8) Placer le Greffon au niveau du site souhaité

La greffe de dentine humide est enfin placée dans le site et utilisée de la même manière que tout autre type de greffe.



Figure 14 : Mise en place du greffon dentaire sur le site chirurgical

6 ETUDES DE CAS CLINIQUES

De nombreuses études cliniques ont été réalisées dans le but de valider l'utilisation de la dent comme greffe osseuse. Cependant il n'existe à ce jour que très peu d'articles avec un suivi de 5 ans ou plus. Par ailleurs les méthodes, les protocoles d'études ainsi que les valeurs analysées diffèrent d'un article à l'autre. L'AutoBT est le matériau de greffe le plus utilisé.

6.1 Préservation de l'alvéole post-extractionnelle

Le changement dimensionnel d'une crête alvéolaire est inévitable au fil du temps après l'extraction dentaire et peut ainsi compromettre une thérapeutique implantaire ultérieure. On peut observer une perte de la hauteur osseuse d'environ 2-5 mm au cours des six premiers mois. Cette résorption est plus importante en cas de maladie parodontale existante, de lésions péri-apicales inflammatoires ou de défauts graves de la paroi osseuse après l'extraction. Les tissus mous s'effondrent dans le défaut entravant une guérison optimale.

Nous allons décrire dans cette sous-partie, trois articles mettant en avant l'utilisation de la dent comme matériau de préservation alvéolaire post-extractionnelle.

Nous pouvons préalablement noter que dans leurs études, les auteurs Kim YK. et al. en 2014 et 2017 et Valdec S. et al. en 2017 diffèrent dans le protocole de préparation de la dent mais aussi au niveau des critères d'évaluation et d'efficacité du greffon. En effet, nous avons d'une part l'Auto-BT traitée aussi bien mécaniquement que chimiquement et d'autre part la dent uniquement traitée mécaniquement par retrait du ciment et de l'émail.

6.1.1 Étude de Kim YK. et al. 2014 – Traitement chimique et mécanique

La première étude a été réalisée de novembre 2008 à décembre 2010. Sur 13 patients, 14 implants ont été mis en place, avec un suivi allant jusqu'à 1 an après la pose de la prothèse.

Critères d'évaluation et résultats	
<i>Stabilité primaire</i>	58 ISQ (30-75)
<i>Stabilité secondaire</i>	77,9 ISQ (63-90)
<i>Complications post-opératoires</i>	Deux cas de déhiscence de la plaie, les deux présentant une guérison secondaire favorable.
<i>Taux de réussite implantaire</i>	Chez un patient présentant des antécédents de diabète de type II un implant a montré une mobilité après un mois de mise en charge prothétique. L'implant a été déposé et un implant plus large de 1 mm a été placé après 2 mois de cicatrisation
<i>Hauteur crestale</i>	Mesurée à la radiographie rétro-alvéolaire, la perte osseuse moyenne pendant 22,5 mois de charge prothétique est de 0,05 mm.
<i>Biopsie</i>	Réalisée sur 4 patients 3-4 mois après la greffe. Les particules d'AutoBT ont été complètement mélangées à l'os néoformé avec un tissu fibreux lâche riche en néo-vaisseaux. Le tissu ostéoïde nouvellement formé a remplacé les espaces où les particules d'AutoBT ont été résorbées

Tableau 5 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Kim YK. et al. 2014a).

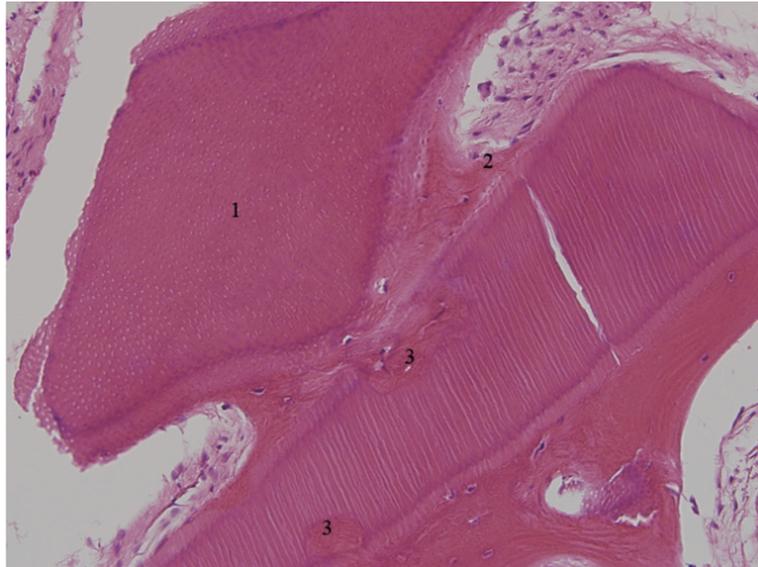


Figure 15 : Coupe histologique d'un échantillon osseux prélevé à 4 mois (coloration HE, × 200) (Kim YK. et al. 2014a) :

1. Particule d'AutoBT;
2. Tissu conjonctif fibreux;
3. Zone résorbée remplie d'ostéoïde néoformé

6.1.2 Etude de Valdec S. et al. 2017 – Traitement mécanique

La deuxième étude (Valdec S. et al. 2017) utilise la dent extraite pour une raison traumatique. Celle-ci est nettoyée mécaniquement incluant le retrait du ciment, de l'émail et de la pulpe dentaire. Elle est ensuite transformée en particule de granulométrie comprise entre 0,25 et 2 mm et immédiatement mise en place dans le site d'extraction. Le protocole est nuancé car aucun traitement chimique de stérilisation n'a été réalisé en comparaison à l'Auto-BT, ce qui évite au patient et au praticien un deuxième temps chirurgical pour la mise en place du greffon.

Cette étude a été réalisée sur 4 patients avec un suivi allant jusqu'à 1 an après la pose de la prothèse. Cependant les auteurs ne présentent les résultats que pour un seul cas parmi les 4. Ils soulignent tout de même que l'extraction a été la plus atraumatique possible. Dans chacun des cas la corticale vestibulaire était intacte avant la mise en place du greffon. L'alvéole a été recouverte d'un « patch » récolté au palais pour assurer la meilleure cicatrisation possible.

Critères d'évaluation et résultats (Valdec S. et al. 2017)	
<i>Complications post-opératoires</i>	Aucune complication
<i>Dimension de la crête alvéolaire</i>	Utilisation d'un scanner intra-oral en situation pré-opératoire et 1 an après la mise en place de la prothèse. La perte osseuse est de 0,76 mm dans le sens verticale et de 1,1 mm dans le sens horizontale.
<i>Biopsie</i>	Réalisée pendant la pose d'implant 4 mois après la greffe. Elle met en évidence le processus de modélisation entre la dentine et l'os sans aucun signe d'inflammation.

Tableau 6 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats.
(Valdec S. et al. 2017).

6.1.3 Etude de Kim YK. et al. 2017 – Traitement chimique et mécanique

La troisième étude présentée (Kim YK. et al. 2017) a été réalisée sur 22 patients de juillet 2009 à février 2014. Il s'agit d'une analyse spécifique à l'utilisation de la greffe en bloc « ***Autogenous Tooth Bone Graft Block*** » (ABTB). Le suivi était réalisé pendant 44 mois +/- 13,2 mois en moyenne et au moins 1 an après la mise en charge fonctionnel (FL). Au total, 12 patients ont reçu une greffe au maxillaire et les 10 autres à la mandibule.

Des analyses au CBCT ont été effectuées en pré-opératoire, immédiatement après la première et la seconde chirurgie puis chaque année pour évaluer les changements dimensionnels jusqu'au suivi final.

	Critères d'évaluation et résultats
Complications post-opératoires	Déhiscence de la plaie chez deux patients (Patient n ° 4 et 9 à la mandibule). Cependant, les deux ont présentés une guérison secondaire favorable après 2 à 4 semaines.
BD (disparition du greffon)	13 mois au maxillaire et 12,4 mois à la mandibule
Réduction de la hauteur buccale (BH)	17,03 % au maxillaire et 40,8 % à la mandibule
Réduction de la largeur du greffon (ARW)	21,18 % au maxillaire et 24,6 % à la mandibule
Réduction du volume du greffon (ABC)	28,30 % au maxillaire et 41,78 % à la mandibule
Résorption de l'os marginal	2 cas de résorption au maxillaire de 2,5 et 1,0 mm. Ces résorptions sont survenues respectivement à 44 et 26 mois après la première chirurgie. 2 cas de résorption à la mandibule de 2,0 mm 40 mois après la première chirurgie et de 10 mm 18 mois après la première chirurgie. L'implant présentant la perte de 10 mm a été perdu.

Tableau 7 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Kim YK. et al. 2017).

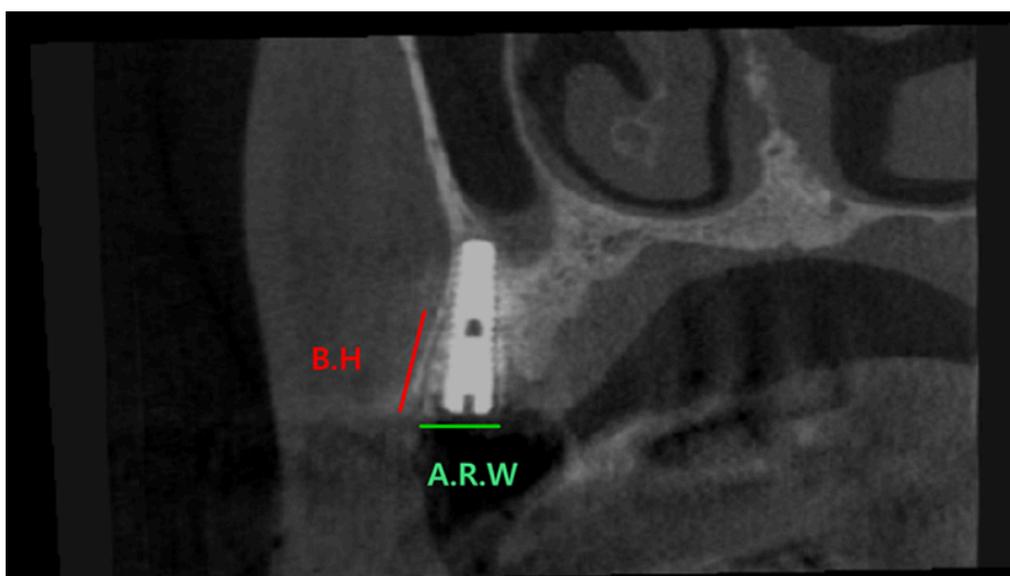


Figure 16 : Coupe de CBCT. B.H : Hauteur buccale greffée; A.R.W : Largeur de la crête alvéolaire greffée (Kim YK. et al. 2017).

La biopsie à 8 mois après la première chirurgie a révélé des cellules de type chondrocytes intégrées dans un tissu ostéoïde en contact étroit avec le bloc de dentine. Un autre échantillon histologique à 3 mois après la première chirurgie montre un tissu ostéoïde nouvellement formé sur la surface de l'ABTB avec des ostéocytes et des vaisseaux sanguins. La fusion cellulaire sans tissus fibreux a été observée à la frontière entre le tissu ostéoïde et la matrice de dentine.

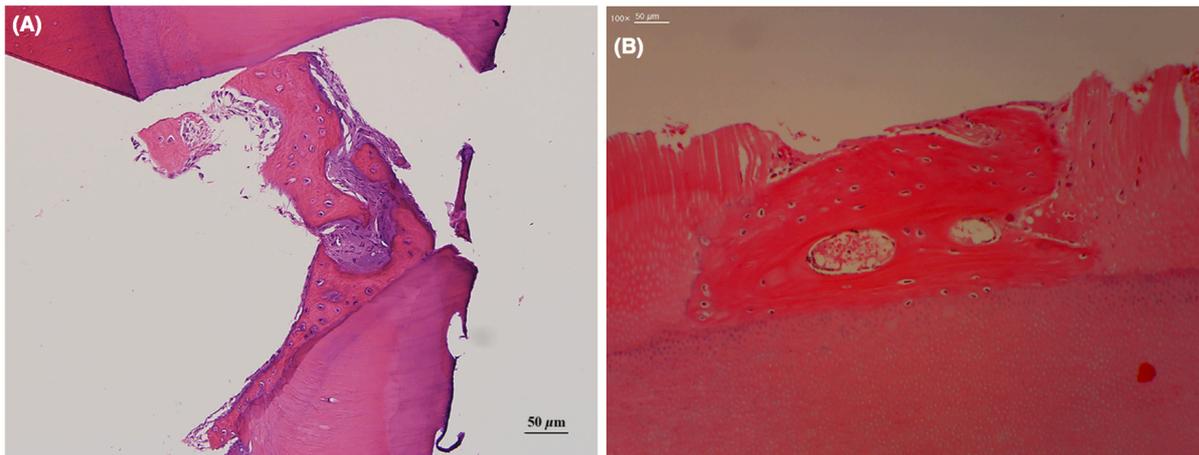


Figure 17 : Coupe histologique mettant en avant le contact étroit entre le greffon et le tissu ostéoïde néoformé (Kim YK. et al. 2017).

Les résultats des 22 cas examinés étaient cohérents avec d'autres études à court terme indiquant que l'ABTB avait une capacité de remodelage continu sous une charge fonctionnelle.

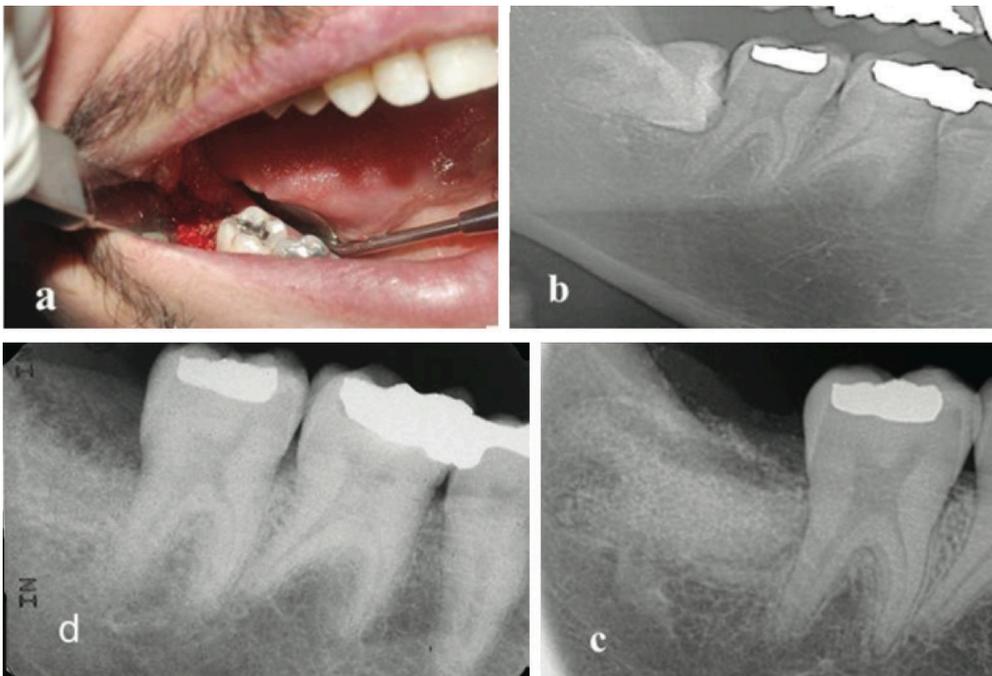
Cependant dans cette série de cas limitée, il faut rappeler qu'aucun matériau de greffe de type bloc n'est semblable à l'ABTB, ce qui affaiblit la fiabilité des études ABTB. Ainsi, des séries de cas plus longues ou des études prospectives sont nécessaires pour valider l'ABTB comme une méthode idéale à la préservation alvéolaire ou à l'augmentation de la crête par rapport aux thérapies actuelles.

6.1.4 Etude de Binderman I. et al. 2014 – Utilisation du Smart Dentin Grinder

Le professeur Binderman présente plusieurs cas de préservation alvéolaire (Binderman I. et al, 2014).

- Dans le 1^{er} cas, il s'agit d'une dent 48 impactée à proximité de la racine distale de la 47 (Figure 17 a et b).

La dent de sagesse a été transformée en matériau de greffe par le système Smart Dentin Grinder (SDG) remplissant ainsi le site d'extraction (Figure 17 c). Aucune complication n'a été observée tout au long du traitement. Un suivi à 4 mois post-opératoire a révélé une gencive marginale saine avec un sondage de 1-2 mm au niveau de la dent 47 (Figure 17 d).



Figures 18 a – d : (Binderman I. et al. 2014).

Le site d'extraction a été rempli de particules dentaires obtenu par la procédure du Smart Dentin Grinder :

- vue clinique du site d'extraction ;
- radiographie de la dent impactée 48 ;
- après avoir extrait la 48, les particules de dent extraite ont été préparées et placées dans le site d'extraction ;
- 4 mois post-opératoire, l'os particulaire et néoformé a complètement restauré le vide à côté de la racine distale de la dent 47.

- Dans le 2nd cas, les dents 47 et 48 ont été extraites pour raison parodontale (Figure 18 a). La dent 48 transformée en dentine particulaire par le système SDG (Figure 18 b-c-d) a été greffée dans le site d'extraction et une membrane PRF a été

utilisée pour couvrir le greffon. Il a été noté que la greffe d'une dent a produit un volume de dentine particulière suffisant pour remplir le site d'extraction. Deux implants ont été placés à deux mois post-opératoire, (Figure 18 e). Après deux ans, le suivi clinique et radiologique a révélé un os très radio-opaque au niveau du site implantaire (figure 18 e-f). Une procédure similaire a été effectuée sur le même patient au niveau du secteur 3. Les dents 36, 37 et 38 ont été extraites (figure 18 g) et la dent 38 transformée en particule par le système SDG a été greffée au niveau du site d'extraction. A Deux mois post-opératoire, trois implants ont été insérés (figure 18 h) et un an plus tard, on observe une bonne densité osseuse avec un niveau osseux sans signe de résorption de la crête après la restauration prothétique (figure 18 j).

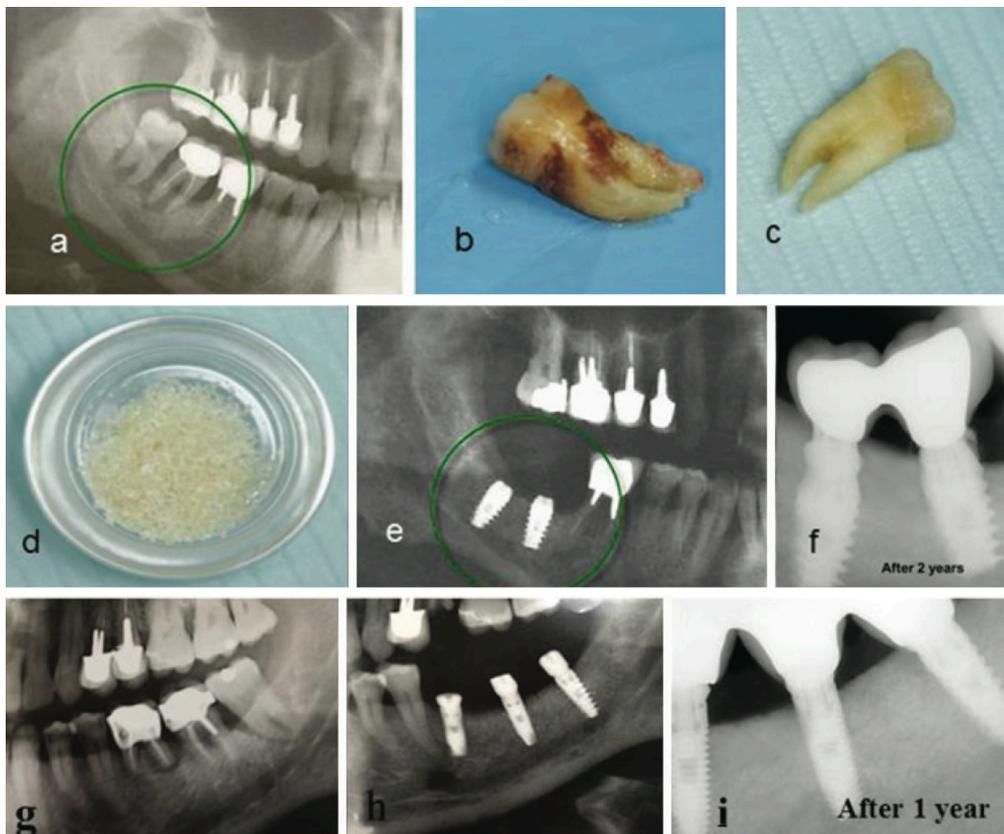


Figure 19 a-j : (Binderman I. et al. 2014).

- A. Radiographie avant l'extraction des dents 47-48 ;
- B. la 48 avant le nettoyage mécanique ;
- C. la 48 après nettoyage ;
- D. dentine particulière après traitement chimique, prêt à être greffée ;
- E. après 2 mois, deux implants ont été insérés dans les sites d'extraction ;
- F. radiographie à 2 ans ;
- G. radiographie montrant la perte osseuse autour des dents 36 à 38 ;
- H. trois implants ont été placés, 2 mois après le greffage avec la dentine particulière de la dent 38 ;
- I. un an plus tard, notez la densité osseuse et le niveau osseux sans signe de perte osseuse à côté des implants.

6.2 Élévation du plancher sinusien

La cavité du sinus maxillaire est une lacune osseuse naturelle. Ce n'est pas un site d'ostéogénèse naturel. C'est pourquoi elle est souvent choisie dans l'évaluation du processus de cicatrisation des matériaux de greffe osseuse. Un biomatériau qui se résorbe lentement permet l'augmentation osseuse sous-sinusale car il prévient la ré-expansion du sinus et augmente la densité des tissus régénérés.

Nous allons décrire dans cette sous-partie 3 articles mettant en avant l'utilisation de la dentine en poudre dans l'élévation du plancher sinusien.

Nous pouvons comme précédemment, noter que dans leurs études, les auteurs Jun et al. en 2014, Pohl V. et al. en 2016 et Kim ES. et al. 2016 diffèrent dans le protocole de préparation de la dent mais aussi au niveau des critères d'évaluation et d'efficacité du greffon. En effet, nous avons d'une part l'Auto-BT traitée aussi bien mécaniquement que chimiquement et d'autre part une dent de sagesse broyée sans aucun traitement mécanique ni chimique.

6.2.1 *Etude de Pohl V. et al. 2016 – Pas de traitement chimique ni mécanique*

La première étude (Pohl V. et al. 2016) utilise des particules issues des dents de sagesse. Un des critères d'inclusion majeure est la position impactée de la dent, elle ne doit pas avoir percé la gencive. Elle est extraite, broyée et immédiatement utilisée comme greffe pour le levé de sinus.

Cette étude a été réalisée d'octobre 2008 à septembre 2013 sur 6 patients et 15 implants ont pu être placés. Les patients ont été suivis à 6 et à 12 mois après la mise en place de l'implant et ensuite à des intervalles réguliers d'un an (Tableau 8).

Suivi	2 ans	3-4 ans	5 ans
Nombre de patients	1	3	2

Tableau 8 : Temps de suivi par patient.

Critères d'évaluation et résultats	
<i>Profondeur de poche</i>	Généralement comprise entre 1 et 2 mm et n'a jamais dépassé 3 mm.
<i>Hauteur crestale</i>	Calculée en mésiale et en distale de l'implant à la radiographie 2D, la résorption osseuse pendant la première année était en moyenne de 0,3 mm (0 à 1,8 mm). Cette résorption se stabilise après la première année de mise en fonction.
<i>Complications post-opératoires</i>	Aucune complication
<i>Biopsie</i>	Une analyse histologique a été réalisée sur 4 patients et une analyse immuno-histochimique sur les 2 autres.

Tableau 9: Récapitulatif des critères d'évaluation et des résultats (Pohl V. et al. 2016).

Les analyses histologiques et immuno-histochimiques révèlent la présence d'ostéoclastes et d'ostéoblastes fixés à la surface de la dentine et de l'émail. Les ostéoclastes résorbent le matériau en surface et les ostéoblastes déposent un tissu ostéoïde néoformé. Le stroma ainsi formé se trouve peu organisé mais fortement vascularisé. Ainsi donc une nouvelle formation de vaisseaux a pu être observée au niveau du site normalement avasculaire et ceci sans ajout de médiateurs vasoinducteurs.

Dans cette étude histologique, l'émail semble être plus en contact avec le tissu osseux que la dentine et le tissu cémentaire n'a pas été clairement identifié. Ce dernier n'a été visible dans aucun des échantillons. Les auteurs émettent l'hypothèse qu'une résorption importante et rapide du ciment empêcherait la possibilité de le différencier de l'os au moment de l'examen. Des études supplémentaires, avec des périodes d'observation plus courtes, seraient donc nécessaires pour identifier le devenir du ciment au niveau du site implantaire.

6.2.2 Etude de Jun SH. et al. 2014 – Traitement chimique et mécanique

La deuxième étude (Jun SH. et al. 2014) a pour but d'évaluer l'efficacité de l'AutoBT par rapport au Bio-Oss dans la greffe osseuse sous-sinusienne. Cette étude a été réalisée sur 38 patients (19 dans le groupe Bio-Oss et 19 dans le groupe AutoBT).

Les tableaux ci-dessous résument les critères d'évaluation et les résultats de l'étude (Tableau 10-11-12).

	Bio-Oss group (n=19)	AutoBT group (n=19)	t	P value
Preoperative HU (HU)	421.73 ± 202.09	380.28 ± 176.02	0.674	.504
Postoperative HU (HU)	968.15 ± 85.10	981.80 ± 99.85	-0.454	.653
HU Change (HU)	546.41 ± 204.25	601.52 ± 161.57	-0.922	.363
Preoperative RBH (mm)	3.17 ± 1.26	3.12 ± 1.17	0.140	.889
Postoperative GBH (mm)	13.90 ± 2.53	13.56 ± 2.62	0.408	.686
BH Change (mm)	10.73 ± 2.08	10.45 ± 2.56	0.377	.709
Preoperative SMT (mm)	1.60 ± 1.16	1.57 ± 0.86	0.106	.916
Postoperative SMT (mm)	1.62 ± 0.91	1.55 ± 0.72	0.269	.790
SMT Change (mm)	0.02 ± 0.40	-0.02 ± 0.73	0.190	.851

RBH: residual bone height, GBH: grafted bone height, BH: bone height, SMT: sinus membrane thickness.

Tableau 10 : Evaluation CT de la densité osseuse, de la hauteur osseuse et de l'épaisseur de la membrane sinusienne (Jun SH. et al. 2014).

Dans ce tableau, il n'y a pas de différence significative entre les groupes. En effet, il n'y avait aucune différence en termes d'hauteur d'os résiduel (RBH) pré-opératoire et de densité osseuse, ce qui était la preuve qu'il n'y avait pas de biais de sélection.

	Bio-Oss group (n=14)	AutoBT group (n=18)	P value
Total Bone (%)	77.06 ± 14.21	64.98 ± 18.54	.051
New Bone (%)	41.93 ± 7.06	37.91 ± 8.49	.192
New Bone/Total Bone (%)	55.58 ± 10.49	60.34 ± 11.51	.377
Total Core HU (HU)	1486.27 ± 405.58	1232.02 ± 529.37	.245
Total Core BMD (g/cm ²)	0.34 ± 0.09	0.28 ± 0.12	.245
New Bone HU (HU)	1223.08 ± 107.44	1274.31 ± 107.92	.217
New Bone BMD (g/cm ²)	0.27 ± 0.02	0.29 ± 0.02	.245
Trabecular thickness (µm)	0.07 ± 0.02	0.08 ± 0.01	.006**

P value: ** <.01 by Mann-Whitney U test.

BMD: Bone mineral density.

Tableau 11 : Evaluation MicroCT sur les paramètres relatifs au volume, à la densité et à l'architecture (Jun SH. et al. 2014).

Ici, la seule différence a été observée au niveau de l'épaisseur trabéculaire qui était de 0,07 µm dans le groupe Bio-Oss et de 0,08 µm dans le groupe AutoBT. Elle est significativement plus élevée dans le groupe AutoBT (P=0,006).

Nous pouvons donc conclure que l'AutoBT présente une capacité de formation osseuse non inférieure à celle du Bio-Oss.

	Bio-Oss group (n=12)	AutoBT group (n=16)	P value
New bone formation (%)	26.49 ± 7.13	31.07 ± 14.52	.556
Residual graft material (%)	31.12 ± 14.51	29.00 ± 10.27	.896
Marrow space (%)	42.38 ± 16.37	39.93 ± 18.92	.471
Osteoid thickness (µm)	8.35 ± 3.94	13.12 ± 5.16	.025*

P value: * <.05 by Mann-Whitney U test.

Tableau 12 : Analyse histo-morphométrique (Jun SH. et al. 2014).

Enfin dans ce dernier tableau d'analyse histo-morphométrique, il n'y a pas de différence significative entre les groupes excepté dans l'épaisseur moyenne du tissu ostéoïde.

La biopsie a été faite pendant la pose d'implant (4 mois après la greffe) sur 12 patients du groupe Bio-Oss et 16 patients du groupe AutoBT. Les résultats microscopiques à faible grossissement (× 35) mettent en évidence l'adhérence de l'os résiduel à l'os néoformé. On décèle une formation osseuse entourant à la fois les particules d'émail et de dentine. De nouveaux ponts osseux entre les matériaux de greffe ont également été détectés (figure 20).

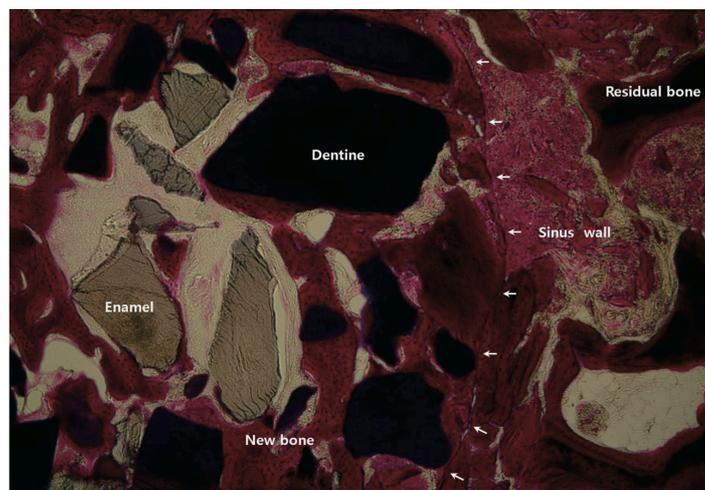


Figure 20 : Coupe présentant la néo-formation osseuse au contact avec des particules d'émail et de dentine (coloration au trichrome de Masson, × 35) (Jun SH. et al. 2014).

Les résultats microscopiques à fort grossissement (× 400) d'un échantillon d'AutoBT montrent d'une part un tissu osseux néoformé lamellaire et mature mais aussi des cellules ostéoblastiques apposées sur le tissu ostéoïde qu'elles sécrètent et d'autre part un espace médullaire composé de tissu conjonctif bien vascularisé dans l'os nouveau (figure 21).

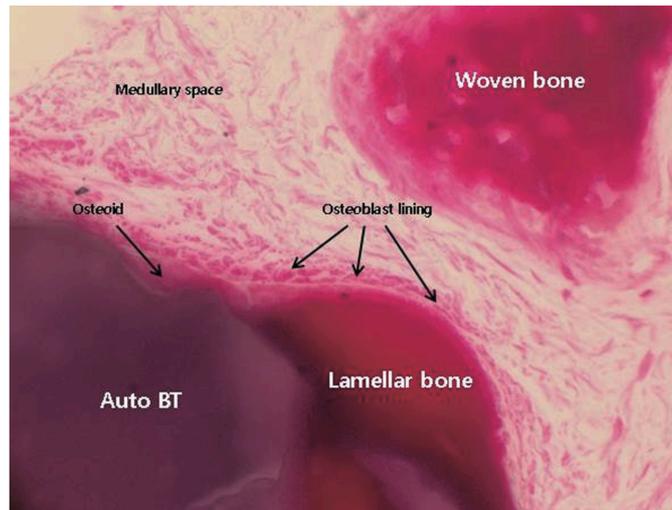


Figure 21 : Coupe présentant le contact étroit entre la particule d'Auto-BT, l'os lamellaire, l'ostéoïde et l'espace médullaire. (Coloration au trichrome de Masson, × 400)
(Jun SH. et al. 2014).

Critères d'évaluation et résultats			
Complications post-opératoires	Aucune complication		
	Auto-BT	Bio-Oss	
Stabilité primaire	64,92 ISQ (39-85 ISQ) (n = 29 implants)	70,59 ISQ (41-88 ISQ) (n = 28 implants)	Pas de différence significative
Epaisseur de la membrane des sinus	Gonflement transitoire juste après la greffe dû à la réaction inflammatoire mais retour à la normale après quelques jours.		

Tableau 13 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats
(Jun SH. et al. 2014).

Les résultats de la stabilité primaire de l'implant mesurée à 4 mois après la greffe suggèrent une bonne résistance du site de greffe osseuse. Concernant le gonflement transitoire de la membrane de Schneider, il s'est produit juste après la greffe du sinus dû à la réaction inflammatoire mais a disparu avec un retour à la normale quelques jours après.

Dans cette étude, l'AutoBT et le Bio-Oss ont montré un modèle de guérison similaire, une excellente maintenance du volume de greffe et une nouvelle formation osseuse active.

6.2.3 Etude de Kim ES. et al. 2016 – Traitement chimique et mécanique

Enfin la troisième étude (Kim ES. et al. 2016) avait pour but d'évaluer l'efficacité des blocs de dents déminéralisées autogènes (Auto-FDT ou « *autogenous fresh demineralized tooth block* ») associés à une membrane PRP (platelet rich plasma) par rapport à une greffe combinée (allogreffe et xéno greffe) dans la greffe osseuse sous-sinusienne. Cette étude a été réalisée sur 30 patients (15 dans le groupe de greffe de dent et 19 dans le groupe de greffe combinée). Tous les patients ont été suivis pendant 2 ans après la pose de la prothèse sur implant.

Critères d'évaluation et résultats			
Complications post-opératoires	Aucune complication		
	Bloc de dentine	Xéno greffe + Allogreffe	
Stabilité primaire	64,2 ISQ (55 à 81 ISQ) (n = 28 implants)	69,4 ISQ (59 à 83 ISQ) (n = 31 implants)	Pas de différence significative P = 0,162
RAH (hauteur osseuse initiale)	1,2 mm à 4,2 mm	1,55 à 3,85 mm	Pas de différence significative P = 0,233
SH1 (hauteur osseuse post-opératoire)	14,12 ± 1,63 mm	16,51 ± 1,29 mm	
SH2 (hauteur osseuse 2 ans après la pose de la prothèse)	12,89 ± 1,07 mm	14,75 ± 1,31 mm	
RH (Résorption du matériau de greffe)	1,23 ± 0,73 mm	1,77 ± 0,54 mm	Pas de différence significative P = 0,021

Tableau 14 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Kim ES. et al. 2016).

Pour chacun des deux groupes on peut observer à l'analyse histologique, une résorption du matériau de greffe et un os néoformé. Concernant les coupes histologiques du groupe 1 (bloc de dentine), des ostéocytes uniformément répartis sont visibles dans la zone osseuse avec une intégration directe entre l'os néoformé et l'Auto-FDT.

Pour les deux groupes, 10 coupes ont été utilisées pour l'analyse histo-morphométrique. La superficie de l'os néoformé est de 3,4 mm² soit 23,1 ± 1,4 % dans le groupe 1 (bloc de dentine) et de 3,6 mm² soit 24,2 ± 2,2 % dans le groupe 2 (greffe combinée). Donc il n'y a pas de différence significative entre les 2 groupes (P = 0,548).

Cependant, il y a eu une différence significative (P = 0,008) dans la superficie du matériau de greffe résiduel, 3,3 mm² soit 22,2 ± 1,2 % dans le groupe 1 et 4,6 mm² soit 31,2 ± 2,1 % dans le groupe 2. La différence était entre le bloc et la poudre, il y avait plus d'espace entre les blocs par rapport aux poudres dans la zone mesurée.

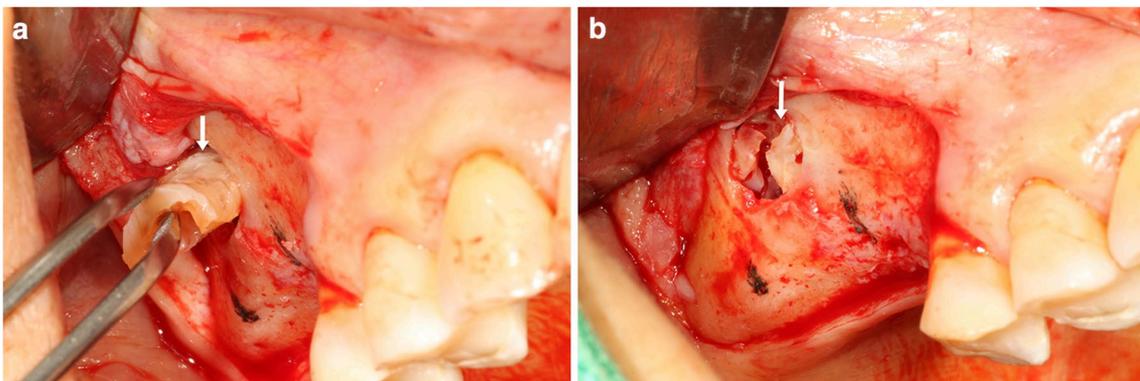


Figure 22 : Photos intra-orales de la greffe de sinus utilisant un bloc Auto-FDT
(Kim ES. et al. 2016) :

- A. la greffe avant d'être insérée dans la cavité sinusienne ;
- B. après la greffe du bloc Auto-FDT (flèche blanche).

Les auteurs ont montré que le bloc Auto-FDT contribue au maintien de l'espace pour prévenir la pression de l'air des sinus. Dans les analyses cliniques et radiographiques de cette étude, le taux de succès implantaire dans le groupe 1 était de 100% à la fin de l'étude.

6.3 Régénération osseuse guidée – Etude de Kim YK. et al. 2016

Les auteurs ont étudié la perte osseuse péri-implantaire lors de l'utilisation de poudre d'AutoBT pendant une moyenne de 22,5 mois (12 à 34 mois) de charge prothétique (Kim YK. et al. 2014a).

Les objectifs de cette étude étaient d'étendre le temps de suivi pour mesurer les changements tridimensionnels à l'aide d'un CBCT afin de confirmer une similarité avec les résultats à court terme d'autres études (Kim YK. et al. 2016).

L'étude a été réalisée sur 5 patients avec un suivi moyen de 5 ans et 5,8 mois. Les implants ont été posés en même temps que la greffe. Les images CBCT de chacun des patients ont été réalisées en pré-opératoire, en post-opératoire, après le placement de la prothèse finale et au moins 5 ans après la première intervention chirurgicale

Critères d'évaluation et résultats	
<i>Hauteur Vestibulaire</i>	1 seul cas (cas n°1) a montré une diminution importante de 40,7 % (3,3 mm). Les 4 autres cas ont affiché une diminution de 0 à 23,8 % (0 à 1,5 mm)
<i>Largeur de la crête alvéolaire</i>	1 seul cas (cas n°4) a montré une diminution importante de 37,8 % (4,2 mm). Les 4 autres cas ont affiché une diminution de 0 %, 4,5 %, 9,2 % et 9,4 % (0, 0,4, 1 et 0,9 mm)
<i>Biopsie</i>	Tous les échantillons ont été obtenus uniquement à partir du tissu qui a recouvert la vis de couverture de l'implant 3 à 6 mois après la première intervention.

Tableau 15 : Récapitulatif des critères d'évaluation et des résultats (Kim YK. et al. 2016).

Les changements dimensionnels du site osseux entre les premières et les dernières visites de suivi ont été de 25,7 %, 29,9 % et 36,2 % dans 3 cas et 8,1 et 9,2 % dans les 2 autres cas.

Dans l'un des cas (cas n°2), il a été noté une radioclarité sur le dernier CBCT au niveau de l'os marginal palatin. Les auteurs supposent qu'en l'absence de signes ou de symptômes d'inflammation gingivale ou de maladie parodontale tout au long du suivi, cette radioclarité pourrait être due simplement au processus incomplet de minéralisation.

Pour le nombre limité de cas avec un suivi moyen d'au moins 5 ans, l'AutoBT a montré que l'os cortico-spongieux avait été maintenu avec succès après un chargement fonctionnel, ce qui illustre la capacité de remodelage de l'AutoBT.

Tous les cas ont montré une formation osseuse cortico-spongieuse augmentée et complète lors du suivi final par rapport au suivi après la deuxième intervention chirurgicale.

6.4 Augmentation osseuse

L'augmentation de la crête alvéolaire à l'aide de greffes osseuses a permis de placer des implants dans des sites considérés comme inadaptés. Dans les 2 études présentées, les auteurs ont utilisé l'AutoBT comme greffe osseuse.

6.4.1 Etude de Pang KM. et al. 2016 – Traitement chimique et mécanique

La première étude (Pang KM. et al. 2016) a pour but d'évaluer l'efficacité l'AutoBT par rapport au Bio-Oss dans l'augmentation osseuse alvéolaire après l'extraction. Cette étude a été réalisée de juin 2013 à décembre 2014 sur 24 patients et 33 implants ont pu être placés (12 implants dans le groupe Bio-Oss et 21 dans le groupe AutoBT).

Critères d'évaluation et résultats			
Le volume du défaut osseux a été mesuré à la sonde avant la greffe puis 6 mois après.			
<i>Complications post-opératoires</i>	Aucune complication		
<i>Stabilité primaire</i>	AutoBT	BioOss	Pas de différence significative
	72.8 ISQ (+/-10.81)	70 ISQ (+/-12.86)	
<i>Gain osseux en hauteur</i>	5,38 mm	6, 56 mm	
<i>Rapport du volume osseux néoformé sur le volume total</i>	31,24 %	35 %	
<i>Rapport du volume résiduel de la greffe sur le volume total</i>	8,95 %	17,08 %	
<i>Rapport du volume des tissus mous sur le volume total</i>	59,81 %	47,93 %	

Tableau 16 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats
(Pang KM. et al. 2016).

L'AutoBT a montré des résultats cliniques favorables concernant la réponse des tissus mous, la résistance aux infections, la quantité de gain osseux vertical et la stabilité initiale de l'implant comparable aux Bio-Oss largement étudiés.

La biopsie a été faite pendant la pose d'implant (6 mois après la greffe). L'étude histologique a montré que les particules restantes de l'AutoBT étaient complètement mélangées à l'os néoformé avec des contacts directs entre le substitut osseux et l'os nouveau. En ce qui concerne la supériorité, il se peut que la longue période d'observation ait permis à l'os xénogénique de montrer des résultats proche de ceux de l'AutoBT. Une étude plus approfondie avec une courte période d'observation serait donc nécessaire.

6.4.2 Etude de Lee JY. et al. 2013 – Traitement chimique et mécanique

La seconde étude (Lee JY. et al. 2013) a été réalisée de mars 2009 à avril 2010 sur 9 patients et 26 implants ont pu être placés. Les auteurs ont utilisé de la poudre ou des blocs d'AutoBT. La quantité de résorption osseuse de la crête a été mesurée en comparant les radiographies péri-apicales pré-opératoires et jusqu'à 1 an après la mise en place de la prothèse. Les résultats sont purement cliniques et radiographies car aucun tissu n'a été biopsié pour l'analyse histologique.

Critères d'évaluation et résultats	
<i>Stabilité primaire</i>	62 ISQ (52-86)
<i>Stabilité secondaire</i>	72 ISQ (63-85)
<i>Complications post-opératoires</i>	Pas d'inflammation. 1 seul cas d'hématome et 1 cas de déhiscence de la plaie avec une guérison secondaire favorable.
<i>Taux de survie implantaire</i>	96 % car 1 implant sur 26 a été perdu 9 mois après la pose de la couronne.
<i>Perte osseuse de la crête</i>	0,12 mm +/- 0,19 mm, 1 an après la pose de la couronne.

Tableau 17 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Lee JY. et al. 2013).

Cette étude présentait des limites car les évaluations avant et après l'augmentation de la crête alvéolaire n'avaient pas été menées. Le nombre de cas était également faible et la période d'observation courte.

6.5 Etude sur toutes les indications de Park SM. et al. 2012 – Traitement chimique et mécanique

Park SM. et al en 2012 ont réalisé une étude de la greffe d'AutoBT sur l'ensemble des indications précédemment représentées : préservation de l'alvéole d'extraction, l'augmentation du sinus maxillaire et l'augmentation de la crête combinée à la régénération osseuse guidée.

Il s'agit de l'étude présentant le plus grand échantillon (250 patients). Réalisée de septembre 2009 à août 2011, l'évaluation clinique a été faite sur 133 implants.

Les auteurs ont montré une capacité de guérison osseuse rapide sans réaction inflammatoire dans tous les sites greffés indépendamment de l'âge et du lieu de la chirurgie. Il a été enregistré un taux de réussite élevé (de 98,5 %) sans complications graves.

	Critères d'évaluation et résultats
<i>Stabilité primaire</i>	74 ISQ
<i>Stabilité secondaire</i>	83 ISQ
<i>Complications post-opératoires</i>	<ul style="list-style-type: none"> • 10 cas de déhiscence de la plaie. Parmi eux, 7 cas n'avaient pas de perte osseuse de la crête avec un bon traitement secondaire, et 3 cas avaient une perte osseuse moyenne en os de 2 mm. • 9 cas d'hématome après la chirurgie mais traités sans problème grave. • 2 cas où l'ostéointégration a échoué. Les implants ont été enlevés et des nouveaux ont été placés immédiatement
<i>Perte osseuse crestale</i>	Mesurée au CBCT, 6 mois en moyenne après la mise en charge : <ul style="list-style-type: none"> - A la mandibule : 0,29 mm, allant de 0 mm à 3,0 mm. - Au maxillaire : 0,1 mm
<i>Biopsie</i>	Elle a été réalisée sur 6 patients après 3,5 mois en moyenne. Celle-ci met en évidence la formation d'un os néoformé dense, d'os trabéculaire et d'ostéoblaste. L'émail a tendance à être résorbé par l'os natif ou néoformé, alors que la dentine a tendance à former de nouveaux os dans une direction spécifique

Tableau 18 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats
(Park SM. et al. 2012).

7 DISCUSSION

L'objectif de cette thèse était d'évaluer l'efficacité et la sécurité de cette nouvelle procédure qui consiste à réutiliser la dent fraîchement extraite comme greffe osseuse dans les cas de préservation alvéolaire, de régénération osseuse guidée ou d'élévation du plancher sinusien pour la mise en place d'implants.

En effet, la perte du ligament dento-alvéolaire suite à un traumatisme peut avoir comme complication une résorption de remplacement de la dent par l'os pendant 5 à 8 ans. Les ostéoclastes résorbent la dent et les ostéoblastes apposent un tissu osseux jusqu'à élimination complète de la dent. Ainsi une dent extraite et nettoyée de son ligament peut être repositionnée au niveau du site chirurgical pour jouer un rôle ostéoconducteur et ostéoinducteur. Les particules dentaires s'ankylosent dans l'os et la résorption de remplacement se met en place.

Les études cliniques ont été réalisées majoritairement sur l'Auto-BT, matériau commercialisé en Corée du Sud depuis 2008. Plusieurs études ont prouvé le potentiel ostéoconducteur et le ostéoinducteur du matériau, du fait de ses propriétés physiques, sa composition chimique et son état de surface. Une « Tooth Bank » en Corée prépare un greffon dentinaire autogénique déminéralisé mais retarde la greffe de plusieurs heures à plusieurs jours. Une séance chirurgicale supplémentaire est ainsi nécessaire. Pour éviter cette deuxième chirurgie, le SDG a été créé afin d'obtenir des particules dentaires non déminéralisées 20 minutes après l'extraction dentaire.

Les études descriptives de comparaison entre la dent et le tissu osseux soulignent leur similitude en ce qui concerne la composition chimique, l'état de surface, les propriétés physiques et de dissolution. Les résultats cliniques mettent en évidence une absence de complications graves, d'inflammation liée au greffon ou de rejet immunitaire. De plus la stabilité de l'épaisseur de la muqueuse sinusienne dans le temps (Jun SH. et al. 2014) lors de l'élévation du plancher sinusien confirme la biocompatibilité du matériau. La stabilité primaire varie en moyenne de 58 à 74 ISQ et la stabilité secondaire de 72 à 83 ISQ en fonction des indications.

Kim YK. et al en 2014 ont mesuré la perte de la hauteur crestale sur des radiographies rétro-alvéolaires qui était en moyenne de 0,05 mm après 22,5 mois de charge prothétique.

Pour Pohl V. et al. en 2016 la perte osseuse crestale mesurée la première année à la rétro-alvéolaire est de 0,3 mm (0 à 1,8 mm). Cette résorption se stabilise après la première année de mise en fonction. Park et al en 2012 ont mesuré la perte d'os crestale au CBCT 6 mois en moyenne après la mise en charge. A la mandibule elle était de 0,29 mm, allant de 0 mm à 3,0 mm et au maxillaire elle était de 0,1 mm. Lee et al en 2013 ont mesuré 0,12 mm +/- 0,19 mm de perte d'os crestal 1 an après la pose de la couronne. Les pertes osseuses marginales correspondent aux résorptions universellement définies comme critère de succès implantaire de 2 mm de résorption la première année de mise en fonction suivi d'un maximum de 0,2 mm par année.

De plus, les résultats histologiques obtenus après la greffe d'Auto-BT de particules dentaires issues du SDG ou encore de dents de sagesse non traitées obtenues 4 à 6 mois après la greffe confirme la capacité de l'organisme à résorber et remplacer la dent par du tissu osseux. On remarque la présence d'ostéoclastes, d'ostéoblastes et d'un tissu ostéoïde fusionné aux particules dentaires. Cependant, les auteurs (Pohl V. et al. 2016) n'ont obtenu aucune preuve quant à l'origine osseuse, s'il s'agit d'un os issu de l'ostéoinduction des particules dentaires ou si l'ostéogénèse est stimulée par le tissu osseux natif préexistant. En effet, le remplacement de la dentine comme processus uniquement ostéoconducteur ou ostéoinducteur lié à son contenu en BMP n'a pas été démontré.

Les études comparatives entre biomatériaux ont montré des résultats similaires, sans différence significative majeure et une non infériorité du matériau dentaire par rapport au Bio-Oss largement étudié.

Ces études offrent des résultats favorables et satisfaisants quant à l'utilisation de la dent comme matériau de greffe osseuse. Il a été prouvé que la dent du même patient peut être utilisée pour combler les défauts osseux et ainsi remplacer les matériaux de remplacement osseux couramment utilisés comme les xéno greffes, l'autogreffe osseuse ou l'allogreffe. Néanmoins, ce sont les prémices d'autres études sur cette méthode de greffe. De nombreuses études à long terme seront nécessaires pour valider cette méthode comme étant une solution efficace, sûre et reproductible.

8 CONCLUSION

Des limites subsistent sur l'ensemble des études. Les faibles tailles des échantillons étudiés, les petites tailles d'échantillons histologiques, le type d'implant non standardisé et les critères d'évaluation cliniques et radiologiques (2D, 3D ou scanner intra-oral) fournissent parfois des informations limitées sur la perte osseuse marginale autour de l'implant. En effet, les radiographies 2D ne peuvent fournir que le niveau mésial et distal des os. De plus, les auteurs mettent en avant la quantité limitée disponible pour la greffe de sinus. Pour résoudre ce problème, ils utilisent un bloc plutôt qu'une poudre avec une membrane PRP afin de maintenir l'espace (Kim ES. et al. 2016).

Il n'y a pas suffisamment de preuves concernant l'efficacité du traitement en ce qui concerne la perte d'hauteur et de largeur de la crête alvéolaire pendant un suivi à long terme. En effet un suivi d'au moins 5 ans représente un des critères de réussite généralement reconnu des implants dentaires. Or, la plupart des études ont des résultats à court ou moyen termes. Les articles de Pohl V. et al. en 2016 et Kim YK. et al en 2017 sont les seuls à fournir un suivi de plus de 5 ans. Malgré le succès clinique de l'article du Pr Binderman, aucun article à long terme n'a prouvé la supériorité du Smart Dentin Grinder dans la greffe de dent concernant le protocole de broyage et de désinfection chimique. Son intérêt réside principalement sur l'absence de chirurgie secondaire comparé à l'Auto-BT. Il faudrait réaliser une analyse qualitative et quantitative de la composition chimique et de l'état de surface des dents après préparation mécanique et chimique.

A ce jour, aucun protocole n'a donné des résultats supérieurs à un autre et aucune preuve n'a été obtenue sur l'importance du traitement chimique de la dent.

Un certain nombre d'études doivent être effectuées, telles que la quantification du remplacement osseux au fil du temps. La taille des blocs et particules de dentine qui est important lors de la greffe et les effets de l'utilisation de la dentine seule par rapport à la dentine en combinaison avec des greffes osseuses autogènes doivent être étudiés.

9 BIBLIOGRAPHIE

- AL-ASFOUR A., ANDERSSON L., KAMAL M., JOSEPH B. New bone formation around xenogenic dentin grafts to rabbit tibia marrow. *Dental Traumatology*. 2013; 29 (6), pp. 455-460.
- ALLIOT-LICHT B. Amélogénèse. Morphogénèse cranio-faciale et Odontogénèse - Chapitre 3. UE Spécifique Odontologie. Première année commune aux études de santé. 2012, p 6.
- ANDERSSON L., BODIN I., SÖRENSEN S. Progression of root resorption following replantation of human teeth after extended extraoral storage. *Endod Dent Traumatol*. 1989, (5), pp. 38-47.
- ANDERSSON L., RAMZI A., JOSEPH B. Studies on dentin grafts to bone defects in rabbit tibia and mandible; development of an experimental model. *Dental Traumatology*. 2009; 25 (1), pp. 78-83.
- ANDERSSON L. Dentin xenografts to experimental bone defects in rabbit tibia are ankylosed and undergo osseous replacement. *Dent Traumatol*. 2010, 26 (5), pp. 398-402.
- ANDREASEN JO, KRISTERSON L. The effect of limited drying or removal of the periodontal ligament. Periodontal healing after replantation of mature permanent incisors in monkeys. *Acta Odontol Scand*. 1981, (39) 1, pp. 1-13.
- ANDREASEN JO., BORUM MK., JACOBSEN HL., ANDREASEN FM. Replantation of 400 avulsed permanent incisors. Diagnosis of healing complications. *Dent Traumatol*. 1995, 11 (2), pp. 51-58.
- AURIOL MM., LECHARPENTIER Y., LE NAOUR G. Histologie du parodonte. *Encycl Med Chir (Paris), Médecine Buccale*, [28-115-P-10], 2008.
- AURIOL MM., LECHARPENTIER Y, LE NAOUR G. Histologie du complexe pulpo-dentinaire. *Encycl Med Chir (Paris), Médecine Buccale*, [22-007-B-10], 2000.
- BANG G. Induction of heterotopic bone formation by demineralized dentin in guinea pigs : antigenicity of the dentin matrix. *J Oral Pathol*. 1972, 1 (4), pp. 172-185.
- BANG G., URIST MR. Bone induction in excavation chambers in matrix of decalcified dentin. *Arch Surg*. 1967, 94 (6), pp. 781-789.
- BEERTSEN W., MCCULLOCH CA., SODEK J. The periodontal ligament: a unique, multifunctional connective tissue. *Periodontol 2000*. 1997;13 : pp. 20-40.
- BESSHO K., TAGAWA T., MURATA M. Purification of rabbit bone morphogenetic protein derived from bone, dentin and wound tissue after tooth extraction. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990, 48 (2), pp. 162-169.
- BINDERMAN I, HALLEL G., NARDY C. YAFFE A., SAPOZNIKOV L. A Novel Procedure to Process Extracted Teeth for Immediate Grafting of Autogenous Dentin. *J Interdiscipl Med Dent Sci*. 2014, 2 (6), p. 154.
- BODEN S. LIU Y., HAIR GA., HELMS JA., HU D., RACINE M. et al. LMP-1, a LIM-domain protein, mediates BMP-6 effects on bone formation. *Endocrinology*. 1998, 139 (12), pp. 125-134.
- BUTLER WT., MUKULSKI A. URIST MR., BRIDGES G., UYENO S. Non collagenous proteins of a rat dentin matrix processing bone morphogenetic activity. *J Dent Res*. 1977, 56 (3), pp. 228-232.
- CAMPBELL KM., CASAS MJ., KENNY DJ. Ankylosis of traumatized permanent incisors: pathogenesis and current approaches to diagnosis and management. *J Can Dent Assoc*. 2005;71(10):763-8.
- CHENU C., DELMAS PD. Physiologie de l'os. *Encycl Med Chir (Paris), Appareil Locomoteur*. [14-002-B-10], 1994.
- CONOVER MA., URIST MR. Transmembrane bone morphogenesis by implanted of dentin matrix. *J Dent Res*. 1979, 58 (9), pp. 1911.
- DONOVAN MG., DICKERSON NC., HELLSTEIN JW., HANSON LJ. Autologous calvarial and iliac onlay bone grafts in miniature swine. *J Oral Maxillofac Surg*. 1993, 51(8), pp. 898-903.
- FILIPPI A., POHL Y., VON ARX T. Treatment of replacement resorption by intentional replantation, resection of the ankylosed sites, and Emdogain: results of a 6-year survey. *Dent Traumatol*. 2006, 22 (6), pp. 307-311.

- FINKELMAN RD, MOHAN S., JENNINGS JC., TAYLOR AK., JEPSEN S., BAYLINK DJ. Quantitation of growth factors IGF-I, SGF/IGF-II, and TGF-beta in human dentin. *J Bone Miner Res.* 1990, 5 (7), pp. 717-723.
- FULMER MT., ISON IC., HANKERMAYER CR., CONSTANTZ BR., ROSS J. Measurements of the solubilities and dissolution rates of several hydroxyapatites. *Biomaterials.* 2002, 23 (3), pp. 751-755.
- GOLDBERG M. Histologie du complexe dentinopulpaire *Encycl Med Chir (Paris), Médecine Buccale.* [28-115-P-10], 2008.
- GUNRAJ MN. Dental root resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 1999, 88 (6), pp. 647-653.
- HATANO Y., KURITA K., KUROIWA Y. YUASA H., ARIJI E. Clinical Evaluations of Coronectomy (Intentional Partial Odontectomy) for Mandibular Third Molars Using Dental Computed Tomography: A Case-Control Study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009, 67 (9), pp. 1806-1814.
- HOROWITZ R., HOLTZCLAW D., ROSEN P. A review on alveolar ridge preservation following tooth extraction. *J Evid Based Dent Pract.* 2012, 12(3), pp. 149-160.
- HUGGINS C., WISEMAN S., REDDI AH. Transformation of fibroblasts by allogeneic and xenogeneic transplants of demineralized tooth and bone. *J Exp Med.* 1970, 132 (6), pp. 1250-1258.
- IKE M., URIST MR. Recycled dentin tooth matrix for a carrier of recombinant human bone morphogenetic protein. *J Oral Implantol.* 1998, 24 (3), pp. 124-132.
- JUN SH., AHN JS., LEE JI. AHN KJ., YUN PY., KIM YK. A prospective study on the effectiveness of newly developed autogenous tooth bone graft material for sinus bone graft procedure. *J Adv Prosthodont.* 2014, 6 (6), pp. 528-538.
- KAWAI T., URIST MR. A bovine tooth derived bone morphogenetic protein. *J Dent Res.* 1989, 68 (6), pp. 1069-1074.
- KIM ES., KANG JY., KIM JJ., KIM KW., LEE EY. Space maintenance in autogenous fresh demineralized tooth blocks with platelet-rich plasma for maxillary sinus bone formation. *Springerplus.* 2016, 7, 5: 274
- KIM GW, YEO IS., KIM SG., UM IW., KIM YK. Analysis of crystalline structure of autogenous tooth bone graft material : X-ray diffraction analysis. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2011, 37, pp. 225-228.
- KIM JY., KIM KW., UM IW. Bone healing capacity of demineralized dentin matrix materials in a mini-pig cranium defect. *J Korean Dent Sci.* 2012, 5 (1), pp. 21-28.
- KIM KW. Bone Induction by Demineralized Dentin Matrix in Nude Mouse Muscles. *Maxillo fac Plast Reconstr Surg.* 2014, 36 (2), pp. 50-56.
- KIM SG, KIM YK., LIM SC. et al. Histomorphometric analysis of bone graft using autogenous tooth bone graft. *Implantology.* 2011, (15), pp. 134-141.
- KIM YK., KIM SG., BYEON JH., LEE HJ., UM IU., LIM SC. et al. Development of a novel bone grafting material using autogenous teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010, 109 (4), pp. 496-503.
- KIM YK, KIM SG., OH JS., JIN SC., SON JS., KIM SY. et al. Analysis of the inorganic component of autogenous tooth bone graft material. *J Nanosci Nanotechnol.* 2011a, 11 (8), pp. 7442-7445.
- KIM YK., CHOI YH. Tooth autotransplantation with autogenous tooth-bone graft: A case report. *J Korean Dent Sci.* 2011b, 4 (2), pp. 79-84.
- KIM YK. Bone graft material using teeth. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2012, 38, pp. 134-138.
- KIM YK, LEE J., KIM KW., UM IW., MURATA M., ITO K. Analysis of Organic Components and Osteoinductivity in Autogenous Tooth Bone Graft Material. *J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2013a, 35 (6), pp. 353-359.
- KIM YK., LEE J., UM IW., KIM KW., MURATA M., AKAZAWA T. et al. Tooth-derived bone graft material. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2013b, 39 (3), pp. 103-111.
- KIM YK., LEE JK., KIM KW., UM IW., MURATA M. Healing Mechanism and Clinical Application of Autogenous Tooth Bone Graft Material. *Advances in Biomaterials Science and Biomedical Applications.* Prof. Rosario Pignatello (Ed.), InTech. 2013c, Chap 16.

- KIM YK, KIM SG., YUN PY., YEO IS., JIN SC., OH JS. et al. Autogenous teeth used for bone grafting: a comparison with traditional grafting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013d, 117 (1), pp. 39-45.
- KIM YK., YUN PY., UM IW., LEE HJ., YI YJ., BAE JH., LEE J. Alveolar ridge preservation of an extraction socket using autogenous tooth bone graft material for implant site development: prospective case series. *J Adv Prosthodont.* 2014a, 6 (6), pp. 521-527.
- KIM YK., UM IW., MURATA M. Tooth bank system for bone regeneration - safety report. *Journal of Hard Tissue Biology.* 2014b, 23 (3), pp. 371-376.
- KIM YK., LEE JH., UM IW., CHO WJ. Guided Bone Regeneration Using Demineralized Dentin Matrix: Long-Term Follow-Up. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016, 74 (3) : 515 e1-e9.
- KIM YK., PANG KM., YUN PY., LEEM DH., UM IW. Long-term follow-up of autogenous tooth bone graft blocks with dental implants. *Clin Case Rep.* 2017, 5 (2), pp. 108-118.
- LEE HJ. Quantitative analysis of proliferation and differentiation of MG-63 cell line on the bone grafting material using human tooth. PhD thesis. 2011, School of Dentistry, Seoul National University.
- LEE JY., KIM YK., YI YJ., CHOI JH. Clinical evaluation of ridge augmentation using autogenous tooth bone graft material : case series study. *J Korean Dental Assoc Oral maxillofac Surg.* 2013, 39 (4), pp. 156-160.
- LINDE A. Dentin matrix proteins: composition and possible functions in calcification. *Anat Rec.* 1989, 224, pp. 154-166.
- LINE SE, POLSON AM, ZANDER HA. Relationship between periodontal injury, selective cell repopulation and ankylosis. *J Periodontol.* 1974, 45 (10), pp. 725-30.
- LORIMIER S., KEMOUN P. Histophysiologie du parodonte. *Encycl Med Chir (Paris) - Médecine Buccale,* [28-115 - P - 10], 2012.
- LU J., DESCAMPS M., DEJOU J., KOUBI G., HARDOUIN P., LEMAITRE J. et al. The biodegradation mechanism of calcium phosphate biomaterials in bone. *J Biomed Mat Res.* 2002, 63 (4), pp. 408-412.
- MALMGREN B. Ridge preservation/decoronation. *J Endod.* 2013, 39 (3), pp. 67-72.
- MOROTOME Y., GOSEKI-SONE M., ISHIKAWA I., OIDA S. Gene expression of growth and differentiation factors-5,-6, and-7 in developing bovine tooth at the root forming stage. *Biochem Biophys Res Commun.* 1988, 244(1), pp. 85-90.
- MURATA M. Bone engineering using human demineralized dentin matrix and recombinant human BMP-2. *Hard Tissue Biol.* 2005, 14, pp. 80-1.
- MURATA M., AKAZAWA T., MITSUGI M., UM IW., MINAMIDA Y., KIM KW. Autograft of Dentin Materials for Bone Regeneration. *Advances in Biomaterials Science and Biomedical Applications.* InTech. 2013, Chap 15.
- MURATA M, A. T. Biochemical and histo-morphometrical analyses of bone and cartilage induced by human decalcified dentin matrix and BMP-2. *Oral Biol Res.* 2011, 35, pp. 9-14.
- MURATA M, AKAZAWA T., MITSUGI M., UM IW., KIM KW., KIM YK. Human Dentin as Novel Biomaterial for Bone Regeneration. *Biomaterials - Physics and Chemistry (Intech).* 2011, pp. 127-140.
- NAMPO T., WATAHIKI J., ENOMOTO A, TAGUSHI T., ONO M., NAKANO H. et al. A new method for alveolar bone repair using extracted teeth for the graft material. *J Periodontol.* 2010, 81(9), pp. 1264-1272.
- PANG KM., UM IW., KIM YK., YOO JM., KIM SM., LEE JH. Autogenous demineralized dentin matrix from extracted tooth for the augmentation of alveolar bone defect: a prospective randomized clinical trial in comparison with anorganic bovine bone. *Clin. Oral Implants Res.* 2017, 28 (7), pp. 809-815.
- POHL V., SCHUH C., FISCHER MB., HAAS R. A new method using autogenous impacted third molars for sinus augmentation to enhance implant treatment: case series with preliminary results of an open, prospective longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016, 31 (3), pp. 622-630.
- PARK SM., UM IW., KIM YK., KIM KW. Clinical application of auto-tooth bone graft material. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2012, 38 (1), pp. 2-8.

- PRIYA A., NATH S., BISWAS K., BASU B. In vitro dissolution of calcium phosphate-mullite composite in simulated body fluid. *J Mater Sci Mater Med.* 2010, 21 (6), pp. 1817-1828.
- QIN C., BRUN JC., CADENA E., RIDALL A., TSUJIGIWA H., NAGATSUKA H. et al. The expression of dentin sialophosphoprotein gene in bone. *J Dent Res.* 2002, 81(6), pp. 392-394.
- RUBIN CT., LANYON LE. Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcif Tissue Int.* 1985, 37 (4), pp 411-7.
- TARDIF A., MISINO J., PERON JM. Traumatismes dentaires et alvéolaires. *Encycl Med Chir (Paris) - Médecine buccale*, [22-067-A-05], 2008.
- THOMAS T., MARTIN A, LAFAGE-PROUST MH. Physiologie du tissu osseux. *Encycl Med Chir (Paris) - Appareil Locomoteur.* 14-002-B-10, 2008.
- URIST MR., STRATES BS. Bone morphogenetic protein. *J Dent Res.* 1971, 50, pp. 1393-1406.
- URIST MR. Bone : Formation by autoinduction. *Science.* 1965, 150 (3698), pp. 893-899.
- URIST MR. Bone histogenesis and morphogenesis in implants of demineralized enamel and dentin. *J Oral Surg.* 1971, 29, pp. 88-102.
- VALDEC S., PASIC P., SOLTERMANN A., THOMA D., STADLINGER B., RÜCKER M. Alveolar ridge preservation with autologous particulated dentin - a case series. *Int J Implant Dent.* 2017, 3 (12)
- WANG X., ZHANG Q., CHEN Z., ZHANG L. Immunohistochemical localization of LIM mineralization protein 1 in pulp-dentin complex of human teeth with normal and pathologic conditions. *J Endod.* 2008, 34 (2), pp. 143-147.
- YEOMANS JD., URIST MR. Bone induction by decalcified dentine implanted into oral, osseous and muscle tissues. *Arch Oral Biol.* 1967, 12 (8), pp. 999-1008.

TABLE DES FIGURES

- Figure 1 :** Email en microscopie électronique à transmission (Alliot-Licht B. 2012).
- Figure 2** Schéma décrivant le processus de résorption externe de remplacement.
(Andreasen JO. et al. 1995)
- Figure 3 :** Processus de différenciation de la cellule ostéoclastique
(Thomas T. et al. 2008).
- Figure 4** Adhérence des cellules MG-63 à la matrice de dentine partiellement déminéralisée (Lee HJ. et al. 2011).
- Figure 5 :** Résultats des analyses de la diffraction des rayons X. AutoBT D+ : AutoBT radiculaire ; AutoBT E+ : AutoBT coronaire ; Cancelous bone : os spongieux (Kim YK. et al. 2013d).
- Figure 6 :** Diagramme de la diffraction des rayons X par la dent humaine : #1 partie radiculaire ; #2 partie coronaire ; #3 toute la dent (Kim YK. et al. 2010).
- Figure 7 :** Vue SEM des différents types de greffes osseuses. A : AutoBT partie coronaire (x500) ; B : AutoBT partie coronaire (x5000) ; C : AutoBT partie radiculaire (x500) ; D : AutoBT partie radiculaire (x5000) ; E : os cortical autogène (x500) ; F : os cortical autogène (x5000) ; G : ICB (x500) ; H : ICB (x5000) ; I : BioOss (x500) ; J : BioOss (x5000) ; K : MBCP (x500) ; L : MBCP (x5000) (Kim YK et al. 2013d).
- Figure 8 :** Groupe expérimental à 8 semaines. Un nouvel os est formé autour du greffon dentaire. Les astérisques et les flèches indiquent respectivement, des matériaux de granules dentaires greffés et la nouvelle formation osseuse autour de ces granules (× 100) (Kim JY. et al. 2012).
- Figure 9 :** Groupe expérimental à 12 semaines. Une néoformation osseuse plus importante est notée autour des granules dentaire. Les astérisques indiquent les matériaux en poudre dentaire (× 100) (Kim JY. et al. 2012).

- Figure 10 :** Gel gradient de polyacrylamide de sodium et de dodécyl sulfate de sodium de fractions purifiées à partir d'une poudre de matière greffée d'un os de forme autogène fabriquée à partir d'une dent séchée à 25 ° C (A) et d'une dent de sagesse à l'état frais (B). rhBMP-2 est la protéine morphogénétique osseuse humaine recombinante-2 (Kim YK. et al. 2013).
- Figure 11 :** Chambre de broyage du SDG
- Figure 12 :** Particules dentinaires de 300 à 1200 µm au niveau de la première chambre inférieure
- Figure 13 :** SEM (X750) de la dentine particulaire à 0 minutes (a), 3 minutes (b) et 10 minutes (c) après traitement avec un nettoyant (Binderman I. et al. 2014).
- Figure 14 :** Mise en place du greffon dentaire sur le site chirurgical
- Figure 15 :** Coupe histologique d'un échantillon osseux récupéré à 4 mois (coloration HE, × 200). 1. Particule d'AutoBT; 2. Tissu conjonctif fibreux; 3. Zone résorbée remplie d'ostéoïde néoformé (Kim YK. et al. 2014a).
- Figure 16 :** Coupe de CBCT. B.H : Hauteur buccal greffé; A.R.W : Largeur de la crête alvéolaire greffé (Kim YK et al. 2017).
- Figure 17 :** Coupe histologique mettant en avant le contact étroit entre le greffon et le tissu ostéoïde néoformé (Kim YK. et al. 2017).
- Figure 18 :** Le site d'extraction a été rempli de particules dentinaires obtenu par la procédure du Smart Dentin Grinder ; a : Vue clinique du site d'extraction ; b : Radiographie de la dent impactée 48 ; c : Après avoir extrait la 48, les particules de dent extraite ont été préparées et placées dans le site d'extraction ; d : 4 mois post-opératoire, l'os particulaire et néoformé a complètement restauré le vide à côté de la racine distale de la dent 47 (Binderman I. et al. 2014).

Figure 19 : A. Radiographie avant l'extraction des dents 47-48. B. La 48 avant le nettoyage mécanique. C. La 48 après nettoyage. D. Dentine particulière après traitement chimique, prêt à être greffée. E. Après 2 mois, deux implants ont été insérés dans les sites d'extraction. F. Radiographie à 2 ans. G. Radiographie montrant la perte osseuse autour des dents 36 à 38. H. Trois implants ont été placés, 2 mois après le greffage avec la dentine particulière de la dent 38. I. Un an plus tard, notez la densité osseuse et le niveau osseux sans signe de perte osseuse à côté des implants (Binderman I. et al. 2014).

Figure 20 : Coupe présentant la néo-formation osseuse au contact avec des particules d'émail et de dentine (coloration au trichrome de Masson, $\times 35$) (Jun SH. et al. 2014).

Figure 21 : Coupe présentant le contact étroit entre la particule d'Auto-BT, l'os lamellaire, l'ostéoïde et l'espace médullaire. (Coloration au trichrome de Masson, $\times 400$) (Jun SH. et al. 2014).

Figure 22 : Photos intra-orales de la greffe de sinus utilisant un bloc Auto-FDT. A : La greffe avant d'être insérée dans la cavité sinusienne ; B : Après la greffe du bloc Auto-FDT (flèche blanche) (Kim ES. et al. 2016).

Tableau 1 : Récapitulatif de la composition de l'émail, de la dentine, du ciment et de l'os alvéolaire.

Tableau 2 : Dissolution du Calcium (Kim YK. et al. 2013d).

Tableau 3 : Dissolution du phosphate (Kim YK. et al. 2013d).

Tableau 4 : Tableau récapitulatif de l'induction osseuse au niveau de différents sites d'implantations en fonction du matériau utilisé (Yeomans JD. et al. 1967).

Tableau 5 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Kim YK. et al. 2014a).

Tableau 6 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Valdec S. et al. 2017).

Tableau 7 : Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Kim YK. et al. 2017).

- Tableau 8 :** Temps de suivi par patient.
- Tableau 9 :** Récapitulatif des critères d'évaluation et des résultats (Pohl V. et al. 2016).
- Tableau 10 :** Evaluation CT de la densité osseuse, la hauteur osseuse et l'épaisseur de la membrane sinusienne (Jun SH. et al. 2014).
- Tableau 11 :** Evaluation MicroCT sur les paramètres relatifs au volume, à la densité et à l'architecture (Jun SH. et al. 2014).
- Tableau 12 :** Analyse histo-morphométrique (Jun SH. et al. 2014).
- Tableau 13 :** Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Jun SH. et al. 2014).
- Tableau 14 :** Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Kim ES et al. 2016).
- Tableau 15 :** Récapitulatif des critères d'évaluation et des résultats (Kim YK. 2016).
- Tableau 16 :** Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Pang KM. et al. 2016).
- Tableau 17 :** Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Lee JY et al. 2013).
- Tableau 18 :** Récapitulatif des critères d'évaluation et de leurs résultats (Lee JY et al. 2013).

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

SELLAM YOTAM. Le Smart Dentin Grinder : La nouvelle stratégie thérapeutique d'autogreffe par l'utilisation de la dent extraite. Intérêt et application clinique. 2017. 70 p. : ill., tabl., Réf. Biblio : p. 62-65.

Sous la direction de : M. le Docteur Georges KHOURY

Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2017

RÉSUMÉ :

L'extraction des dents est l'une des procédures les plus répandues en dentisterie. Cet acte induit des changements dimensionnels significatifs de la crête alvéolaire. Des greffes osseuses de type autogreffe, allogreffe, xéno greffe et biomatériaux alloplastiques sont ainsi utilisées pour éviter cette perte osseuse. C'est dans ce contexte que l'utilisation de la dent extraite a été suggérée comme matériau de greffe potentiel. En effet, de nombreuses protéines sont communes à l'os, à la dentine et au ciment. Il n'est donc pas surprenant que la structure dentaire puisse servir de matériau de greffe osseuse. La dentine greffée subit une ankylose et est très lentement remodelée et remplacée par de l'os cortical. Cependant, cette procédure prend beaucoup de temps car le greffon n'est prêt que de nombreuses heures voire des jours après l'extraction. D'où l'intérêt du Smart Dentin Grinder du Pr Binderman qui propose une procédure modifiée. La dent fraîchement extraite est broyée, traitée et repositionnée dans l'alvéole immédiatement après l'extraction.

Les études actuelles mettent en avant une dentine autogène comme matériau de greffe osseuse fiable par son ostéoconduction et son potentiel ostéoinducteur permettant ainsi la préservation et l'augmentation des os alvéolaires. L'objectif de cette thèse est d'analyser la littérature afin d'évaluer la validité de cette technique et son évolution.

TITRE EN ANGLAIS : The Smart Dentin Grinder : The new therapeutic strategy of autograft by the use of the extracted tooth. Interest and clinical application.

DISCIPLINE : Chirurgie Buccale - Implantologie

MOTS-CLÉS Anglais (Mesh) : Bone graft material, tooth, Smart Dentin Grinder, autogenous dentin graft, demineralized dentin matrix, autogenous tooth bone

MOTS-CLÉS Français : Matériau de greffe osseuse, dent, Smart Dentin Grinder, greffe de dentine autologue, matrice de dentine déminéralisée
