



RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ MOULOU D MAMMERI TIZI OUZOU
FACULTÉ DE MÉDECINE
DÉPARTEMENT DE MÉDECINE DENTAIRE

Mémoire de fin d'études en vue de l'obtention du diplôme de

DOCTEUR EN MEDECINE DENTAIRE

Thème

**LES BIOMATERIAUX DE SUBSTITUTION OSSEUSE
EN CHIRURGIE BUCCALE**

Réalisé par

**MOUALI Sarah
DJELOUAHI Nora**

MOKRANI Aziz

**HANOUCHE Macinissa
HADJI Kamelia**

Encadrés par

Dr BOUFATIT.M

Composition du Jury

Pr AMMENOUCHE.F

Dr KHALFA.F

Année Universitaire : 2020 - 2021

Remerciements

En préambule à ce mémoire, nous tenons à remercier ALLAH le tout puissant de nous avoir donné la santé, la volonté, le courage et la patience pour pouvoir réaliser ce travail.

*En guise de reconnaissance, nous tenons à remercier, très sincèrement, **Dr BOUFATIT**, pour son encadrement de qualité, sa motivation professionnelle, ses conseils et critiques constructives, ses corrections, sa gentillesse et sa patience ainsi que pour le temps consacré à la réalisation de ce travail.*

*Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury, **Pr AMMENOUCHE** et **Dr KHALFA**, pour leur lecture attentive de ce mémoire et pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre projet de fin d'études en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leurs propositions.*

Nous tenons ainsi à remercier toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la l'accomplissement de ce travail.

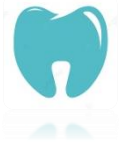
Enfin, veuillez trouver dans ce travail l'expression de notre gratitude et notre plus profond respect.



Je dédie ce modeste travail,

- *A **Papa et à Maman**, Merci pour votre amour, vos encouragements, votre bonté et votre altruisme qui ont su me guider sur le chemin du bien. Votre éducation a fait de moi la femme que je suis aujourd'hui. J'espère que vous serez fiers de moi.*
- *A **Maman**, Merci pour ta sagesse et tes Douaas incessants.*
- ***Papa**, Merci pour ta générosité et ta confiance en Moi.*
- *A mon unique sœur aînée « **Sima** », Merci pour l'inspiration et la force que tu me transmets au quotidien. Si je devais te décrire en un mot ; tu es INEGALABLE.*
- *Mes remerciements vont également à mon beau-frère **Sem**, Personne sage et cultivée. J'en ai énormément appris de toi.*
- *« **Amine** », Mon frère aîné qui est loin de nous et à qui je souhaite une réussite comme tu l'as toujours rêvée ; Sois fier de toi.*
- *A mon jumeau et moitié « **Yanis** », Nous avons passé un cursus scolaire agréable. Merci pour ton aide malgré toutes nos chamailleries. Je te souhaite une vie paisible.*
- *A mon neveu **Aurès** qui égaie notre maison avec sa joie de vivre et son sourire rayonnant ainsi qu'à ma **Dulcinée Cirta Sali**.*
- *A ma chère **Tata Malika** ainsi que son **Mari Dr Sab**, 2 Géants de la connaissance et du savoir qui m'ont montré la voie vers la persévérance et l'excellence.*
- *A **Dr Sab Sammy** qui m'a ouvert ses portes durant mes stages en dentisterie.*
- *A toi **Tata Salima**, ton cœur et ta bonté sont irremplaçables, Merci d'être la tata exemplaire.*
- *A **Rima**, toi la bonne vivante qui sème autour de nous l'ambiance et la joie de vivre.*
- *A ma cousine **LYLIA**, Tu es à la fois le génie, le courage et l'humour ; tu guériras Inshallah.*
- *A ma Meilleure amie et sœur que la vie m'a offerte si précieusement, **Lilia**, Aujourd'hui nous clôturons 9 ans d'amitié, Les années passent tellement vite et ta place reste inchangée. Merci d'être l'amie fidèle durant ces années d'or.*
- *A **Mounira**, Que de bons souvenirs au lycée ensemble.*
- *Au meilleur binôme que tu es **Massi**, je te remercie pour le partage tout au long de notre cursus. Intelligent et méticuleux que tu sois.*
- *Un remerciement exceptionnel à **Mirouette**, ta rencontre fut une bénédiction.*
- *A mes collègues de mémoire : **NORA, AZIZ, KAMELIA** ; vous étiez à la hauteur.*

Mouali Sarah



Je dédie ce modeste travail, comme preuve de respect, de gratitude, et de reconnaissance à :

Mes chers parents,

Je ne saurais jamais m'exprimer quant aux sacrifices et aux dévouements que vous avez consacré à mon éducation et mes études. Auxquels je dois ce que je suis. Que dieu les protège.

Mes frères et sœurs,

Pour leur compréhension et leur grande tendresse, qui en plus de m'avoir encouragé tout le long de mes études, m'ont consacré beaucoup de temps et disponibilité, et qui par leur soutien, leurs conseils et leur amour, m'ont permis d'arriver jusqu'ici car ils ont toujours cru en moi.

Ma famille et amis proches,

Merci de m'avoir toujours soutenu et merci pour tous les bons moments passés ensemble.

Mon groupe de mémoire,

Qui m'a supporté durant cette année et avec lequel j'ai trouvé l'entente dont j'avais besoin.

Mes camarades de la promo,

Pour leur compagnie et bons moments passés ensemble en clinique et en cours.

Mes enseignants et professeurs,

Je vous remercie d'avoir partagé avec nous votre passion pour l'enseignement. J'ai grandement apprécié votre soutien, votre implication et votre expérience tout au long des années scolaires.

Mokrani Aziz

Dédicace 03



Avec l'expression de ma reconnaissance je dédie ce modeste travail ;

A mes chers parents,

Pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien tout au long de mes études,

A ma chère sœur et mon fiancé,

Pour leurs encouragements permanents, leurs conseils ainsi que leur soutien inconditionnel,

A toute ma famille et amis proches,

Pour leur motivation et support dans les moments difficiles.

A tous les membres de mon groupe,

Qui ont contribué à réaliser ce travail pour leur sympathie et entente

A mes camarades de la promo,

Pour les bons moments passés en leur compagnie.

Djelouahi Nora



Je dédie ce modeste travail, comme preuve de gratitude, et de reconnaissance à :

Mes chers parents,

Pour tout leur amour et sacrifices qui n'ont jamais cessé de formuler des prières à mon égard, de me soutenir et m'épauler tout au long de mes études

Mes frères

Idir et Rayane pour leur aide permanente et leur soutien moral et encouragements

Mon groupe de mémoire

Sarah, Nora, Aziz et Massi pour leur indéfectible soutien et patiences infinies

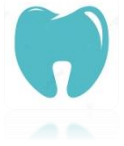
Mes Chères amies

Nouha, Besma, Sarah, Lelloucha, Samah, en souvenir de notre profonde amitié et des moments que nous avons passés ensemble

Tous mes professeurs, *Tout au long de mon cursus ainsi je tiens à remercier et exprimer ma profonde gratitude à mon promoteur Dr. Boufatit*

*A Tous ceux qui me sont chers et toutes les personnes qui m'ont Soutenus de près et de loin.
Que ce travail soit l'accomplissement de vos vœux tant allégés et le fruit de votre soutien
infaillible*

Hadji Kamilia



Dédicace 05

Je dédie ce travail,

*Tout d'abord à mes **chers parents** qui sans eux je ne suis pas là aujourd'hui, Je vous remercie pour votre soutien, votre compréhension ainsi que pour votre patience ; Merci pour tout le bien que vous m'avez fait et procuré durant toute ma vie ; Merci pour vos Douaas et encouragements quelques soient les circonstances. J'espère être à la hauteur de vos espérances.*

*Je remercie également **mes chères sœurs : Nassima, Kahina, Lilia et Tinhinane** ainsi que **mes chers frères : Hamid, Yacine et Jujou** avec lesquels j'ai vécu et ressenti toutes les belles choses qui puissent exister entre frères et sœurs.*

*Un remerciement particulier à mes sœurs **Nassima** et **Lilia** qui ont su me guider dans ce domaine durant toutes ces années de labeur ainsi que pour leur aide précieuse, conseils et soutien.*

*A mes **beaux-frères : Yacine et Smail.***

*A mes chers neveux : **Yanis, Amine et Adam** ainsi qu'à mes adorables nièces : **Lyna et Alice.***

*Un remerciement particulier à la meilleure binôme au monde **Sarah** qui a fait preuve de compétences, intelligence et de persévérance durant toutes ces années d'étude. Merci pour ton aide précieuse et pour le bien que tu m'as fait.*

*A **mon groupe de mémoire** qui sans vous ce travail ne serait pas achevé et à qui je souhaite beaucoup de réussite professionnelle.*

Hanouchine Macinissa

Table des matières

TABLE DES MATIERES	I
LISTE DES ABREVIATIONS	V
LISTE DES TABLEAUX	VI
LISTE DES FIGURES	VII
INTRODUCTION	1
1 . ÉTUDE THEORIQUE	3
1.1 Physiologie osseuse	4
1.1.1 Organisation de l'os	4
1.1.1.1 Aspect microscopique	4
1.1.1.1.1 Tissu osseux non lamellaire primaire, réticulaire ou fibreux (woven-bone) ...	4
1.1.1.1.2 Tissu osseux lamellaire, secondaire ou haversien	4
1.1.1.1.3 Tissu osseux primaire à fibres parallèles :	4
1.1.1.2 Aspect macroscopique.....	5
1.1.1.2.1 Os cortical	5
1.1.1.2.2 Os trabéculaire ou spongieux.....	5
1.1.1.2.3 Le périoste.....	5
1.1.1.2.4 L'endoste	5
1.1.2 Histologie de l'os.....	6
1.1.2.1 La matrice osseuse	6
1.1.2.2 Les cellules de l'os	6
1.1.2.2.1 Ostéoblastes	6
1.1.2.2.2 Ostéocytes	6
1.1.2.2.3 Cellules bordantes.....	6
1.1.2.2.4 Ostéoclastes	6
1.1.2.2.5 Cellules souches mésenchymateuses (CSM).....	6
1.1.3 Propriétés osseuses	7
1.1.3.1 Propriétés mécaniques.....	7
1.1.3.2 Propriétés biologiques	8
1.1.3.2.1 La cristallinité	8
1.1.3.2.2 La porosité	8
1.1.3.2.3 L'ostéoconduction	8
1.1.3.2.4 L'ostéoinduction	8
1.1.3.2.5 Remodelage osseux.....	8
1.1.4 L'os alvéolaire	9
1.2 Biomatériaux de substitution osseuse	10
1.2.1 Définition d'un biomatériau de substitution osseuse.....	10
1.2.2 Caractéristiques idéales d'un biomatériau de substitution osseuse	10
1.2.2.1 Caractéristiques biologiques	11
1.2.2.1.1 La bio-activité	11
1.2.2.1.1.1 Ostéoconduction	11
1.2.2.1.1.2 Ostéoinduction.....	12
1.2.2.1.1.3 Ostéogenèse	12
1.2.2.1.2 Bio-résorbabilité	13
1.2.2.1.3 Biocompatibilité.....	13
1.2.2.1.4 Immunogénicité ou antigénicité.....	14
1.2.2.1.5 Non-infectiosité, non toxicité	14
1.2.2.2 Caractéristiques physiques et chimiques.....	14
1.2.2.2.1 Porosité	15

1.2.2.2.1.2 État de surface	15
1.2.2.2.1.3 Résistance à l'environnement	15
1.2.2.3 Critères subjectifs	16
1.2.2.3.1 Coût	16
1.2.2.3.2 Présentation du matériau	16
1.2.2.3.3 Quantités	16
1.2.2.3.4 Ergonomie	16
1.2.2.4 Critères industriels	16
1.2.3 Classification des biomatériaux de substitution osseuse	18
1.2.3.1 Matériaux naturels (biologiques)	18
1.2.3.1.1 Matériaux naturels d'origine humaine	18
1.2.3.1.1.1 Autogreffe	18
1.2.3.1.1.2 Allogreffe (Homogreffe)	19
1.2.3.1.1.2.1 L'os lyophilisé non déminéralisé	20
1.2.3.1.1.2.2 L'os lyophilisé décalcifié	22
1.2.3.1.1.2.3 L'os délipidé-déprotéinisé	24
1.2.3.1.2 Matériaux naturels d'origine animale (Xéno greffe)	25
1.2.3.1.2.1 Os bovin anorganique (Anorganic Bovine Bone ou ABB) ou hydroxyapatite biologique	26
1.2.3.1.2.1.1 Bio-Oss®	26
1.2.3.1.2.1.2 L'Hydroxyapatite coralline	28
1.2.3.1.3 Matériaux naturels d'origine végétale :	30
1.2.3.1.3.1 La cellulose	30
1.2.3.1.3.2 Les Algues rouges	30
1.2.3.1.4 Autres produits biologiques	31
1.2.3.1.4.1 Le cartilage	31
1.2.3.1.4.2 Le collagène	31
1.2.3.1.4.3 Les protéines dérivées de la matrice de l'émail	31
1.2.3.1.4.4 La dentine déminéralisée	31
1.2.3.2 Matériaux synthétiques	32
1.2.3.2.1 Céramiques	32
1.2.3.2.1.1 Céramiques à base de sels de calcium : les phosphates de calcium	34
1.2.3.2.1.1.1 Hydroxyapatite (HA)	34
1.2.3.2.1.1.2 Phosphate tricalcique (Tricalcium phosphate, ou TCP)	35
1.2.3.2.1.1.3 Céramiques biphasées (Biphasic Calcium Phosphate, ou BCP)	36
1.2.3.2.1.1.4 Ciments phosphocalciques (Calcium phosphate cements, ou CPC)	37
1.2.3.2.2 Autres céramiques moins utilisées ou abandonnées	38
1.2.3.2.2.1 Nanocristaux d'hydroxyapatite synthétique	38
1.2.3.2.2.2 Céramiques à base de sulfate de calcium	38
1.2.3.2.3 Polymères	39
1.2.3.2.3.1 Les polymères non résorbables : Ciments acryliques	39
1.2.3.2.3.2 Les polymères résorbables : Polyesters aliphatiques	40
1.2.3.2.4 Verres bioactifs	40
1.2.3.2.4.1 Bioverres	40
1.2.3.2.4.2 Vitrocéramiques	41
1.2.3.3 Matériaux composites	41
1.2.3.3.1 Association de tissu naturel et de biomatériaux synthétiques	41
1.2.3.3.2 Association de différents matériaux synthétiques	41
1.2.3.3.2.1 Association de phosphates de calcium	41
1.2.3.3.2.2 Association à base de collagène	41

1.2.3.3.2.3 Association à base de polymères	41
1.2.4 Indications et contre-indications des biomatériaux de substitution osseuse.....	42
1.2.4.1 Les indications.....	42
1.2.4.1.1 L'implantologie	42
1.2.4.1.1.1 Traitement pré-implantaire	42
1.2.4.1.1.1.1 Techniques d'augmentation de la crête	42
1.2.4.1.1.1.2 Technique de comblement alvéolaire.....	43
1.2.4.1.1.1.3 Technique de comblement de sinus.....	43
1.2.4.1.1.2 Traitement per, post-implantaire	44
1.2.4.1.2 La parodontologie	44
1.2.4.1.3 La chirurgie pré-prothétique	45
1.2.4.1.4 L'endodontie chirurgicale.....	45
1.2.4.1.5 La chirurgie maxillo-faciale.....	46
1.2.4.2 Les contre-indications	46
1.2.4.2.1 Contre-indications générales.....	46
1.2.4.2.2 Contre-indications locales.....	47
1.2.4.2.3 Contre-indications comportementales	47
1.2.5 Complications	48
1.2.5.1 Complications per-opératoires :	48
1.2.5.1.1 Complications vasculaires	48
1.2.5.1.2 Complications nerveuses	48
1.2.5.1.3 Complications techniques	48
1.2.5.1.4 Complications sinusiennes.....	48
1.2.5.1.5 Complications muqueuses	48
1.2.5.1.6 Complications Infectieuses	48
1.2.5.2 Complications postopératoires	49
1.2.5.2.1 Complications infectieuses	49
1.2.5.2.2 Intolérance au biomatériau.....	49
1.2.5.2.3 Complications vasculaires	49
1.2.5.2.4 Complications algiques.....	49
1.2.5.2.5 Complications nerveuses	49
1.2.5.2.6 Complications sinusiennes.....	49
1.2.5.2.7 Complications muqueuses	49
1.2.6 Facteurs de risque et de réussite	50
1.2.6.1 Les facteurs de risques	50
1.2.6.1.1 Problèmes liés à la sénescence.....	50
1.2.6.1.2 Risques liés aux autogreffes	50
1.2.6.1.2.1 La morbidité	50
1.2.6.1.2.2 La disponibilité en greffons	50
1.2.6.1.3 Risques liés aux allogreffes	50
1.2.6.1.3.1 Risque sanitaire.....	50
1.2.6.1.3.2 Risque biologique	51
1.2.6.1.4 Risque technique.....	51
1.2.6.1.5 Risques liés aux substituts biologiques.....	51
1.2.6.2 Facteurs de réussite	52
1.2.6.2.1 Mesures préopératoires	52
1.2.6.2.2 Mesures per opératoires	52
1.2.6.2.3 Mesures postopératoires	53
1.2.7 Les alternatives à la greffe osseuse.....	55
1.2.7.1 Epithèse	55

1.2.7.2	Techniques d'expansion osseuse.....	55
1.2.7.3	Technique SACT.....	55
1.2.7.4	Moyens orthodontiques	55
1.3	L'AVENIR DES BIOMATERIAUX DE SUBSTITUTION OSSEUSE	56
1.3.1	Bio-ingénierie de la régénération du tissu osseux	56
1.3.1.1	Utilisation de facteurs ostéoinducteurs (Facteurs de croissance).....	57
1.3.1.2	Utilisation de cellules ostéogéniques	58
1.3.2	Le comblement sur mesure.....	58
1.3.3	Le « Coating implant »	58
2	. ETUDE STATISTIQUE.....	59
2.1	Introduction	60
2.2	Matériels et méthodes	60
2.2.1	Type de l'enquête	60
2.2.2	Population ciblée	60
2.2.3	Déroulement de l'enquête	Error! Bookmark not defined.
2.2.4	Recueil, saisie et enregistrement des données	61
2.2.5	Résultats et analyse et interprétation des questionnaires des praticiens	61
2.2.5.1	Analyse et interprétation des questions	61
2.2.5.1.1	Qualité du praticien.....	62
2.2.5.1.2	Secteur d'exercice.....	63
2.2.5.1.3	Années d'exercice.....	63
2.2.5.1.4	Commune d'exercice	64
2.2.5.1.5	Connaissance des biomatériaux de substitution osseuse	65
2.2.5.1.6	Fréquence d'utilisation du biomatériau	65
2.2.5.1.7	Causes de non utilisation des biomatériaux de substitution osseuse	66
2.2.5.1.8	Meilleur biomatériau de substitution osseuse utilisé avec justification.....	67
2.2.5.1.9	Indications de leurs utilisations.....	68
2.2.5.1.10	Durée d'obtention des résultats.....	68
2.2.5.1.11	Degré de satisfaction sur une échelle de 1 à 10	69
2.2.5.1.12	Prix de ces produits	70
2.2.5.1.13	Disponibilité des biomatériaux de substitution osseuse.....	70
2.2.5.1.14	La situation sanitaire a-t-elle un impact sur le marché de ces biomatériaux ?	
	71	
2.2.5.1.15	Pensez-vous qu'un biomatériau de substitution osseuse est la meilleure alternative à l'autogreffe osseuse ?	71
2.2.5.2	Analyse et interprétation des tableaux croisés :	72
2.2.5.2.1	Relation entre la spécialité des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse ?	72
2.2.5.2.2	Relation entre le secteur dans lequel les praticiens travaillent et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse.....	72
2.2.5.2.3	Relation entre l'expérience des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse ?	73
2.3	Discussion.....	75
2.4	Conclusion.....	76
2.5	Solutions proposées	77
	CONCLUSION.....	78
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	79
	RESUME.....	94
	ANNEXE	95

Liste des abréviations

- **AAID**: American Academy of Implant Dentistry
- **AAOMS** : American Association of Oral and Maxillo-facial Surgeons : Association américaine de chirurgie buccale et maxillo-faciale
- **ABB**: (Anorganic Bovine Bone): Os bovin anorganique.
- **ASA**: American society of Anesthesiologists: Société américaine des anesthésistes.
- **ATNC** : Agent Transmissible Non Conventionnel
- **BCP** : Céramiques biphasées
- **BMP** : Bone Morphogenetic Protein : Protéine morphogénétique osseuse
- **CNEDiMTS** : Commission Nationale d'Évaluation des Dispositifs Médicaux et des Technologies de Santé
- **CPC** : Ciments phosphocalciques
- **CSM** : Cellules souches mésenchymateuses
- **DBM** : (Demineralized Bone Matrix) : la matrice osseuse déminéralisée
- **DFDBA** : (Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft) : L'os lyophilisé déminéralisé
- **EBS** : encéphalopathie bovine spongiforme
- **ESST** : Encéphalopathies Spongiformes Subaiguës Transmissibles
- **FDBA** :(Freeze-Dried Bone Allograft) : L'os lyophilisé non déminéralisé
- **HA** : Hydroxyapatite
- **HEMA** : Hydroxyéthylmétacrylate
- **HTR®** : Hard tissue replacement
- **LIO** : Lyse infra osseuse
- **MOD** : Matrice osseuse déminéralisée
- **PHEMA** : Polyhydroxyéthyl méthacrylate
- **PMMA** : Polyméthylmétacrylate
- **PTFE** : Polytétrafluoroéthylène
- **RhBMP** : (Recombinant Human Bone Morphogenetic Protein) : Protéine morphogénétique osseuse humaine recombinante
- **ROG** : Régénération osseuse guidée
- **RTG** : Régénération tissulaire guidée
- **SACT** : (Sinus AlveolarCrestal Technique) : Technique crestale alvéolaire sinusale
- **TCP** : phosphates tricalciques
- **TGF-β** : (TransformingGrowthFactorβ) : Facteur de croissance transformant β
- **β-TCP** : β tri-calcium-phosphate

Liste des Tableaux

Tableau 1: Les valeurs des propriétés mécaniques de l'os	7
Tableau 2 : Etiologie des pertes de substances osseuses.....	9
Tableau 3 : Les propriétés physiques et chimiques de l'os.....	14
Tableau 4: Tableau Récapitulatif	41
Tableau 5:Classification ASA; indication de comblement osseux selon le statut physiologique.	46
Tableau 6 : Tableau statistique croisé montrant la relation entre la spécialité des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse	72
Tableau 7 : Tableau statistique croisé montrant la relation entre le secteur de travail et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse	73
Tableau 8 : Tableau statistique montrant la relation entre l'expérience de travail et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse	74

Liste des figures

Figure 1 : Organisation du tissu osseux (265).....	5
Figure 2 : Aspect macroscopique de l'os (9)	6
Figure 3 : Histologie de l'os (12).....	7
Figure 4 : Processus de remodelage osseux (13).....	9
Figure 5 : Les propriétés biologiques de l'os(37)	12
Figure 6 : Particules d'os spongieux.(81)	20
Figure 8 : Copeaux d'os spongieux.(81).....	21
Figure 9 : Bloc osseux spongieux.(81).....	21
Figure 7 : Particules d'os spongieux et cortical 50% / 50%.(81).....	21
Figure 10 : Bloc osseux cortico-spongieux. (82)	22
Figure 12 : Copeaux d'os cortical déminéralisé.(92).....	23
Figure 11 : Particules d'os cortical déminéralisé.(92)	23
Figure 13: DFDBA en putty.(93)	24
Figure 14 : DFDBA en seringue.(93).....	24
Figure 18 : Grande similitude entre la structure minérale macroporeuse	26
Figure 16 : Bio-Oss Collagen.(114)	27
Figure 17 : Bio-Oss Block.(114)	27
Figure 15 : Gamme Bio-Oss®.(114).....	27
Figure 19 : Structure 3D de l'os humain spongieux (à gauche) et l'hydroxyapatite coralline (à droite)	28
Figure 22 : Biocoral 450®. (267).....	29
Figure 20 : ProOstéonR 200R sous forme de particules.(266)	29
Figure 21 : Pro ostéon R 500R sous forme de copeaux. (266).....	29
Figure 23 : L'algue rouge : Corallina Officinalis	30
Figure 24: Schéma de la microstructure d'une céramique cristalline.(128)	33
Figure 25 : Seringue de Calcitite® .(160)	34
Figure 26 : SYNTHOGRAFT®(268)	35
Figure 27 : CALCIRESORBE®(269).....	35
Figure 28 : CERAFORM®(167).....	36
Figure 29 : SBS 40/60 ®	36
Figure 30 : Système Ostim®(178)	38
Figure 31 : HTR® (185).....	39
Figure 32 : BIOPLANT®(186).....	39
Figure 33 : Différents conditionnements du PERIOGLASS®.(270).....	40
Figure 34 : Comblement sinusien a l'aide d'un substitut : allogénique (A); alloplastique(B).(208)	44
Figure 35 : Vue clinique per-opératoire de LIO de la 14 (a) ;	45
Figure 36 : Exemple du comblement sur mesure. (245)	58
Figure 37 : Diagramme circulaire montrant les spécialités de notre échantillon.	62
Figure 38 : Diagramme circulaire montrant le secteur de travail de notre échantillon.	63
Figure 39 : Histogramme montrant le nombre d'année d'expérience de notre échantillon.	63

Figure 40 : Histogramme montrant les lieux de travail de notre échantillon.	64
Figure 41 : Diagramme circulaire montrant le nombre des praticiens qui connaissent les biomatériaux de substitution osseuse.	65
Figure 42 : Diagramme circulaire montrant le nombre des praticiens ayant utilisé un biomatériau de substitution osseuse dans leur pratique.	65
Figure 43 : Histogramme montrant les raisons de non utilisations de biomatériaux de substitution osseuse.	66
Figure 44 : Histogramme montrant les biomateriaux les plus utilisés et leurs qualités.	67
Figure 45 : Diagramme circulaire montrant les indications des biomatériaux de substitution osseuse.	68
Figure 46 : Diagramme circulaire montrant le temps nécessaire pour avoir une regeneration osseuse après la pose d un biomateriau.	68
Figure 47 : Histogramme montrant le degré de satisfaction des praticiens envers les biomatériaux de substitution osseuse.	69
Figure 48 : Diagramme circulaire montrant les avis des praticiens a propos des prix des biomatériaux de substitution osseuse.	70
Figure 49 : Diagramme circulaire montrant le taux de la disponibilité des biomatériaux de substitution osseuse.	70
Figure 50 : Histogramme montrant l'impact de la situation sanitaire actuelle sur le marché des biomatériaux de substitution osseuse.	71
Figure 51 : Diagramme circualire montrant l'avis des praticiens sur les biomatériaux de substitution osseuse par rapport aux autogreffes.	71
Figure 52 : Histogramme montrant la realtion entre la specialité des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de susbtitution osseuse	72
Figure 53 : Histogramme montrant la relation entre le secteur de travail et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse	73
Figure 54 : Histogramme montrant la relation entre l'expérience des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse.	74

Introduction

Sénilité de la population, perte précoce de dents, maladie parodontale ou encore traumatisme sont autant des facteurs qui provoquent une destruction ou une résorption de l'os, ainsi le traitement des tumeurs, de kystes ou de foyers infectieux nécessite souvent l'exérèse de pièces osseuses de taille plus ou moins importantes.

En odontostomatologie, ces pertes de substances osseuses posent des problèmes thérapeutiques fonctionnels et esthétiques de l'insuffisance du volume osseux lors d'une réhabilitation prothétique implantaire, surtout lorsqu'elles sont de grande taille ; mettent souvent à mal les capacités naturelles de réparation de l'os (1). Leur traitement repose alors essentiellement sur l'apport d'os autologue. L'os autogène est depuis longtemps le matériau de choix pour ce type d'intervention. Cependant, cette technique présente des inconvénients liés à l'ouverture d'un second site souvent douloureux par la suite et présentant des risques de morbidité non négligeable (2) ; ces limites ont incité les chercheurs à développer de nouvelles techniques thérapeutiques comme l'utilisation des biomatériaux qui sont des matériaux d'origine naturelle ou synthétique utilisés dans les dispositifs médicaux destinés à interagir avec les tissus biologiques. (3)

Dans l'histoire des biomatériaux, le plâtre de Paris (sulfate de calcium) semble avoir été le premier matériau utilisé en comblement de perte de substance osseuse (DREESMAN en 1892) après l'ivoire qui a été surtout employé en matière de reconstruction articulaire. La première véritable greffe fût, quant à elle, effectuée et réussie en 1668 par le chirurgien hollandais VAN MEEK'REN (xénogreffe de voûte crânienne à partir d'un crâne de chien). En 1810, il semble que le premier cas de greffe osseuse autologue fut celui publié par VAN MERREN à Amsterdam. Les premières séries cliniques rapportant l'utilisation d'allogreffes osseuses datent aussi de la fin de ce siècle. (4)

Malgré plusieurs avancées notables réalisées ces dernières années, les biomatériaux conventionnels présentent encore de nombreux défis, comme : l'intolérance immunitaire, l'infection, la réaction inflammatoire ou l'incompatibilité. C'est pour surmonter ces difficultés et améliorer les résultats des recherches sont entreprises (5). Le matériau de substitution osseuse idéal n'existe pas ce qui conduit à une multiplication de différents produits disponibles sur le marché, combinée au manque d'informations claires et validées posent le problème du choix au praticien. (6)

En cherchant à résoudre cette problématique plusieurs questions se posent ! Existents-ils des critères de choix et d'utilisation des biomatériaux ? Quelles sont les performances et les limites des biomatériaux disponibles ? L'utilisation de ces matériaux conduit-elle à de nouvelles perspectives ? Dans l'optique de répondre à ces questions, on a élaboré ce travail afin de s'intéresser de plus près aux substituts osseux ; de déterminer si ces biomatériaux peuvent être une alternative valable à l'os autogène en citant les différents types présents sur le marché actuellement, Connaître la responsabilité du chirurgien-dentiste dans le choix de ces biomatériaux et quels sont ceux les plus fréquemment utilisés.

Notre travail se constitue d'un plan comme suit : En premier lieu, sur une partie théorique, on commence d'abord par un rappel concernant la physiologie osseuse. On détaillera ensuite les critères théoriques qui feront d'un matériau naturel ou synthétique un substitut osseux idéal. Puis, on présentera une classification descriptive des différentes familles de biomatériaux de substitution osseuse ainsi que leurs indications et contre-indications respectives. Après cela, on va voir les facteurs de risque et de réussite ainsi les complications et alternatives aux biomatériaux. Enfin, on clôturera avec les avancées sur ces biomatériaux.

En deuxième lieu, une partie pratique basée sur une étude statistique qui enrichira la première partie.

1. Étude théorique

1.1 Physiologie osseuse

Ce premier chapitre rappelle les bases de la physiologie et de l'histologie osseuse nécessaires à la compréhension des phénomènes biologiques qui sont mis en œuvre lors de la mise en place et de l'intégration d'un greffon osseux, qu'il soit naturel ou synthétique.

1.1.1 Organisation de l'os

1.1.1.1 Aspect microscopique

Selon Buser, trois types de microstructures osseuses sont différenciées au microscope selon l'organisation de leur réseau de collagène et de substance ostéoïde. (7)

1.1.1.1.1 Tissu osseux non lamellaire primaire, réticulaire ou fibreux (woven-bone)

C'est un os immature, il se caractérise par une teneur en cellules élevée et un métabolisme intense. Il a des propriétés mécaniques faibles, d'existence temporaire, il est ensuite remplacé par de l'os adulte durant le remodelage.

1.1.1.1.2 Tissu osseux lamellaire, secondaire ou haversien

C'est un os mature. Il est plus minéralisé que le tissu osseux non lamellaire. Il possède des caractéristiques mécaniques bien plus élevées que le tissu primaire. Il est divisé en :

- Tissu osseux haversien compact ou cortical ;
- Tissu osseux trabéculaire ou spongieux ;
- Tissu osseux périosté.

1.1.1.1.3 Tissu osseux primaire à fibres parallèles :

Cet os présente une structure intermédiaire, entre os primaire et os secondaire. Il présente des caractéristiques physiques assez semblables à celles de l'os non lamellaire.

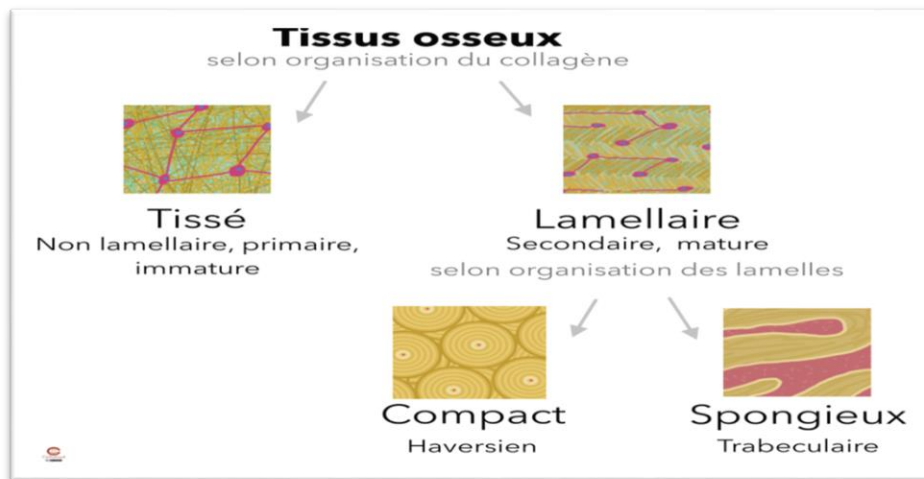


Figure 1 : Organisation du tissu osseux (265)

1.1.1.2 Aspect macroscopique (8)

1.1.1.2.1 Os cortical

Cet os représente quasiment 90% du volume osseux total de l'organisme humain. C'est un os lamellaire dont la structure est dense et complexe. Il possède une résistance mécanique essentielle.

1.1.1.2.2 Os trabéculaire ou spongieux

Cet os constitue la plus grande partie du tissu osseux de l'os alvéolaire ; il constitue un élément indispensable en tant que greffon du fait de :

- Son potentiel ostéogénique ;
- Sa résistance à l'infection ;
- Sa capacité de revascularisation rapide ;
- Son pouvoir ostéo-inducteur.

1.1.1.2.3 Le périoste

Il constitue la portion la plus externe du tissu osseux. C'est un tissu conjonctif abondamment innervé et richement vascularisé. Il participe à l'intégration du greffon au site receveur.

1.1.1.2.4 L'endoste

Il tapisse toute la cavité médullaire en enveloppant l'os compact adjacent (endoste cortical) et les travées osseuses de l'os spongieux (endoste trabéculaire).

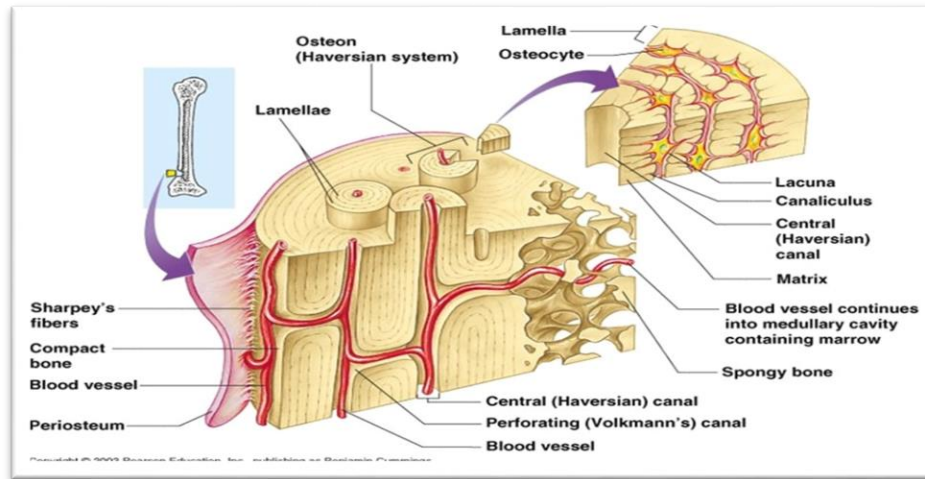


Figure 2 : Aspect macroscopique de l'os (9)

1.1.2 Histologie de l'os

1.1.2.1 La matrice osseuse (10)

La matrice extra-cellulaire de l'os entoure les cellules osseuses disséminées. Elle est constituée à 60% d'une phase minérale (constituée de cristaux d'hydroxyapatite de calcium), à 25% d'une phase organique (protéines collagéniques et protéines non collagéniques) et à 15% d'eau (BERKOVITZ B.K.B. et al, 2009).

1.1.2.2 Les cellules de l'os (11)

Cinq types de cellules travaillant en complète synergie interviennent dans la physiologie et le métabolisme osseux.

1.1.2.2.1 Ostéoblastes

Ce sont des cellules ostéoformatrices. Leur membrane plasmique renferme en abondance de la phosphatase alcaline.

1.1.2.2.2 Ostéocytes

Ce sont des ostéoblastes différenciés, incapables de se diviser, elles participent au maintien de la matrice osseuse et contribuent à l'homéostasie de la calcémie.

1.1.2.2.3 Cellules bordantes

Ce sont des ostéoblastes au repos, susceptibles, s'ils sont sollicités, de redevenir des ostéoblastes actifs. Elles revêtent les surfaces osseuses.

1.1.2.2.4 Ostéoclastes

Ce sont des cellules post-mitotiques, très volumineuses, multinucléées, hautement mobiles, capables de se déplacer à la surface des travées osseuses d'un site de résorption à un autre.

1.1.2.2.5 Cellules souches mésenchymateuses (CSM)

Ce sont les seules cellules osseuses capables de se diviser. (BERKOVITZ B.K.B. et al. 2009).

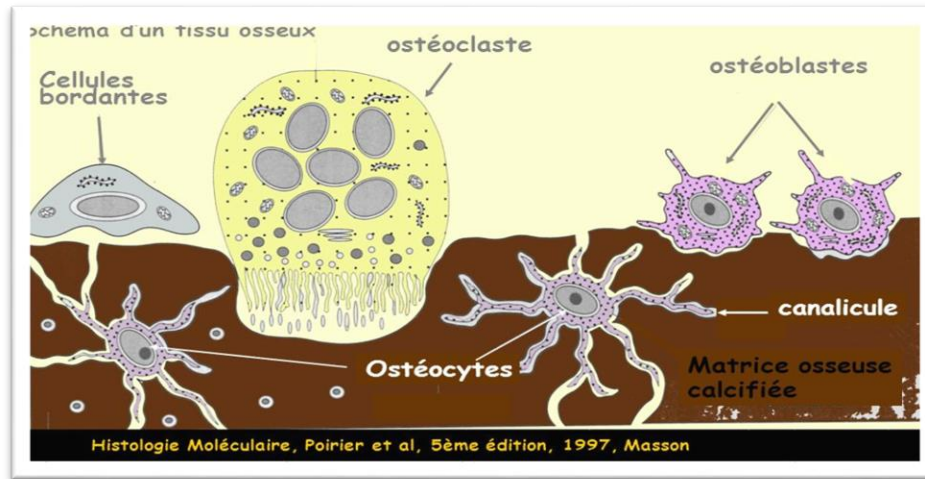


Figure 3 : Histologie de l'os (12)

1.1.3 Propriétés osseuses (11)

1.1.3.1 Propriétés mécaniques

L'os est un matériau vivant ; ce qui lui confère un comportement mécanique difficile à appréhender du fait de sa constitution multiphasique.

Le module de Young montre la moindre résistance de l'os spongieux. il est souvent comparé à une éponge, à cause des trabéculations.

Tableau 1: Les valeurs des propriétés mécaniques de l'os

	Os cortical	Os spongieux
La contrainte à la rupture en compression	150MPa	1 à 7 MPa
Le module d'élasticité de Young	18 à 20 GPa	70 à 80 MPa
Les unités de mesure des propriétés mécaniques de l'os sont en Mpa = N/mm² (1Kg = 10 N) .		

1.1.3.2 Propriétés biologiques

1.1.3.2.1 La cristallinité

La cristallinité définit le type de cristaux présents et leur ordre, c'est-à-dire la quantité de phase cristalline, par rapport à la phase amorphe. Les atomes de Calcium et de Phosphore retrouvés dans les phases cristallines permettent d'établir, en s'appuyant sur les résultats obtenus par diffraction, un rapport exprimé qui nous renseigne en partie sur la résorbabilité du biomatériau étudié. L'hydroxyapatite en raison de son rapport calcium/phosphate à 1,67, est très peu soluble dans les milieux biologiques et de ce fait son taux de dégradation est très bas in vivo. La cristallinité dépend de l'âge et du type d'os (os spongieux, os cortical).

1.1.3.2.2 La porosité

Exprimée en pourcentage, elle correspond au rapport du volume des espaces vides de matière sur le volume global du matériau. La porosité d'un biomatériau conditionne ses propriétés mécaniques et la repousse osseuse.

1.1.3.2.3 L'ostéoconduction

La propriété ostéoconductrice d'un matériau décrit sa capacité à favoriser la repousse osseuse lorsqu'il est placé en site osseux. C'est une propriété du biomatériau caractérisant la facilité d'invasion vasculaire et cellulaire à partir du tissu receveur jusqu'à la surface du matériau et éventuellement au sein d'un substitut poreux.

1.1.3.2.4 L'ostéoinduction

L'ostéoinduction est définie par la SOFROT (Société Française de Recherche Orthopédique) comme « la capacité d'induire la différenciation cellulaire pour synthétiser la matrice osseuse minéralisable (recrutement, différenciation et prolifération des cellules souches) ».

1.1.3.2.5 Remodelage osseux

Le tissu osseux est en constant renouvellement. Ce remodelage permanent, dans lequel s'intriquent la résorption et la formation du tissu osseux, s'effectue grâce à des unités fonctionnelles de remodelage où les ostéoclastes et ostéoblastes sont étroitement associés. Un cycle de remodelage dure environ 4 mois chez l'adulte, la phase de formation étant plus longue que celle de résorption. Ce remodelage permanent permet :

- une adaptation fonctionnelle à des charges mécaniques ;
- une réparation de microtraumatismes ou de fractures ;
- une mobilisation rapide de calcium ou de phosphore.

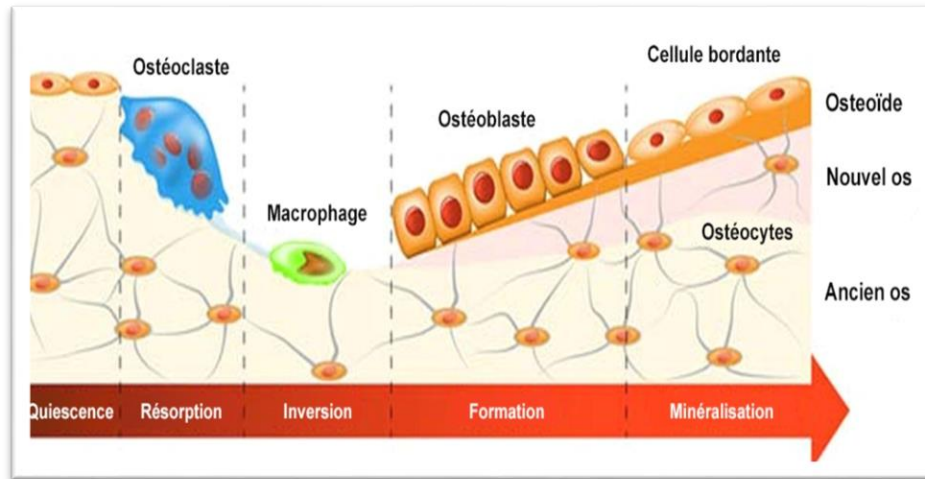


Figure 4 : Processus de remodelage osseux (13)

1.1.4 L'os alvéolaire

L'os alvéolaire, est un tissu conjonctif calcifié, fragile, sensible aux modifications de son environnement ; A ce titre, il « naît, vit et meurt » avec les dents. (14) Sur le plan anatomique, Il comprend une corticale externe, un os spongieux médian et une corticale alvéolaire interne que l'on appelle aussi lame cribreuse ou lamina dura. Le périoste recouvre seulement la corticale externe ; La partie des fibres ligamentaires ancrée dans la corticale interne s'appelle fibres de Sharpey. Elles offrent la même structure qu'au niveau du ciment. (15)

On rencontre dans notre pratique plusieurs cas de perte de substances osseuses de taille, de situation et d'étiologie différents (16)

Tableau 2 : Etiologie des pertes de substances osseuses

Traumatique	Extraction mal conduite ; Epulsion dentaire accidentelle avec fracas osseux ; Fracture radiculaire et osseuse.
Infectieuse	Parodontite , surtout à un stade avancé ou terminal; Lésion péri-apicale , ou latéraux-radicaire, d'origine endodontique, ayant détruit une table osseuse; Echec implantaire (péri-implantite).
Congénitale	Macrognathie ; Fentes labio-palatines.
Tumorale	
Physiologique	La résorption : Les résorptions consécutives aux pertes dentaires : l'os supporte et amortit les contraintes fonctionnelles que subit l'organisme, la perte d'une dent ou des dents, implique une diminution brutale de la charge transmise à l'os : la résorption est immédiate et importante. Le vieillissement : L'étiologie peut être multifactorielle : plus les cofacteurs sont nombreux, plus la résorption de la crête devient extensive.

1.2 Biomatériaux de substitution osseuse

1.2.1 Définition d'un biomatériau de substitution osseuse

Les biomatériaux représentent une des grandes avancées thérapeutiques de ces quarante dernières années. Définis comme des matériaux travaillant sous contrainte biologique, voués au remplacement d'une fonction ou d'un organe, ils sont présents dans de très nombreuses stratégies thérapeutiques. Les biomatériaux partagent avec le médicament les exigences de sécurité, fiabilité, reproductibilité (17). Ils doivent être considérés comme des « matériaux avancés », mais avec la dimension supplémentaire de la biocompatibilité, qui leur impose des capacités d'intégration dans un environnement biologique. (18)

- **Biomatériaux** : Selon la définition du consensus de Chester (1991), les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques avec une durée de contact supérieure à trois semaines, pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps. (18)
- **Substitution** : C'est l'action de mettre une chose à la place d'une autre. Anatomiquement c'est le remplacement d'un tissu par un autre tissu. (19)
- **Substituts osseux** : servent à combler un défaut après un traumatisme ou une chirurgie, et apportent un support mécanique et une éventuelle cicatrisation osseuse. Ils constituent une alternative à l'autogreffe osseuse, qui reste la référence malgré le risque de complications postopératoires. (20)

1.2.2 Caractéristiques idéales d'un biomatériau de substitution osseuse

Les biomatériaux doivent d'une part satisfaire à des caractéristiques physicochimiques et mécaniques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir, et d'autre part être biocompatibles (18).

1.2.2.1 Caractéristiques biologiques

1.2.2.1.1 La bio-activité

Un matériau, une fois greffé, peut se comporter de diverses manières vis à vis de l'organisme hôte : rester stable, ou déclencher une activité biologique et interagir avec le tissu receveur ; on parle respectivement de bio-inertie ou de bio-activité.

La bio-inertie : L'inertie biologique est définie comme la capacité du matériau à résister à une influence extérieure et être résistant aux dépôts de composants biologiques et environnementaux (21). Il n'y a aucune activité de l'organisme à l'intérieur de la greffe et le matériau se recouvre en général d'une capsule fibreuse plus ou moins importante qui le sépare du reste des tissus. (22)

La bio-activité : L'activité biologique est définie comme la propriété particulière que possède un matériau d'engendrer, par une succession de réactions de surface, une liaison intime à l'interface avec les tissus hôtes (23) sans interposition de couche fibreuse (Loty et al. 1998) (24). Elle dépend directement des propriétés chimiques et physico-chimiques du matériau et s'oppose à la bio-inertie (matériaux biocompatibles mais inertes (25) (26) (27).

Au final, on recherche une ostéointégration du matériau, c'est-à-dire une interface mécaniquement fonctionnelle entre l'os et le matériau. On parlera plus précisément d' :

- **Ostéointégration** ; lorsqu'il n'y a pas d'interactions biologiques entre l'implant et l'os receveur, dans le cas d'un matériau bio-inerte,
- **Ostéocoalescence** ; dans le cas d'interactions chimiques ou biologiques entre le matériau et l'os, dans le cas d'un matériau bioactif. (28)

1.2.2.1.1.1 Ostéoconduction

C'est la propriété **passive** d'un matériau à servir de charpente sur laquelle les cellules de l'hôte viennent se développer et apposer du tissu osseux. Ce lien qui se crée entre le matériau et le tissu receveur est appelé « fixation bioactive », elle apporte une stabilité de plus en plus recherchée en substitution osseuse. (29) Certains auteurs, comme Hench, parlent de bio-activité de « classe B ». (30) L'ostéoconduction est la caractéristique la plus fréquemment retrouvée dans les matériaux de substitution osseuse sur le marché. (29) (31)

1.2.2.1.1.2 Ostéoinduction

C'est la propriété **active** permettant à un matériau de venir stimuler localement par des protéines, les cellules souches de l'hôte au niveau du site receveur, conduisant à leur prolifération et à leur différenciation en préostéoblastes et en ostéoblastes matures. On parle de bio-activité de « classe A ». (7) À l'inverse de l'ostéoconduction, cette activité est amenée par le matériau et s'il est placé dans une zone de tissu mou sans contact avec l'os, il y aura tout de même néoformation osseuse. (32)

1.2.2.1.1.3 Ostéogénèse

L'ostéogénèse est la formation de tissu minéralisé directement par les ostéoblastes du tissu transplanté, qui doivent donc être encore vivants au niveau du site receveur. (33) (34). Elle découle directement de l'activité ostéogénique des cellules présentes dans le matériau. (35) On retrouve cette capacité dans les autogreffes, la moelle osseuse plus ou moins enrichie en cellules souches et les matériaux synthétiques augmentés par adjonction de moelle osseuse ou de cellules. (36)

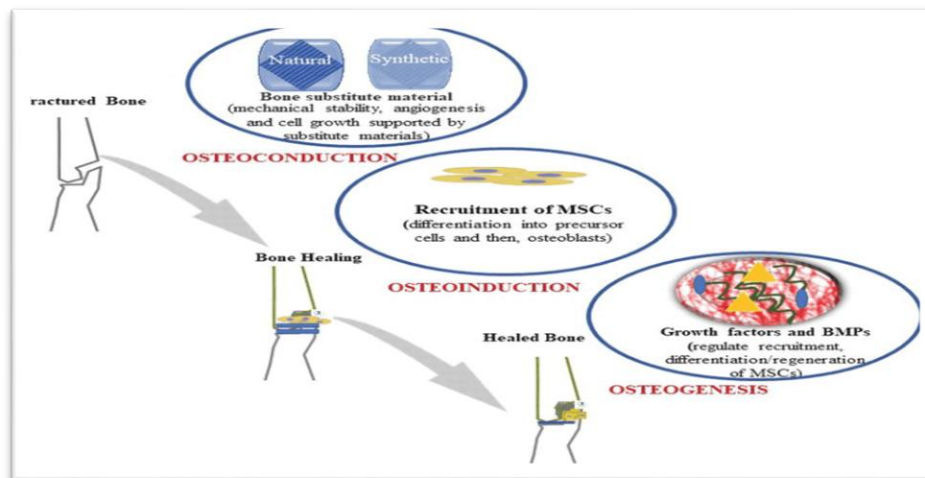


Figure 5 : Les propriétés biologiques de l'os (37)

1.2.2.1.2 Bio-résorbabilité

Les biomatériaux sont conçus dans le but qu'une fois implantés, ils aident le corps à se cicatriser ; Parmi ces caractéristiques idéales, il est essentiel de leur résorption contrôlée afin d'être remplacé par un nouvel os vital **(38) (39)**. On distingue généralement 3 termes qui peuvent y être associés :

- **La biodégradation** : correspond à la perte des propriétés physiques du matériau (sans preuves d'élimination par le corps).
- **La bidissolution** : correspond à la perte des propriétés chimiques.
- **La biorésorption** : implique une biodégradation qui aboutit à la disparition du matériau, les produits de dégradation étant éliminés par voie rénale ou métabolisés. **(42)**

Il existe plusieurs facteurs biologiques qui influencent le taux de biodégradation ou de biorésorption physiologique de l'os autogène, ou du greffon qui s'y substitue **(43)** ;

- Le type d'os et sa localisation (crâne, mandibule, crête iliaque) ;
- L'espèce animale ;
- L'âge et le sexe ;
- Les taux hormonaux ;
- Le degré de contact osseux ;
- La chute du pH induite par des facteurs cellulaires (macrophages, ostéoclastes, fibroblastes) ;
- Les infections ostéolytiques, maladies osseuses et prédispositions génétiques.

1.2.2.1.3 Biocompatibilité

La biocompatibilité a été définie de façon consensuelle sous l'égide de société (European Society for Biomaterials), comme la « capacité d'un matériau à induire une réponse appropriée de l'hôte dans une application spécifique » : absence de toxicité du matériau pour l'organisme et absence de dégradation du matériau par l'organisme. **(44) (25)**. Les principaux facteurs qui influencent la biocompatibilité sont : La composition chimique du matériau ; ses propriétés physiques (topographie de surface, la géométrie, l'énergie de surface...). **(45)** Pour évaluer la biocompatibilité d'un biomatériau donné, certains tests sont plus adaptés que d'autres, elle est évaluée par les tests suivants : **(46)**

- Tests in vitro (tests initiaux) : réalisés en laboratoire.
- Tests in vivo (tests secondaires) : réalisés sur une espèce animale.
- Tests précliniques : réalisés sur l'être humain.

1.2.2.1.4 Immunogénicité ou antigénicité

L'antigénicité est la capacité de l'antigène à être reconnu par le système immunitaire (cellules T et B) ; Cependant, l'immunogénicité : c'est la capacité de l'antigène à induire une réponse adaptative du système immunitaire. Une substance peut être alors antigénique mais pas immunogène ; cette dernière est non souhaitable pour un substitut osseux. (47) (48) (49)

Le tissu osseux autogène présente quant à lui un profil immunitaire parfait puisqu'appartenant au même organisme : il possède les mêmes antigènes et ne déclenchera aucune réaction immunitaire. (7) (50)

1.2.2.1.5 Non-infectiosité, non toxicité

La toxicité est la mesure de la capacité d'une substance à provoquer des effets néfastes et mauvais pour la santé ou la survie chez toute forme de vie. (51) (52) Les biomatériaux, pour être bien assimilés par l'organisme, ne doivent pas être toxiques (ou carcinogènes), à court, moyen ou long terme, par eux-mêmes ou leurs produits de dégradation. (7)

1.2.2.2 Caractéristiques physiques et chimiques

Un biomatériau interagit avec l'organisme selon ses propriétés biologiques, qui dépendent en partie de sa composition chimique et de ses caractéristiques physiques. Pour un matériau de substitution osseuse, on pourrait citer :

Tableau 3 : Les propriétés physiques et chimiques de l'os

Propriétés physiques (7)	Propriétés chimiques (53) (54)
<ul style="list-style-type: none">-Taille et forme des particules ;-Porosité, état de surface, structure : texture et rugosité ;-Architecture tridimensionnelle ;-Surface développée par le matériau ;-Couleur, aspect, forme (particulaire ou en blocs) ;-Cristallinité ;-Densité, masse volumique ;-Coefficient de dilatation ;-Point de fusion ;-Surface spécifique ;-Conductivités : thermique et électrique- Résistance en flexion, en compression ou en traction, résistance à la fracture,-Module de Young ;-Dureté Vickers.	<ul style="list-style-type: none">-Composition chimique de surface ;- Composition de phases ;- Pureté ;-Réactivité ;- Stabilité chimique ;- Energie de surface ;- Ph.

On va ici détailler les propriétés des matériaux dont la modification entraîne une variation démontrée de l'action, de l'efficacité ou de la réponse biologique de l'organisme ;

1.2.2.2.1.1 Porosité

La porosité du matériau est l'un des éléments-clés du succès. Son volume de porosité (volume de vide à l'intérieur), la taille des pores et leur interconnexion ont une influence majeure sur la capacité du matériau à se vasculariser et se résorber progressivement. **(1) (56)** On dit que la porosité est continue si les pores sont interconnectés entre eux, et ouverte si les pores débouchent à l'extérieur **(57)**. C'est cette continuité des vides dans le matériau qui va permettre in vivo l'accessibilité à l'intérieur du matériau, promouvoir la vascularisation et la colonisation cellulaire puis tissulaire depuis la périphérie. **(58) (59)**. En effet, selon la taille des pores on peut distinguer ; **(60)**

- **Microporosité** : relative aux pores dont le diamètre n'excède pas les 2 nanomètres ;
- **Mésoporosité** : relative aux des pores dont le diamètre est compris entre 2 et 50 nanomètres ;
- **Macroporosité** : relative aux des pores dont le diamètre est supérieur à 50 nanomètres.

1.2.2.2.1.2 État de surface

La surface du matériau est l'interface avec le milieu biologique environnant, constitué de tissus, fluides, cellules et protéines. C'est donc précisément à cette interface que peuvent se jouer des événements d'importance cruciale tels que l'adhésion cellulaire, l'activation de macrophages, l'infection bactérienne et la formation de biofilms bactériens. **(61) (62) (63)**

1.2.2.2.1.3 Résistance à l'environnement

Les biomatériaux doivent posséder une bonne résistance à des contraintes, chimiques, biologiques, physiques **(54)**, sur le plan mécanique ; un matériau peut être caractérisé par de très nombreuses propriétés : **(64) (65)**

- **Résistance** : caractérise la contrainte maximale que peut supporter un matériau avant de se rompre : résistance à la traction, à la compression, à la flexion, à la torsion....
- **Rigidité** : Module d'élasticité ou module de Young (E) qui relie la contrainte (de traction ou de compression) et le début de déformation du matériau, il caractérise la raideur du matériau : *E élevé* : matériau rigide, *E faible* : matériau souple ;
- **Souplesse** : capacité à subir de grandes déformations sans déformation irréversible ;
- **Dureté** : Elle induit une résistance à l'usure, une mauvaise usinabilité ;
- **Résistance aux chocs**.

1.2.2.3 Critères subjectifs

En général, pour une indication donnée (greffe de sinus, comblement d'alvéole ...) et pour un type donné (allogreffe, synthétique...), plusieurs matériaux ou combinaisons de matériaux sont susceptibles de répondre au cahier des charges. D'autres facteurs, plus ou moins subjectifs, interviennent alors. **(66)**

1.2.2.3.1 Coût

Le chirurgien est amené à rechercher le produit qui remplit sa ou ses fonctions au meilleur Coût. Celui-ci doit être faible et prévisible.

1.2.2.3.2 Présentation du matériau

Pour chaque spécialité on trouve généralement plusieurs présentations :

- En vrac dans un bocal de verre ou un blister plastique pour les granules (céramiques Synthétiques ou allogreffes) avec des volumes très variables ;
- En blocs pour les céramiques, de formes et de tailles variées ;
- En seringue, déjà mélangé ou à remplir après avoir fait extemporanément le mélange
- En système d'applicateur breveté propre à une marque (pistolet et cartouches d'Actifuse MIS System®).

1.2.2.3.3 Quantités

Les fabricants proposent des gammes larges et variées.

1.2.2.3.4 Ergonomie

La qualité de l'ergonomie ou la simplicité du protocole d'utilisation garantissent une mise en place reproductible et rapide, et donc une activité moins complexe et plus rentable.

De gros efforts sont mis en place par les industriels du secteur pour améliorer les qualités de manipulation et d'utilisation propres à chaque type de matériau.

1.2.2.4 Critères industriels

Idéalement **(67)** ;

- Il s'agit d'un matériau créé à partir d'une matière première facile à recueillir et à transformer ou à synthétiser ;
- Il doit ensuite être stérilisable, puis stockable avec une période de conservation plus ou moins longue et dans des conditions peu contraignantes.

Pour récapituler, les substituts osseux doivent à tout moment répondre aux critères ci-dessous :

- **Ils ne doivent pas être**
 - Le support d'un pathogène oral.

- **Ils doivent être**
 - Biocompatibles, c'est-à-dire : ni allergènes, ni toxicogènes, ni carcinogènes ;
 - Bioactifs et servir à former un treillis pour une nouvelle formation osseuse ;
 - Résorbables à long terme et avoir la possibilité d'être remplacé par l'os hôte. Ceci pour éviter qu'il ne constitue au long cours un corps étranger dans l'organisme ;
 - Ostéogéniques (ostéoinducteurs) ou au moins ostéoconducteurs ;
 - Hydrophiles ;
 - Radio-opaques ;
 - Microporeux ;
 - Disponibles dans des formes modelées ou en particules ;
 - Aisément conservables pour faciliter leur gestion et leur mise en œuvre et avoir également un coût accessible ;
 - Faciles à manipuler ;
 - Disponibles à tout moment.

- **Ils doivent avoir**
 - Une action comme une matrice ou un véhicule pour d'autres substances bioactives (biomolécules, BMP, fragment d'ADN ou cellules...) ;
 - Une surface favorable à la greffe ;
 - Des propriétés mécaniques proches de l'os naturel, lui permettant d'avoir une bonne résistance à la compression.
 - Une carte d'identité et un tableau de synthèse avec au moins
 - ✓ La méthode de synthèse de préparation et les étapes offrant une stérilisation optimale ;
 - ✓ La composition chimique et sa formule ;
 - ✓ La pureté ;
 - ✓ Les différentes présentations possibles ;
 - ✓ Les applications et les utilisations ;
 - ✓ La structure cristalline ;
 - ✓ La porosité (macroporosité et microporosité) ;
 - ✓ La date de péremption.

1.2.3 Classification des biomatériaux de substitution osseuse

A l'égard des biomatériaux de la substitution osseuse présents sur le marché à l'heure actuelle, Il existe plusieurs paramètres qui nous permettent de les classer selon leurs différentes ;

- **Présentation et mise en œuvre** (matériaux non durcissant ou auto durcissant);
- **Caractéristiques d'utilisation** (injectabilité, prise et durcissement, résorbabilité);
- **Composition chimique** (polymères, bioverres, sulfates de calcium, ciments phosphocalciques, céramiques phosphocalciques);
- **Compositions biochimiques** (collagéniques, non-collagéniques);
- **Mode d'action** (bioactifs, bio-inertes) ; (68) (69) (70)
- **Origine** (naturelle, synthétique, mixte). (71)

La Commission Nationale d'Évaluation des Dispositifs Médicaux et des Technologies de Santé (CNEDiMTS) a classé les différents substituts osseux en se basant sur leurs origines en deux grandes catégories : ceux d'origine naturelle (tissu d'origine animale ou en comportant) et ceux d'origine synthétique (ils ne contiennent aucun dérivé ou tissu biologique). À travers cette catégorisation de la CNEDiMTS, nous allons décrire les différents types de substituts osseux retrouvés dans le marché. (72)

1.2.3.1 Matériaux naturels (biologiques)

Ce sont repartis en matériaux d'origine humaine, animale et végétale.

1.2.3.1.1 Matériaux naturels d'origine humaine

1.2.3.1.1.1 Autogreffe

L'os est le deuxième tissu le plus transplanté dans le monde avec près de 2,2 millions de greffes par an (Giannoudis et al. 2005). Elle consiste à prélever, chez le patient, un morceau d'os à des endroits où l'os se reconstitue facilement, ou sur des régions pour lesquelles le prélèvement n'induit pas de désagréments majeurs. Cela peut être en intra-oral ou extra-oral (généralement l'os iliaque, le Ramus, la zone rétro molaire et l'os pariétal (73). Après prélèvement, un greffon osseux autogène ne subit aucun traitement particulier et l'intervention se déroule sous anesthésie générale, le prélèvement et l'implantation sont effectués durant la même intervention.

Cette technique est le « gold standard » en matière de régénération osseuse **(34) (74)**. En effet, elle répond à tous les critères d'un bon substitut osseux, en font un matériau de référence, auquel tous les autres sont comparés, à savoir : **(2)**

- L'ostéogenèse : Grâce à des cellules osseuses spécialisées (telles que les ostéoblastes, les ostéocytes et les ostéoclastes)
- L'ostéo-induction : Grâce à la présence dans la matrice extracellulaire de protéines et facteurs de.
- L'ostéo-conduction : Grâce à sa structure minérale.
- Histocompatibilité et non immunogénicité : puisque c'est le tissu du patient lui-même qui est implanté, cela réduira grandement la survenue de réactions immunitaires.

La greffe osseuse autologue n'est pas dépourvue d'inconvénients qui limitent son utilisation, on cite :

- Protocole opératoire est relativement lourd (deux sites chirurgicaux à la fois);
- Risque de survenue des complications (douleurs, retard de cicatrisation, ...);
- Risque de morbidité trop élevée (perte de sang, infections ...);
- Nécessité d'une anesthésie générale en cas de prélèvement extra-oral ; **(74)**
- Quantités restrictives de matériel osseux que l'on peut prélever chez le patient ;
- Ankylose des dents adjacentes et résorption radiculaire ;**(75)**
- Taux de résorption postopératoire peut être élevé. **(76)**

1.2.3.1.1.2 Allogreffe (Homogreffe)

La greffe osseuse allogénique consiste à prélever chez un individu un morceau d'os et l'implanter chez un patient, l'individu étant de même espèce que le patient mais le génotype est différent **(77)**. Le tissu osseux est obtenu à partir de prélèvements sur des donneurs vivants ou sur des cadavres frais dans les 24h de façon aseptique, puis sont conservés, traités, stérilisés et conditionnés dans des banques d'os qui assurent également leur distribution. **(78)**

Comparée à l'autogreffe, l'allogreffe a théoriquement des propriétés et une efficacité similaire qui font d'elle une bonne alternative ;**(2)**

- Un pouvoir ostéoconducteur.
- Elle peut également être ostéo-inductrice.
- L'absence d'un second site opératoire entraîne une réduction des risques chirurgicaux...

Cependant, ils n'ont aucun pouvoir ostéogénique, du fait de l'absence de cellules osseuses spécialisées au sein du matériau ; Ainsi, la transplantation de cellules vivantes d'un organisme à l'autre entraîne leur détection par le système immunitaire receveur, ce qui aboutit à terme à une réaction de rejet.

Il existe plusieurs types de dérivés osseux utilisés en odontostomatologie, en fonction des traitements qu'ils subissent, on distingue :

1.2.3.1.1.2.1 L'os lyophilisé non déminéralisé (79) (80)

C'est un os de banque d'origine humaine, obtenu à partir d'un tissu osseux prélevé, modifié en subissant un processus de traitement, représenté par sa fraction minérale intacte et sa fraction organique despécifiée, tout en préservant les protéines matricielles. Ces dernières peuvent lui conférer un pouvoir ostéo-inducteur, cependant, sans déminéralisation, ces protéines sont emprisonnées dans la fraction minérale et ne peuvent donc pas s'exprimer avant d'être libérées par la résorption ostéoclastique lorsque le matériau subit un remodelage. [Phoenix®, MinerOss®.(83) (84)]

Ces substitut osseux présentent de nombreux avantages;

- Le protocole opératoire est plus simple et plus rapide (pas de deuxième site opératoire) ;
- Leur disponibilité est illimitée ;
- La prescription de ces produits est très aisée, une simple ordonnance nominative suffit.

Leurs conditionnements peuvent être sous différentes formes ;

- *Sous forme de particules (chips)* : Adaptées aux comblements d'alvéoles, des défauts osseux de petite étendue, ainsi qu'aux comblements sinusiens. (Figures 6 et 7)
- *Sous forme de copeaux* : Destinés aux reconstructions osseuses de moyenne étendue. (Figure 8)
- *Sous forme de blocs* : Adaptés aux reconstructions osseuses de moyenne et grandes étendues. (Figure 9 et 10)



Figure 6 : Particules d'os spongieux.(81)



Figure 7 : Particules d'os spongieux et cortical 50% / 50%.(81)



Figure 8 : Copeaux d'os spongieux.(81)



Figure 9 : Bloc osseux spongieux.(81)



Figure 10 : Bloc osseux cortico-spongieux. (82)

1.2.3.1.1.2 L'os lyophilisé décalcifié (85)(86)(87)

L'os allogénique lyophilisé déminéralisé ou « Demineralized Bone Matrix » (DBM), est un os de banque d'origine humaine. L'os est préparé dans les mêmes conditions que précédemment, mais, contrairement au FDBA, la fraction minérale est supprimée par une série d'opérations complexes de déminéralisation, tandis que la matrice collagénique et les protéines matricielles non-collagéniques sont conservées. Ces dernières, dont font partie les Bone Morphogenetic Proteins (BMP), ne sont donc plus prisonnières du squelette minéral osseux.

Les DBM présentent de nombreux avantages, on cite ;

- Le protocole opératoire est plus simple et plus rapide qu'avec l'os autogène ;
- Il présente un pouvoir ostéo-conducteur et ostéo-inducteur aujourd'hui démontré (DUMITRESCU A.L., 2011) **(88) (89)**, grâce à la libération des protéines matricielles ;
- Une mise en place aisée du produit et une meilleure adaptation au site de comblement ;
- Leur disponibilité est illimitée ;
- La prescription de ces produits est très aisée, une simple ordonnance nominative suffit ;
- La MOD est utilisée avec succès dans les comblements de cavités kystiques **(90) (91)**, les reconstructions cranio-maxillo-faciales **(78)**, le pontage de pertes de substances osseuses larges. **(2)**

L'os lyophilisé déminéralisé peut être conditionné sous différentes formes :

- *Sous forme de particules* : Adaptées aux comblements d'alvéoles, aux comblements des défauts osseux de petite étendue, ainsi qu'aux comblements sinusiens. (Figure 11)
- *Sous forme de copeaux* : Adaptés pour des reconstructions osseuses de moyenne étendue. (Figure 12)
- *Sous des formes souples* : qui ont l'avantage d'être présentées en seringue, en feuilles flexibles, en pâte, engels, en pot. Ces formes sont particulièrement adaptées aux comblements d'alvéoles, aux comblements sinusiens (Figure 13 et 14)



Figure 11 : Particules d'os cortical déminéralisé.(92)



Figure 12 : Copeaux d'os cortical déminéralisé.(92)



Figure 13: DFDBA en putty.(93)

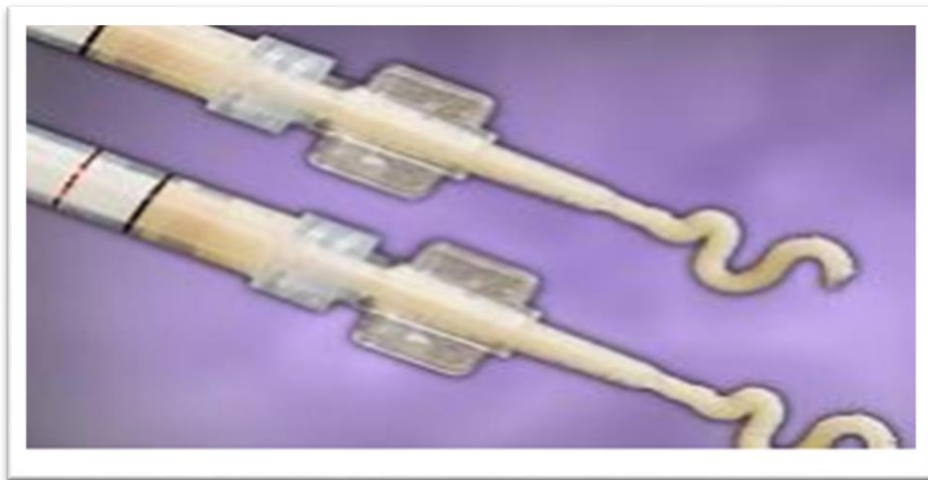


Figure 14 : DFDBA en seringue.(93)

1.2.3.1.1.2.3 L'os délipidé-déprotéinisé (94)

Dans ce type de matériau, seule la trame minérale est conservée avec des résidus collagéniques, ce qui entraîne la suppression du potentiel ostéo-inducteur. Ainsi, l'os délipidé- déprotéinisé est seulement ostéoconducteur mais cette ostéoconduction est supérieure au FDBA. (KHOURY G., 2008).En fait, il existe plusieurs procédés de traitement répondant au même principe, les plus importants sont :

- *La délipidation* : Rinçage du tissu dans l'acétone sous ultra-sons, cela permet d'éliminer les graisses, qui peuvent interférer dans le processus de cicatrisation.
- *Le traitement osmotique* : Lavages successifs dans une solution hyper-osmotique de chlorure de sodium, en alternance avec de l'eau distillée. Cela a pour effet de rompre les membranes cellulaires.

Il peut se présenter sous différentes formes :

- *Sous forme de particules* : d'os spongieux, cortical ou un mélange des deux ;
- *Sous forme de copeaux*
- *Sous forme de blocs* : d'os spongieux ou cortico-spongieux.

1.2.3.1.2 Matériaux naturels d'origine animale (Xénogreffe)

La xénogreffe est la transplantation d'un organe ou d'un tissu entre deux individus appartenant à des espèces différentes, en l'occurrence entre un animal et l'homme. **(95)**

Aujourd'hui, en régénération osseuse, on arrive à produire des biomatériaux se substituant à l'os à partir de tissus animaux non viables et débarrassés de leur moelle osseuse, ou de tissus rendus non viables par des traitements assez similaires à ceux des allogreffes. Ces tissus peuvent être d'origines diverses : éponges **(96)**, corail ou mammifères comme les bovins, les ovins, les porcins **(97) (98)** et récemment les équins. **(99) (100)**

Les principaux intérêts de ces matériaux sont comme suit ;

- Leur structure proche de celle de l'os humain les rend osteoconducteurs .**(101) (102)**
- Elles apportent une absence totale de morbidité pour le patient ;
- La transmission d'une maladie virale n'a jamais été formellement démontrée ; **(103)**
- La grande disponibilité des tissus osseux d'origine animale ;
- Les procédures de mise à disposition de ces produits s'en retrouvent simplifiées ;
- Le praticien a accès à une quantité illimitée d'os spongieux ou cortical ;
- Le dégraissage du tissu osseux rend le produit final hydrophile, facilitant l'angiogenèse et potentialisant l'ostéoconduction des cellules osseuses environnantes ;
- La résorption de ces produits est lente ;
- Leur prix est en général inférieur aux substituts osseux allogéniques.

Ces substituts osseux présentent cependant quelques inconvénients, on cite ;

- Ils n'ont aucun pouvoir ostéogénique et ne présentent pas non plus de potentiel ostéo-inducteur ;
- La formation osseuse se fait lentement et la période de cicatrisation est plus longue ;
- Certains substituts osseux xénogéniques peuvent avoir une résorption trop lente, entraînant un mauvais remodelage osseux, aboutissant à un os néoformé de moins bonne qualité ;
- Il y a un risque qu'un agent pathogène encore méconnu puisse être transmis malgré toutes les précautions prises au niveau de la sélection du donneur et du traitement du tissu osseux prélevé.

Les xénogreffes actuellement commercialisées font appel à des procédés de préparation visant à faire disparaître leur antigénicité et leurs risques infectieux potentiels tout en conservant voire améliorant les qualités du tissu osseux (biocompatibilité, leurs propriétés mécaniques ou leur comportement biologique).

1.2.3.1.2.1 Os bovin anorganique (Anorganic Bovine Bone ou ABB) ou hydroxyapatite biologique

Le substitut utilisé le plus couramment aujourd'hui en régénération osseuse est l'os bovin anorganique (104) (105) (106) (74). Issu de l'os bovin, le matériau subit des traitements chimiques et thermiques (élimination des débris cellulaires, déprotéinisation, délipidation, inactivation des virus et des prions, stérilisation par irradiation) (107) pour extraire et détruire tous les composants organiques de la matrice osseuse, ce qui permet de diminuer au maximum son antigénicité et de prévenir complètement une réaction immunitaire ou inflammatoire de l'hôte lors de la greffe. (108) (109) Parmi ses caractéristiques ;

- Sa composition chimique, sa conformation cristalline et sa structure tridimensionnelle micro et macroscopique sont alors similaires à celles de la phase minérale de l'os humain ; (Figure 18) (110) (111)
- La bioactivité et la néoformation osseuse de ce matériau ont été étudiées par Scarano par rapport à l'os autologue : dans une expérience, le Bio-Oss® donne à 6 mois une formation osseuse de 39%, similaire à celle de l'os autogène (40%). (112)

1.2.3.1.2.1.1 Bio-Oss®

Filiale du groupe Geistlich Pharma®. Les tissus osseux utilisés pour leur fabrication sont prélevés exclusivement sur les os des extrémités. Les produits de la gamme Bio-Oss® sont disponibles sous différentes formes et différents conditionnements : (113)

- *Geistlich Bio-Oss®* : Os spongieux en granules, destiné aux comblements d'alvéoles, comblements sinusiens et comblements de défauts osseux de petite taille. Plusieurs tailles de particules sont disponibles, en quantité variable : (Figure 15)
- *Geistlich Bio-Oss® Collagen* : Os spongieux en granules de petite taille mélangé à 10% de collagène d'origine porcine. Cette association permet d'obtenir un substitut osseux ayant la texture d'une éponge. (Figure 16)
- *Geistlich Bio-Oss® Bloc* : Os spongieux en bloc, essentiellement destiné aux reconstructions osseuses de moyennes et grandes étendues. (Figure 17)

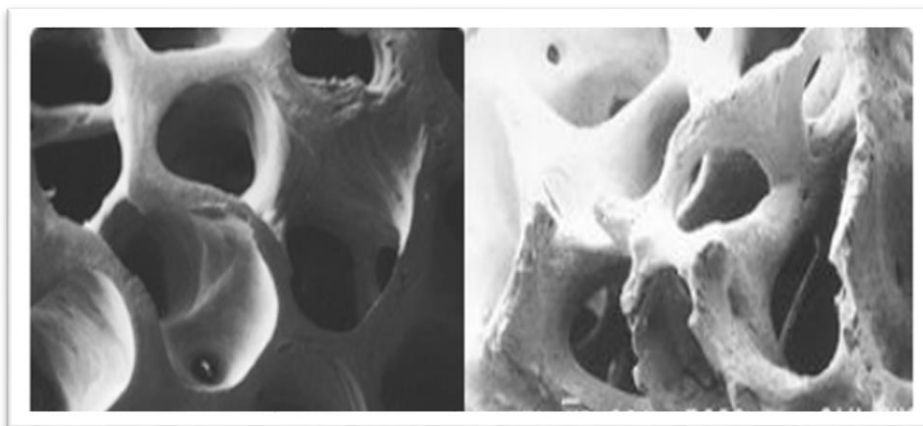


Figure 15 : Grande similitude entre la structure minérale macroporeuse Du Bio-Oss (à gauche) et celle de l'os humain (à droite).(114)



Figure 16 : Gamme Bio-Oss®.(114)



Figure 17 : Bio-Oss Collagen.(114)



Figure 18 : Bio-Oss Block.(114)

1.2.3.1.2.1.2 L'Hydroxyapatite coralline

Il s'agit d'un substitut naturel dérivé du squelette carbonaté du corail marin (104) (106) (74), le squelette principalement composé de carbonate de calcium (CaCO_3 , cristallisé sous forme d'aragonite) entre 97 et 99%, Les 2 ou 3 % restants sont des oligo-éléments tels que le fluor, le strontium ou le silicium et des protéines spécifiques. (99) En effet, ce matériau se caractérise par ;

- Le squelette de ces coraux est poreux d'une façon similaire à l'os spongieux humain ;(Figure 19)
- C'est un matériau moins résorbable mais plus fragile mécaniquement ; (100)
- Elle peut être facilement utilisée en mélange avec de l'os autologue par exemple. (115)

Ces substituts sont disponibles sous plusieurs formes à savoir ;

- *Sous forme de particules* : sont destinées aux comblements d'alvéoles, des défauts osseux de petite étendue, ainsi qu'aux techniques de sinus lift. (Figure 20)
- *Sous forme de copeaux* : sont réservés aux comblements osseux plus étendus. (Figure 21)

- **Biocoral®** : Il est constitué à plus de 98% de carbonate de calcium sous forme cristalline (cristal d'Aragonite) dérivé d'exosquelettes de coraux naturels. (Figure 22) (116)

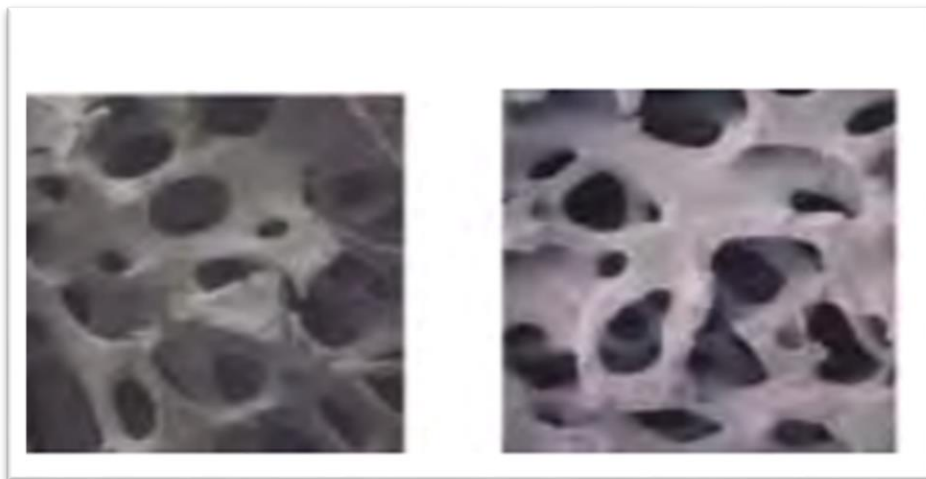


Figure 19 : Structure 3D de l'os humain spongieux (à gauche) et l'hydroxyapatite coralline (à droite)



Figure 20 : ProOstéonR 200R sous forme de particules.(266)



Figure 21 : Pro ostéon R 500R sous forme de coeurs. (266)



Figure 22 : Biocoral 450®. (267)

1.2.3.1.3 Matériaux naturels d'origine végétale

1.2.3.1.3.1 La cellulose

C'est un glucide complexe (polysaccharide), constituant principal des parois de cellules végétales ; ce n'est pas un véritable matériau de comblement, il est plutôt utilisé comme hémostatique local en protection d'un site d'extraction sous forme de mèches d'oxycellulose.

1.2.3.1.3.2 Les Algues rouges

Il s'agit d'un matériau obtenu à partir d'algues marines (algue rouge *Corallina Officinalis*). Les propriétés de ce type de substitut osseux sont proches de l'hydroxyapatite corallienne et DE VERNEJOU le définit en 1995 comme étant résorbable et ostéoconducteur.

Frios Algipore favorise la néo formation osseuse grâce aux pores interconnectés et à la surface rugueuse. La résorption lente du matériau lui permet la préservation de son volume. Il existe 03 granulométries disponibles en fonction de l'utilisation indiquée. (117)



Figure 23 : L'algue rouge : *Corallina Officinalis*

1.2.3.1.4 Autres produits biologiques

1.2.3.1.4.1 Le cartilage

Biomatériau plutôt réservé à un usage chirurgical orthopédique.

1.2.3.1.4.2 Le collagène

C'est une protéine particulière qui existe dans le tissu conjonctif de tous les organismes vivants. C'est un très bon hémostatique et il peut servir à combler, en association avec d'autres tissus comme l'os et le périoste, des poches parodontales infra-osseuses mais ne répond pas aux critères de biomatériau de substitution osseuse. (118)

1.2.3.1.4.3 Les protéines dérivées de la matrice de l'émail

Elles sont commercialisées sous le nom d'EMDOGAIN®. Embryologiquement, les protéines de l'émail ont un rôle clé dans le développement des tissus de soutien des dents en induisant la cémentogenèse. L'application d'amélogénines sur la (ou les) paroi(s) radiculaire(s) décontaminée(s) d'une lésion intra-osseuse peut permettre la régénération de cette lésion. Bien qu'étant d'origine porcine, ces protéines sont reconnues par l'organisme.

1.2.3.1.4.4 La dentine déminéralisée

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. Le Smart Dentin Grinder confère au dentiste ainsi qu'au patient des avantages multiples (Biocompatibilité, protocole facile, la dentine assure une meilleure stabilité implantaire, et se résorbe à un rythme très lent, au moins 6 à 8 ans après la greffe ...). Mais 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.

1.2.3.2 Matériaux synthétiques

Des solutions de substitution ou de compléments aux autogreffes et xéno-greffes ont été trouvées : il s'agit des alloplastiques qui sont utilisés seuls ou en association de greffe autogène depuis 1960, mais d'abord en parodontologie. **(119)**

Parmi les avantages majeurs de ces matériaux synthétiques on peut citer :

- Leur disponibilité en quantité illimitée ; **(120)**
- L'absence de second site opératoire ;
- Il existe une bonne intégration (mélange du matériau avec le sang) ;
- Il y a la biocompatibilité ;
- Le risque de transmission de maladie est nul ; **(121)**
- La radio-opacité qui permet de vérifier la composition du site greffé ;
- Les matériaux alloplastiques disponibles sont soit résorbables, soit non résorbables.

En revanche ; ces matériaux présentent malheureusement des défauts qui les rendent critiquables : **(122)**

- Sa manipulation peut être difficile ;
- Fragilité du matériau selon sa composition et sa forme ;
- Nécessité d'utiliser une membrane pour stabiliser le matériau ;
- Absence de potentiel d'ostéo-induction, il n'existe qu'un potentiel d'ostéoconduction.

1.2.3.2.1 Céramiques

Environ 60 % des substituts osseux contiennent des céramiques, sont généralement cristallisés : leurs atomes constitutifs sont arrangés dans un ordre tridimensionnel rigoureux, où une « maille » répète un « motif » cristallin selon des règles de symétrie strictes. **(18)**
(123) (124) (125) (126) (127)

Leurs caractéristiques principales sont **(123)** ;

- Propriétés mécaniques de résistance et de dureté élevées ;
- Température de fusion souvent élevée et stabilité chimique expliquant un bon comportement à chaud avec des applications de type réfractaire ;
- Propriétés électroniques liées à leur structure amenant à leur application en électronique ;
- La biocompatibilité semble être la qualité essentielle des céramiques.

En outre, ces matériaux souffrent d'une grande fragilité ; leur principal inconvénient est l'absence de déformation plastique, avec une rupture se produisant dans la zone de déformation élastique, elle-même très réduite. La manipulation et l'utilisation clinique parfois difficile de ces matériaux est un autre point négatif. **(124)**

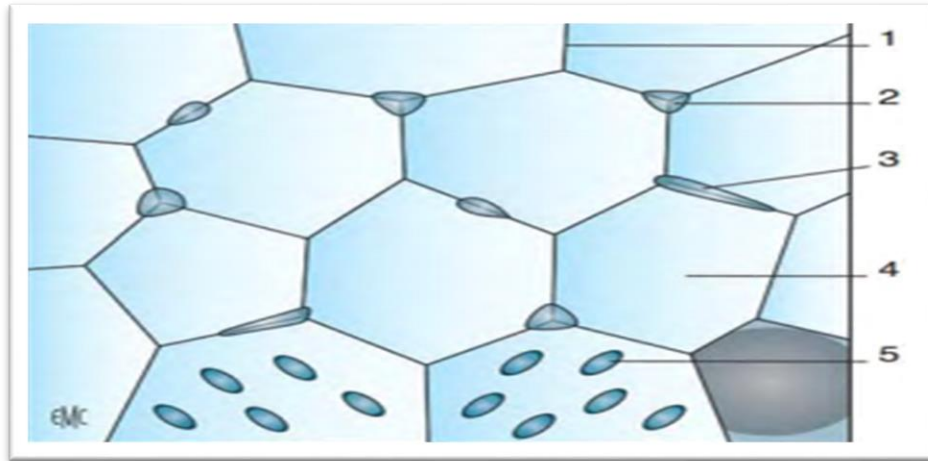


Figure 24: Schéma de la microstructure d'une céramique cristalline.(128)

- (1) Joint de grains à la rencontre entre deux cristaux
- (2) Porosités résiduelles à l'élaboration
- (3) Grains (cristaux de la céramique)
- (4) Microfissures dues aux contraintes thermiques ou mécaniques
- (5) Particules ou grains d'une seconde phase (dans les alliages).

Le consensus de Chester (1991) a préconisé l'abandon du terme de biocéramique au profit de celui de biomatériau céramique et cela depuis les années 70. Deux grandes catégories de biomatériaux céramiques peuvent être distinguées : les céramiques dites bio-inertes et celles dites bioactives ; (129)

- **Les céramiques bio-inertes** : comprennent les céramiques à base d'oxydes de carbures ou de nitrures, et les matériaux carbonés. La céramique reste stable dans le temps et même si de petites quantités de produit de dégradation se forment, ils ne produisent pas d'effets indésirables.
- **Les céramiques dites bioactives** : regroupent, quant à elles, principalement les céramiques à base de sels de calcium (sulfates de calcium et phosphates de calcium), ainsi que les verres et vitrocéramiques. La bio activité de ces matériaux se traduit par l'apparition d'une activité biologique de l'organisme hôte et l'existence d'échanges entre le matériau et les tissus vivants.

Ce sont ces céramiques bioactives qui sont intéressantes en régénération osseuse. Elles possèdent souvent des propriétés ostéo-conductrices et parfois ostéo-inductrices.

Cependant, leur structure très cristalline s'éloigne de celle de la phase minérale de l'os naturel. (124) (130). On présentera ici les différentes familles de matériaux synthétiques ;

1.2.3.2.1.1 Céramiques à base de sels de calcium : les phosphates de calcium

Les substituts osseux de phosphate de calcium restent les plus utilisés en application clinique, cela est grâce à leurs intérêts biologiques et leurs bioactivités qui ont été démontrés par de nombreux travaux fondamentaux et expérimentaux à savoir (131)

- Biocompatibilité parfaitement établie ; (132) (133)
- Osteoinduction (mais elle est limitée, différente de celle exprimée par les BMP); (133) (134) (135) (136) (137)
- Osteoconduction. (138) (139) (140) (141) (142) (143)

Cependant, leur fragilité et leur faible résistance mécanique limitent leur utilisation isolée en cas de contraintes importantes (leur résistance en flexion ou torsion est encore plus faible qu'en compression). (144)

1.2.3.2.1.1.1 Hydroxyapatite (HA)

L'hydroxyapatite présentent une biocompatibilité totale ; Ainsi, il est considéré comme ostéophile ou ostéoconducteur, et peu résorbé. Mais, il n'est ni ostéogénique, ni ostéoinductrice. (145) (146) (27)

On distingue plusieurs formes de conditionnement ;

- *Les blocs de céramique solides et non résorbables* : ont été utilisés pour la reconstruction crâniofaciale. (106) (147) (148) (149) (150)
 - *Les ciments* (apparus en 1992) : une pâte dense qui durcit rapidement (20 minutes puis 10 minutes avec l'ajout d'eau stérile et de phosphate monocalcique). (151) (152) (153) (154)
 - *Les particules poreuses* (apparus en 1993) ; On observe de très bons résultats cliniques dans les indications de comblement sinusien ou d'alvéole déshabitée. (155) (18) (123) (43) (156) (157) (158) (159)
- **CALCITITE®** : Elle est fournie sous forme de particules lisses et arrondies. Elles n'entraîneraient aucun phénomène d'inflammation lors de l'implantation, et permettraient au tissu osseux environnant un meilleur enrobage. (Figure 25)



Figure 25 : Seringue de Calcitite® .(160)

1.2.3.2.1.2 Phosphate tricalcique (Tricalcium phosphate, ou TCP)

L'emploi de phosphate tricalcique permet d'obtenir, en 2 semaines, le remplissage des pores interconnectés par du tissu conjonctif, qui est graduellement remplacé par de l'os tandis que commence la résorption de la céramique. Au bout d'environ 6 semaines, tous les pores, sont remplis par du tissu osseux. En raison de sa résorbabilité, le β -TCP n'est pas indiqué comme matériau d'implant durable. (161) Le phosphate tricalcique est alors un matériau :

- Biocompatible, malgré son absence dans le corps humain ;
 - Ostéoconducteur ;
 - Résorbable plus ou moins rapidement en fonction de sa granulométrie et de sa porosité.
- **SYNTHOGRAFT®** : C'est une céramique poreuse résorbable de formule, présentée sous forme de fins granules blancs en flacons stériles, il est biocompatible et ostéoconducteur. (Figure 26)
- **CALCIRESORB®** : Le Calciresorb® se compose de β phosphate tricalcique synthétique, il existe sous forme de blocs poreux parallélépipédiques ou de granulés (granulométrie de 0,5 à 2mm). (Figure 27)



Figure 26 : SYNTHOGRAFT®(268)



Figure 27 : CALCIRESORBE®(269)

1.2.3.2.1.3 Céramiques biphasées (Biphasic Calcium Phosphate, ou BCP)

Matériaux biphasiques, mélange d'hydroxyapatite (HA) et de phosphates tricalciques (TCP). Elles permettent de contrôler la rapidité de résorption du substitut – celle-ci augmentant avec le pourcentage de TCP – et d'éviter la persistance de l'hydroxyapatite sur le site greffé (à éviter en régénération osseuse). (162) (163) (164) (165) (166) Ces biomatériaux sont disponibles sous formes de granules ou blocs. On retrouve ;

- **CERAFORM®** : C'est une céramique dense avec une porosité de 5%. Elle est résorbable par sa phase tricalcique.
- **SBS 60/40®** : Elle est résorbable, est disponible sous forme de granules en tube.



Figure 28 : CERAFORM®(167)



Figure 29 : SBS 40/60 ®

1.2.3.2.1.4 Ciments phosphocalciques (Calcium phosphate cements, ou CPC)

Les ciments phosphocalciques, encore appelés ciments apatitiques, ioniques ou hydrauliques. Ils forment une nouvelle classe de substituts osseux qui se caractérisent par une réaction de prise et un durcissement en milieu humide. (141) On peut les diviser en ciments hydrauliques apatitiques et brushitiques selon le type de phosphate de calcium obtenu à la fin de la réaction :

- Ceux qui aboutissent à la brushite ou phosphate dicalciquesont moins utilisés. (ChronOsInject®, Vital Os®) (168)
 - Ceux qui aboutissent au durcissement en hydroxyapatite appelées ciments apatitiques, sa facilité d'utilisation (injectable, conditionné en seringue) a été démontrée cliniquement. Un autre avantage de ce type de ciment est la résorbabilité supérieure de la brushite par rapport à l'hydroxyapatite une fois pris.(169)
-
- **Cementek®** : Le produit Cementek est un substitut osseux phosphocalcique sous forme de pâte, Il a une fonction de comblement de perte osseuse. (170) (171) (172) (173) (174)
 - **Norian SRS®** : En chirurgie maxillo-faciale.

1.2.3.2.2 Autres céramiques moins utilisées ou abandonnées

1.2.3.2.2.1 Nanocristaux d'hydroxyapatite synthétique

Des études ont montré l'efficacité clinique de l'hydroxyapatite nanocristalline, seule ou mélangé à des sulfates de calcium. (Ostim®, Nanobone, Perossal®). (175) (176) (177)



Figure 30 : Système Ostim®(178)

1.2.3.2.2.2 Céramiques à base de sulfate de calcium

Ce matériau présente comme inconvénient majeur son effet cytotoxique connu ; Un durcissement rapide sur le site chirurgical ; Il se caractérise surtout par sa bio-résorption variable (4 à 12 semaines). (179) (180) (181) (182) (124) (183)

[Ceraplast® ; Osteoset T® ; Boneplast® ; Surgiplaster®.] (166)

1.2.3.2.3 Polymères

Ces polymères se caractérisent par une structure chimique macromoléculaire, enchaînement de monomères, qui permet d'adapter assez facilement les polymères à de très nombreuses situations : les implants peuvent adopter des formes très diverses allant du bloc au fil, les textures présentent des porosités variables, le degré et la vitesse de résorption sont modifiable.

(179) Les avantages de tels matériaux non biologiques résident dans : La possibilité de contrôler des aspects de leur trame ; L'absence de risque immunologique ; Leur excellente biocompatibilité. On distingue deux catégories de polymères :

1.2.3.2.3.1 Les polymères non résorbables : Ciments acryliques

Ces résines sont destinées au comblement et il n'y a pas de substitution osseuse. Ils sont élaborés à partir de poly-méthyl-méth-acrylate (PMMA) et de poly-hydroxy-éthyl-méth-acrylate (PHEMA) associés à de l'hydroxyde de calcium $\text{Ca}(\text{OH})_2$.

[HTR, BIOPLANT®]. (184)

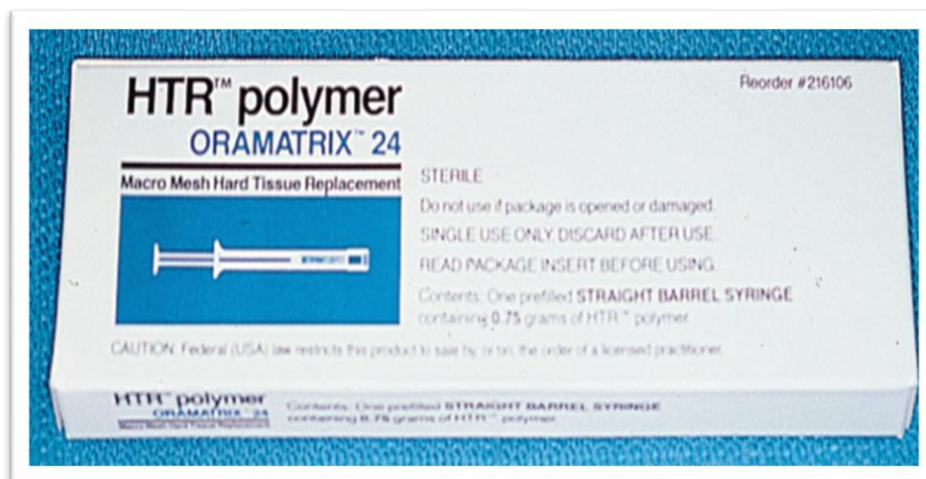


Figure 31 : HTR® (185)



Figure 32 : BIOPLANT®(186)

1.2.3.2.3.2 Les polymères résorbables : Polyesters aliphatiques

Elles sont donc résorbables, et peuvent avoir un intérêt en chirurgie orale. Leur intérêt thérapeutique est de participer aux mécanismes de réparation et de disparaître progressivement. Elles sont utilisées sous forme de suture en chirurgie (VICRYL®), de membranes, ou de matériau de comblement osseux résorbable. (Cafesse et al, 1994). (187)

1.2.3.2.4 Verres bioactifs

1.2.3.2.4.1 Bioverres

Les bioverres ont une composition chimique très semblable à celle du tissu osseux. Il s'agit d'une génération de substituts osseux composés de phosphosilicate de calcium dont les performances sont dues à de multiples interactions physiques et chimiques. Cette catégorie des substituts osseux se caractérise par ;

- La microporosité est réglée par le cycle thermique de frittage ; (187)
- Ils sont considérés comme étant hémostatiques (Shapoff et al 1997).
- Certaines études ont aussi montré un certain potentiel ostéoinducteur ; (123) (188) (189) (190) (191) (192) (193) (194) (195)
- Une bioactivité importante appelé 45S5 BioGlass®, qui se lie à la fois aux tissus mous et aux tissus durs (ostéointégration) ; (181) (106)
- Très soluble ; (196)
- Ils sont résistants mais ils sont fragiles et peuvent casser, comme tout verre.

Cependant, ce matériau présente de faibles propriétés mécaniques et ne peut pas être utilisé dans les zones de forte charge. (197)

On retrouve ces matériaux sous forme de granules en régénération parodontale, ou sous forme de blocs préformés placés dans les alvéoles après une avulsion pour maintenir le volume osseux. (198) [BIOGRAN®, PERIOGLASS®]



Figure 33 : Différents conditionnements du PERIOGLASS®.(270)

1.2.3.2.4.2 Vitrocéramiques

Les vitrocéramiques sont issues de modifications physico-chimiques des bioverres. Elle contient les éléments suivants : SiO₂, MgO, CaO, P₂O₅, B₂O₃ ainsi que d'autres éléments à l'état de traces. [Calcigraft®, Céravital®, Cerabone®]

1.2.3.3 Matériaux composites

Les « matériaux composites » se présentent par différentes associations de matériaux **(171) (199) (173) (172) (200)**

1.2.3.3.1 Association de tissu naturel et de biomatériaux synthétiques

Le collagène est probablement le tissu le plus employé pour ce genre d'association. Un grand nombre de spécialités commercialisées utilisent le collagène comme par exemple ;

- LaBiostite® (collagène + glycosaminoglycanes + Bioapatite®) ;
- Les éponges Cérapatite-Collagène® (collagène + hydroxyapatite) ;
- LaCalcirésorb-Collagène® (collagène + phosphate tricalcique).

1.2.3.3.2 Association de différents matériaux synthétiques

1.2.3.3.2.1 Association de phosphates de calcium

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

1.2.3.3.2.2 Association à base de collagène

Une large gamme de produits allie le collagène à l'HA ou au TCP. On peut citer parmi eux, les Cérapatite-Collagène®, l'Alveoform®

1.2.3.3.2.3 Association à base de polymères

Les polymères résorbables servent aussi de support aux phosphates de calcium quand ils sont « chargés » par des particules d'HA ou de TCP. **(77)** Parmi les polymères non résorbables, deux types de produits sont proposés : Une association à base de PMMA et HEMA avec l'hydroxyde de calcium (HTR®), et une autre à base de PTFE (Proplast®).

Tableau 4: Tableau Récapitulatif

	Ostéoconducteur	Ostéoinducteur	Ostéogénique
Autogreffe	Oui	Oui	Oui
Allogreffe	Oui	Oui	Non
Xéno greffe	Oui	Oui (?)	Non
Alloplaste	Oui	Non	Non

1.2.4 Indications et contre-indications des biomatériaux de substitution osseuse

1.2.4.1 Les indications

Plusieurs techniques ont été décrites pour augmenter le volume osseux (les greffes osseuses en bloc, les greffes de particules osseuses, la régénération osseuse guidée, les techniques d'élargissement de crête et de distraction) à des fins thérapeutiques différents : implantaire, prothétiques, parodontales, endodontique ou maxillo-facial.

1.2.4.1.1 L'implantologie

Dernièrement, la demande en implants dentaires a augmenté considérablement ; Alors qu'il y a quelques années la pose d'implants était quasiment impossible en absence de volume osseux suffisant, à l'heure actuelle, le recours à la solution implantaire est devenu accessible grâce à des techniques d'augmentation osseuse. **(201)**

1.2.4.1.1.1 Traitement pré-implantaire

En implantologie, l'utilisation des substituts osseux est envisagée dans le cadre de :

- La prévention de la résorption osseuse post- extractionnelle de l'os alvéolaire ;
- La réhabilitation tridimensionnelle du volume et de la morphologie osseuse de la crête alvéolaire lorsque celle-ci ne permet plus d'accueillir un ou plusieurs implants dans de bonnes conditions ;
- L'augmentation de la hauteur d'os sous-sinusienne lorsque celle-ci est insuffisante pour accueillir un ou plusieurs implants dans toute leur longueur. **(202)**

1.2.4.1.1.1.1 Techniques d'augmentation de la crête

Si la crête alvéolaire présente un volume osseux insuffisant, un implant dentaire ne saurait être mis en place correctement sur le site ainsi fragilisé. La régénération osseuse est devenue la méthode de traitement standard en présence de déficience osseuse de la crête alvéolaire pour procéder à l'élargissement nécessaire et parvenir au volume osseux requis par la pose d'un implant dentaire. Parmi les substituts osseux utilisés :

- *L'os autogène* : avec une membrane de protection donne d'excellents résultats ;
- *L'hydroxyapatite* : elle permet, d'augmenter le volume de greffe en ne prélevant qu'une partie du volume à greffer sans diminuer la qualité du greffon ;**(203) (204)**
- *Le phosphate tricalcique ou l'os lyophilisé* : montrent des résultats inconstants.

1.2.4.1.1.2 Technique de comblement alvéolaire

L'alvéolyse post-extractionnelle se produit très rapidement et va se poursuivre pendant plusieurs mois, conduisant à des situations pré implantaires esthétiques et fonctionnelles défavorables. La conservation du volume osseux après extraction constitue donc un objectif prioritaire à atteindre, et l'utilisation de matériaux de substitution osseuse dans ce cadre paraît à priori tout à fait justifiée. Ainsi, l'utilisation de membranes résorbables peut constituer un moyen de conserver ou de reconstruire un volume osseux de bonne qualité. (183) Des études (Lekovic V. et al. 1997) ont démontré que la mise en place de membrane collagénique ou polylactide-polyglycolide dans des sites d'extractions permet de réduire la perte osseuse.

1.2.4.1.1.3 Technique de comblement de sinus

Après de nombreuses années passées sans dents l'os maxillaire peut se résorber à un tel point qu'il ne reste plus de volume suffisant pour la pose d'un implant. Le sinus maxillaire s'étant étendu aux dépens de l'os maxillaire. En fait, le comblement de sinus également appelé sinus lift (élévation du plancher sinusien) est une procédure chirurgicale visant à augmenter, par une greffe osseuse, l'épaisseur de l'os maxillaire supérieur au niveau des prémolaires et molaires (hauteur d'os inférieure à 5mm entre la crête osseuse et le fond du sinus). En effet, certaines situations anatomiques se prêtent mal à la pose d'implants dentaires. Le comblement sinusien va ainsi permettre d'augmenter le volume et la hauteur d'os en vue d'y placer des implants ayant un minimum de 10 mm de longueur. (205)

Deux procédés chirurgicaux sont couramment employés pour traiter les déficits osseux du maxillaire postérieur ;

- **La technique par abord chirurgical du volet latéral** : indiquée pour déficits osseux pour lesquels la hauteur crestale est résiduelle et inférieure à 6 mm ; elle permet un abord vestibulaire par la fosse canine avec la réalisation d'une fenêtre osseuse, le décollement de la membrane sinusienne de la paroi du sinus à l'aide de décolleurs puis la mise en place du matériau de greffe ;
- **La technique par abord chirurgical crestal dite «Technique de Summer »** : est indiquée lorsque la hauteur crestale osseuse sous-sinusienne initiale est comprise entre 7 et 9 mm ; cette technique permet un abord par voie crestale grâce à un forage au niveau du site implantaire qui s'arrête sous la corticale du plancher sinusien puis l'utilisation d'ostéotomes et l'introduction du matériau de substitution entre la membrane et le plancher sinusien. (206)

Parmi les substituts osseux que l'on peut utiliser, on cite : *L'os autogène* : le prélèvement peut être soit intra oral (au niveau mentonnier ou rétro molaire ou extra oral (au niveau tibial ou pariétal) ; *Les Phosphates tricalciques* ; (207) *L'hydroxyapatite d'origine bovine (BIO-OSS)* ; *Les allogreffes...*

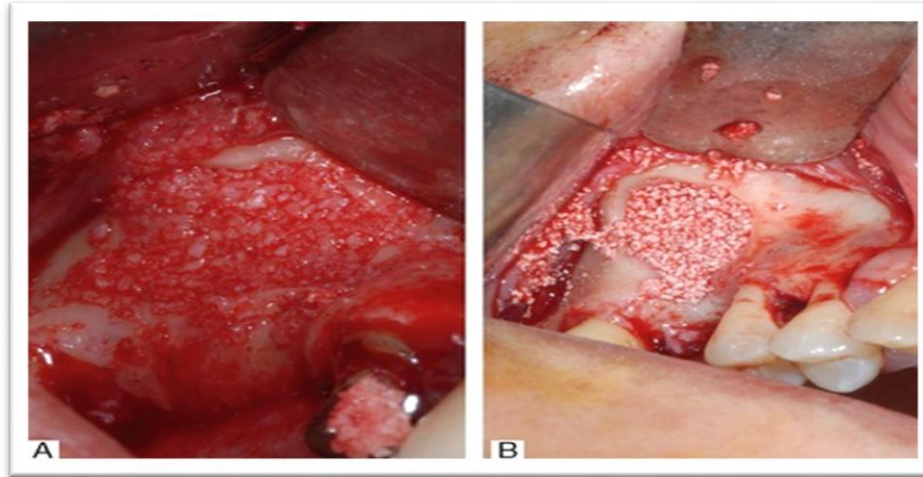


Figure 34 : Comblement sinusien a l'aide d'un substitut : allogénique (A); alloplastique(B).(208)

1.2.4.1.1.2 Traitement per, post-implantaire

La complication plus ou moins prévisible, qui peut aboutir à un échec implantaire, est la déhiscence, c'est-à-dire l'exposition d'une ou plusieurs spires de l'implant, du fait d'un manque de volume osseux. Les lésions dues à la péri-implantite peuvent être régénérées avec le substitut osseux Geistlich Bio-Oss® associé à une membrane Geistlich Bio-Gide®.

(209) (210) (211) (212)

1.2.4.1.2 La parodontologie

En parodontologie, nous disposons de plusieurs moyens chirurgicaux pour traiter les lésions infra-osseuses. Ce sont entre autres, la chirurgie résectrice qui consiste à faire un curetage à ciel ouvert avec ostéotectomie et ostéoplastie ; la mise en place de membranes résorbables ou non ; l'utilisation de protéines amélaire (Emdogain®) qui vont agir sur la surface radiculaire en la modifiant et favoriser la régénération des tissus parodontaux. (211)

Quel que soit le matériau choisi, le but du comblement des lésions infra-osseuses est en plus de régénérer l'os détruit par la maladie parodontale, de diminuer la profondeur de poche ; d'obtenir un gain d'attache et de limiter au maximum la récession gingivale. (213)

La régénération osseuse guidée est aujourd'hui une solution fiable pour la reconstitution des défauts osseux antérieurs, une membrane est posée de manière à créer une barrière entre le tissu épithélio-conjonctif de la muqueuse buccale et le défaut osseux. (214) Parmi les substituts osseux utilisés dans la ROG on retrouve :

- L'os autogène qui présente le meilleur taux de néoformation osseuse ; (215)
- Les allogreffes (minéralisées ou déminéralisées), xéno-greffes ; (216)
- Au sein des matériaux d'origine synthétique, le B-TCP offre de meilleurs résultats histologiques que l'hydroxyapatite ou le bioverre. (217)



**Figure 35 : Vue clinique per-opératoire de LIO de la 14 (a) ;
Comblement de la 14 à l'aide B-TCP(b).**

1.2.4.1.3 La chirurgie pré-prothétique

En prothèse, les biomatériaux ont pour objectif de redonner du volume à la crête alvéolaire sous la travée d'un bridge dans le cas des prothèses conjointes, et pour l'épaississement des crêtes trop fines dans le cas de prothèse adjointe ou totale.

La mise en place d'un biomatériau synthétique tels que l'hydroxyapatite ou encore le Corail peut donner des résultats satisfaisants dans l'augmentation de volume de crêtes ; Dans les cas de perte de volume important il est possible d'utiliser une greffe d'os autogène prélevée au niveau d'une tubérosité ou de la symphyse. (219)

1.2.4.1.4 L'endodontie chirurgicale

Pour traiter certaines lésions kystiques péri-apicales, les substituts osseux peuvent être employés à la suite du traitement endodontique canalaire, assurant le succès de la technique et la conservation de la dent.

1.2.4.1.5 La chirurgie maxillo-faciale

Après l'exérèse de kystes ou de tumeur bénigne, il est indiqué de combler le volume par des biomatériaux afin de favoriser la régénération de l'os. Dans la chirurgie de Lefort et de redressement de plan d'occlusion incliné, les chirurgiens se servent de certains biomatériaux (plutôt orthopédiques) pour faire le lien entre les différentes pièces osseuses déplacées. En chirurgie orale, l'exérèse de tumeurs bénignes peut être complétée par un comblement du défaut osseux obtenu après curetage. (220) (218)

1.2.4.2 Les contre-indications

1.2.4.2.1 Contre-indications générales

Parmi les contres indications absolues on cite :

- les patients présentant un haut risque d'endocardite infectieuse : prothèse valvulaire, antécédents d'endocardite infectieuse, cardiopathie congénitale cyanogène ; (221)
- les patients présentant un risque d'ostéoradionécrose : liée à l'utilisation de radiothérapie cervico-faciale (un retard de cicatrisation et une surinfection) ; (222)
- les patients traités par biphosphonates.

En dehors du risque infectieux, l'état général du patient peut être une contre-indication relative ou absolue à l'utilisation des matériaux de comblement. La référence pour évaluer l'état général d'un patient est la classification ASA (American Society of Anesthesiologists), la classification américaine des anesthésistes. En fonction de cette classification, il en ressort ces recommandations

Tableau 5: Classification ASA; indication de comblement osseux selon le statut physiologique.

Classification ASA	Statut physiologique	Chirurgie de comblement osseux
ASA I	Bonne santé, bon état général	<i>Absence de contre-indications</i>
ASA II	Une maladie traitée et bien compensée (ex : HTA).	
ASA III	Atteinte sévère d'un système qui limite l'activité.	Contre-indication relative (Cela dépendra des risques hémorragiques, infectieux ou des troubles de la cicatrisation qui seront discutés avec le médecin traitant (223))
ASA IV	Affection invalidante mettant en danger la vie du patient.	Contre-indication absolue
ASA V	Patient moribond, qui ne survit pas plus de 24h sans intervention.	

1.2.4.2.2 Contre-indications locales

Ce sont liées au site anatomique que l'on opère :

- Une infection en cours et l'anatomie de la lésion infra osseuse influence la mise en place d'un matériau de comblement osseux ; **(224)**
- La mise en place du biomatériau n'est pas possible si une déchirure trop importante de la membrane sinusienne est créée en per opératoire ;
- Pour la péri-implantite, la contre-indication sera en fonction de l'anatomie de la perte osseuse péri-implantaire.

1.2.4.2.3 Contre-indications comportementales

Elles sont adaptées à chaque patient mais il est nécessaire que le patient soit :

- Motivé et assidu et qui ne présente aucun déséquilibre psychologique : cela évitera certaines complications qui peuvent être liées à une absence du respect des conseils postopératoires
- Informé sur l'opération : on ne peut réaliser un acte médical sans le consentement éclairé du patient ;
- Suivi régulièrement : en implantologie par exemple, l'ostéointégration de l'implant doit être vérifiée à court terme et un contrôle annuel doit être mis en place à long terme ; **(225)**
- Prévenu du pronostic réservé ou de la contre-indication stricte en cas de comportement alcool-tabagique.

1.2.5 Complications

Une complication est un phénomène temporaire et réversible (226); Les complications de l'utilisation des biomatériaux de substitution osseuse sont classées en ;

1.2.5.1 Complications per-opératoires :

1.2.5.1.1 Complications vasculaires

Une hémorragie peut survenir lors de :

- La réalisation de l'incision (placée trop en vestibulaire) ; En revanche, Les tracés proches de la ligne muco-gingivale sont moins à risque ;
- La préparation du site implantaire : ce sont les hémorragies artérielles ;
- La section des artères mandibulaires ou maxillaires : L'artère lésée doit être coagulée sous anesthésie générale en milieu hospitalier. (227)

1.2.5.1.2 Complications nerveuses

Les risques nerveux sont essentiellement rencontrés à la mandibule. L'atteinte du canal alvéolaire inférieur peut être responsable de troubles sensitifs à type d'anesthésie ou d'hypoesthésie et de paresthésies dans le territoire concerné.

1.2.5.1.3 Complications techniques

Elles peuvent être liés au matériel utilisé ;

- Fracture des instruments utilisés essentiellement de petit calibre. Le retrait immédiat du fragment est très souhaitable. Pour ce faire, l'utilisation de tréphine osseuse est nécessaire ;
- Déglutition d'un instrument ou d'un implant. Dans ce cas des contrôles radiographiques devront être réalisés jusqu'à l'expulsion de l'objet ;
- En revanche ; l'inhalation d'un instrument est à considérer comme une urgence médicale ; le patient doit être adressé dans un service chirurgical spécialisé ;
- La difficulté de maintenir les granules au sein du site, et l'absence d'étanchéité sans membrane si le lambeau ne permet pas de suturer bord à bord. La mauvaise préparation du biomatériau.

1.2.5.1.4 Complications sinusiennes

Elles apparaissent lors de l'effraction de la membrane sinusienne avec ou sans pénétration des matériaux en intra-sinusal.

1.2.5.1.5 Complications muqueuses

Elles sont rares en per-opératoires ; elles peuvent se produire pendant les tracés d'incision, ou lors du décollement d'un lambeau avec une muqueuse fragile.

1.2.5.1.6 Complications Infectieuses

La cavité buccale renferme une flore anaérobie très importante ce qui rend la contamination du sinus par les germes anaérobies obligatoire pendant la greffe. (228)

1.2.5.2 Complications postopératoires

Ces interventions présentent un réel risque infectieux qui peut être lié non seulement à l'acte chirurgical mais aussi à la composition du biomatériau.

1.2.5.2.1 Complications infectieuses

La bouche est un milieu septique. Des micro-organismes pathogènes peuvent contaminer le site et le greffon, et être parfois à l'origine d'une infection localisée pouvant compromettre l'ostéointégration. Cette flore microbienne doit être réduite préalablement par un assainissement parodontal. L'utilisation de bains de bouche à 0,2 % de chlorhexidine en peropératoire réduit de façon importante le nombre des micro-organismes. **(229)**

1.2.5.2.2 Intolérance au biomatériau

Pour les greffes de biomatériaux dans les sinus, il peut exister des rejets du comblement non septiques. Ces complications se présentent comme un retard de cicatrisation à la 3ème semaine et sont le fait d'une intolérance du biomatériau. **(230) (231).**

1.2.5.2.3 Complications vasculaires

Les œdèmes faciaux, érythèmes buccaux, les hémorragies postopératoires sont rares. **(230)**

1.2.5.2.4 Complications algiques

Les douleurs aiguës en postopératoire peuvent être dues à :

- Traumatisme osseux excessif lors de la préparation du site implantaire ; **(232)**
- Manipulation agressive des tissus mous (Nécrose tissulaire ; réouverture du site opératoire)
- L'effraction du ligament parodontal soit d'une dent adjacente, Le contrôle radiographique confirme ce diagnostic. **(232)**

1.2.5.2.5 Complications nerveuses

Hypo anesthésie ou anesthésie du nerf alvéolaire inférieur. Le tableau clinique peut être composé de douleurs subaiguës ou chroniques diffuses. **(233)**

1.2.5.2.6 Complications sinusiennes

Il s'agit de douleurs, sinusites, fistules ou encore communication bucco-sinusienne. **(234)**

1.2.5.2.7 Complications muqueuses

L'inflammation postopératoire est une réaction physiologique. Elle est variable pour chacun selon la nature de l'acte chirurgical. Parmi les complications muqueuses nous citerons les hématomes et les ecchymoses. **(235)**

1.2.6 Facteurs de risque et de réussite

1.2.6.1 Les facteurs de risques

Les facteurs de risque primordiaux à repérer lors de l'interrogatoire et de l'examen clinique afin de faire une évaluation des chances de succès (236) ; Tabac, alcoolisme, facteurs locaux (environnement muqueux et osseux), état de la muqueuse, quantité et qualité du site receveur osseux et l'âge.

1.2.6.1.1 Problèmes liés à la sénescence

Chez la personne âgée, la résorption progressive des crêtes alvéolaires édentées conduit à une sévère atrophie osseuse qui aboutit à l'instabilité des prothèses. La solution à ce problème passe par une augmentation du volume des tissus mous ou des tissus osseux. (237)

1.2.6.1.2 Risques liés aux autogreffes

En chirurgie orthopédique, de nombreux sites de prélèvement peuvent être utilisés. Dans la majorité des cas, il s'agit d'un greffon d'origine iliaque. En revanche, en chirurgie maxillo-faciale, les sites de prélèvement sont l'os pariétal, la symphyse maxillaire, certaines régions tubérositaires ou la branche montante de la mandibule (Ramus). (238)

1.2.6.1.2.1 La morbidité

Les principaux risques de l'autogreffe sont énumérés ci-dessous (Deuxième site opératoire, Risques infectieux, douleurs ; Risque de fracture de la zone donneuse...)

1.2.6.1.2.2 La disponibilité en greffons

Le choix de l'autogreffe signifie pour le chirurgien une : Limitation quantitative et qualitative.

1.2.6.1.3 Risques liés aux allogreffes

De par leur origine biologique les matériaux allogéniques présentent des risques d'utilisation. Ces risques sont de plusieurs natures.(239)

1.2.6.1.3.1 Risque sanitaire

Un laboratoire indépendant a estimé qu'après la préparation et la stérilisation, le risque de contamination par le VIH est de 1/2,8 milliard. En effet l'os frais congelé ne subit pas une préparation permettant d'assurer une stérilisation du matériau.

1.2.6.1.3.2 Risque biologique

De par leur préparation et leur nécessité d'être intégrés dans un organisme étranger les matériaux allogéniques présentent des risques accrus, par rapport aux autogreffes ou aux matériaux alloplastiques, de réaction inflammatoire voire allergique. Les risques étant l'infection et la nécrose.

1.2.6.1.4 Risque technique

- Des études montrent que plus le matériau allogénique provient d'un patient âgé, plus les propriétés biologiques du greffon sont faibles (Nissan J, Marilena V et al.) Une autre étude complète cela en précisant que le sexe du donneur n'influe pas mais que chez certains donneurs âgés l'activité biologique est nulle (Schwartz Z, Somers A et al.) ;
- Les procédés de préparation peuvent altérer la qualité du greffon qui ne présentera donc pas les propriétés biologiques que l'on peut attendre de lui (Mardas N et al.).
- Les procédés de stérilisation utilisés (chimique ou radiologique) influent sur les propriétés (mécaniques et biologiques) du greffon ;
- La multiplication des produits proposés et le manque de recul clinique que cela induit entraîne un risque d'échec "technique" qui dépend moins du praticien que de la nouveauté, la multiplicité, et la difficulté des nouveaux choix thérapeutiques ;
- Comparée à l'autogreffe, Des études montrent que l'allogreffe présente des propriétés biologiques statistiquement inférieures. (Becker et al.).

1.2.6.1.5 Risques liés aux substituts biologiques

Récemment un risque infectieux nouveau est apparu en raison d'une maladie à prions : l'encéphalopathie spongiforme bovine (ESB). Elle constitue une nouvelle entité d'un groupe de maladies neuro-dégénératives connues chez l'homme et chez l'animal. Ces maladies, rassemblées sous le nom d'Encéphalopathies Spongiformes Subaiguës Transmissibles (ESST) ont des caractéristiques cliniques et lésionnelles communes et obéissent à des mécanismes étiopathogéniques très semblables, bien qu'imparfaitement connus. (240)

1.2.6.2 Facteurs de réussite

Pour assurer la réussite d'un biomatériau de substitution osseuse, plusieurs facteurs doivent être réunis, représentés par des mesures pré, per et postopératoires à respecter :

1.2.6.2.1 Mesures préopératoires

Pendant la consultation préopératoire, il est prudent et judicieux de faire les prescriptions pré postopératoires afin que le patient soit prémédiqué et respecte une meilleure observance tout de suite après l'intervention.

- **La radiographie** : parait une étape primordiale permettant l'évaluation des volumes osseux, de la situation anatomique (clichés rétro alvéolaires / Panoramique/TDM...)
- **Le contrôle** : de la pression sanguine, du rythme des pulsations, électrocardiogramme, la mesure de la saturation du sang en oxygène....
- **L'antisepsie locale** peut être assurée par des bains de bouche pour réduire le risque de la septicémie. (La chlorhexidine pendant 30 à 60 secondes avec 15 ml de solution)
- **L'anesthésie locale** peut être réalisée avec de la lidocaïne 2 % adrénalinée à 1 : 100.000.
- **La sédation consciente** peut être assurée par MIDAZOLAM[®] qui permet une détente du patient anxieux.
- **Le Corticoïde** pourrait être indiqué dans les cas de risques inflammatoires, tels que la proximité d'un nerf, ou d'un lambeau de large étendue.
- **L'ATARAX®** à raison d'1mg/kg, 1heure avant l'intervention, permet une détente du patient anxieux et diminue les réactions allergiques.

1.2.6.2.2 Mesures per opératoires

Comme pour toute intervention, le praticien devra veiller à travailler dans un milieu aseptique strict, au mieux dans un bloc chirurgical climatisé.

- ❖ **De bonnes conditions d'utilisation** : constituent la clef du succès et de l'efficacité des substituts osseux ; en effet ; Ces biomatériaux doivent être placés dans un environnement favorable. Il est conseillé de favoriser un contact maximum entre le substitut et l'os ; Enfin il faut éviter la mobilité du biomatériau et favoriser un bon encastrement et sa rétention.
- ❖ **Les différentes formes de biomatériaux** : existants sur le marché et cela influe sur leurs utilisations thérapeutiques. (241)
 - Les suspensions injectables : en seringue plastique stérile contient le matériau de substitution osseuse.
 - Les biomatériaux massifs : Ils sont sous forme de granules ou particules.
 - Les ciments : Ils se présentent sous la forme d'une poudre et d'un liquide, qui doivent être mélangés de façon extemporanée.
- ❖ **Les antibiotiques locaux** : L'adjonction d'antibiotiques est discutée depuis quelques années, les résultats semblent encourageants en leur faveur prolongée. (242)

1.2.6.2.3 Mesures postopératoires

- ❖ **La prescription médicamenteuse** : Il n'y a pas de protocole bien établi mais la norme se rapproche d'une : Antibioprophylaxie au minimum d'1 g /jour + Deux bains de bouche par jour à la chlorhexidine pendant deux semaines au moins. Nous recommandons, vu la demi-vie courte de l'amoxicilline qui est d'environ 1 heure) ; Une prescription d'1,5 g par jour en 3 prises + Deux bains de bouche par jour à la chlorhexidine pendant 10 jours.
- ❖ **Les soins postopératoires** : permettent de diminuer l'œdème, préserver les muqueuses et éliminent la plaque dentaire autour des sutures, telles sont les préoccupations des premiers jours postopératoires. Elles imposent :
 - Une compression par compresses ou prothèse pour appliquer la muqueuse palatine et vestibulaire supérieure ;
 - L'application jugale de vessies de glace ;
 - Des bains de bouche après chaque repas, en évitant les solutions alcoolisées,
 - L'interdiction de se moucher, la prise d'anti-œdémateux nasal et antalgiques codéinés après comblement sous-sinusien ;
 - Le port de la prothèse amovible préopératoire rebasée d'autant plus retardé qu'un greffon est interposé entre la muqueuse et la base osseuse (8 à 10 jours après un comblement sinusien, un mois après un greffon d'apposition).
 - Les patients doivent être suivis pour assurer une hygiène professionnelle pendant les premières semaines de cicatrisation. (243)
- ❖ **La surveillance postopératoire** : concerne l'état de la muqueuse et l'évolution des greffes osseuses. Une désunion muqueuse est à craindre lorsque la suture est située en regard du greffon. Une ulcération muqueuse peut survenir sous une prothèse posée trop précocement, sur un implant devenu mobile ou une infection du greffon.
- ❖ **La radiographie** : permet l'appréciation de l'évolution des greffons ; Ainsi une appréciation qualitative de la minéralisation osseuse obtenue et également un contrôle pour évaluer le gain et le maintien de la structure osseuse apportée ; Aussi, L'appréciation de l'intégrité de la muqueuse au-dessus du comblement, et l'éventuelle apparition d'une sinusite par la présence d'un épaissement de la muqueuse sus-jacente. (244)
- ❖ **Les moyens de contention des biomatériaux dans le site** : Les membranes permettent de créer une barrière physique entre le défaut osseux et les cellules épithélio-conjonctives afin de protéger le caillot sanguin et favoriser la recolonisation du défaut par des cellules osseuses. Les membranes sont principalement utilisées dans les traitements de régénération osseuse guidée et de régénération tissulaire guidée. Elles sont aussi utilisées pour prévenir la résorption osseuse post-extraction en étant placées directement sur l'alvéole ou en étant associées à un comblement alvéolaire. Une grande variété de membranes existe, différenciées par les biomatériaux qui les constituent et leurs caractéristiques physiques, afin de répondre à toutes les indications cliniques. Les membranes peuvent être utilisées seules ou associées aux matériaux de comblement. On distingue des membranes résorbables et non résorbables, armées ou non par du titane ;

- **Le VICRYL® ou le translagène** : Membranes de collagène utilisées comme couverture des sites lorsque les berges ne peuvent être rapprochées.
- **Le ciment chirurgical de type COE-PACK®** : Il permet un bon placage du lambeau et rend parfaitement hermétiques les tracés d'incision.
- **Les résines photo ou auto polymérisables** : Elles sont transparentes, plus esthétiques, plus faciles à manier, plus chères.
- **La prothèse provisoire adjointe, voire conjointe** : Après évidemment en regard de la zone de chirurgie et application d'une résine molle, elle permet de protéger la muqueuse.
- **La gouttière de contention** : Elle doit être gardée 10 jours et peut même servir de prothèse provisoire si on y adjoint des dents correspondant aux édentements.
- **Les ligatures péri-maxillaires** : On obtient une contention parfaite mais cette technique ne semble pas adaptée à une pratique courante de la chirurgie dentaire.
- **La grille de Tardieu** : Efficace mais difficile à déposer.

En résumé ; le succès d'un biomatériau dépend essentiellement des facteurs suivants ;

- L'ensemble des propriétés physiques, chimiques et biologiques de l'implant ;
- L'adéquation biomécanique de sa conception, la qualité technique de sa mise en place chirurgicale ;
- L'état du site receveur avant l'intervention, son comportement après celle-ci et ;
- Enfin, le suivi postopératoire à court et à long terme. (123)

1.2.7 Les alternatives à la greffe osseuse

L'utilisation de biomatériaux ou de greffon osseux pour pallier un manque de volume osseux est la solution la plus courante, car elle est bien maîtrisée et apporte des résultats prédictibles. Cependant certains auteurs expérimentent des techniques de pointe qui font penser que d'anciennes techniques sont aujourd'hui obsolètes.

1.2.7.1 Epithèse

En effet, en prothèse fixée, les chirurgiens-dentistes avaient parfois recours à une fausse gencive ou bien à l'élaboration de dents longues dans les cas de pertes osseuses moyennes ou importantes. (245)

1.2.7.2 Techniques d'expansion osseuse

Une alternative aux augmentations de volume de crêtes est l'utilisation des techniques d'expansion qui augmentent l'épaisseur d'os. Nous pouvons citer la distraction osseuse pour l'élargissement de crête édentée et l'élargissement avec le bistouri piézoélectrique.

1.2.7.3 Technique SACT

Certains auteurs innovent et inventent des techniques chirurgicales. Très récemment WINTER et coll. (2003) ont décrit la technique de tente sinus/crête alvéolaire qui permet l'implantation dans les secteurs postérieurs des maxillaires atrophés sans greffe osseuse ni membrane.

Mais cette intervention nécessite un long délai d'attente avant l'implantation. Les auteurs de cette étude ont eu un taux de réussite de 91 % (53/58 implants de 12 mm en moyenne ostéointégrés) dans des crêtes d'épaisseur moyenne de 2,87 mm avec les techniques de Summers et SACT (Sinus Alveolar Crestal Technique).

1.2.7.4 Moyens orthodontiques

Les moyens orthodontiques sont peu reproductibles et demandent du temps, ils sont peu utilisés en usage courant car cette technique nécessite la présence d'une dent perdue ou d'une racine.

1.3 L'AVENIR DES BIOMATERIAUX DE SUBSTITUTION OSSEUSE

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

Les principaux problèmes concernant les matériaux d'origine biologique sont les réponses antigéniques à bas bruit et à long terme, la pureté et la sécurité infectiologique du produit, et l'altération de ses propriétés mécaniques dans le temps (calcification, etc.). Pour tous les biomatériaux d'origine biologique, il faut souligner la difficulté de s'assurer en pratique courante qu'ils ont satisfait à tous les critères de sélection et avec quelle sécurité la conformité à ces critères a été établie. Peut-être le génie génétique ouvrira-t-il de nouvelles perspectives dans ce domaine ?

De toute façon, la place respective des greffes osseuses autologues, des allogreffes, des xénogreffes et des biomatériaux en général en chirurgie orale et maxillo-faciale continuera encore sans doute à faire débat. (246)

Il y a néanmoins de la part des cliniciens des attentes certaines en matière d'adhésifs chirurgicaux pour tissus durs (247), de matériaux de comblement pour tissus mous ou durs (248) (249) (250) de maîtrise des facteurs de croissance, etc. ce qui nous amène au dernier chapitre abordant sur l'évolution des biomatériaux et la régénération tissulaire ; C'est pourquoi l'ingénierie tissulaire apparaît comme une solution prometteuse pour restaurer la morphologie et la fonction, en reproduisant les principales propriétés (physiques, chimiques, mécaniques et biologiques) des tissus et en contrôlant leur comportement dans le temps. (251) (252)

1.3.1 Bio-ingénierie de la régénération du tissu osseux

Malgré les nombreuses avancées concernant les substituts osseux, de nouveaux matériaux et approches pour la reconstruction osseuse sont en développement et en expérimentation. Un domaine excitant est l'ingénierie tissulaire. Elle peut être définie comme l'application de principes biologiques, chimiques et d'ingénierie à la réparation, restauration ou régénération de tissus vivants tout en utilisant des biomatériaux, cellules et facteurs, autonomes ou combinés. En appliquant l'ingénierie tissulaire à la reconstruction osseuse, on développe des matrices biocompatibles et biodégradables possédant beaucoup d'autres propriétés essentielles pour la guérison osseuse.

Cette discipline nécessite à la fois des biomatériaux et des cellules ou des tissus (autogéniques, allogéniques, xénogéniques) avec un environnement de biomolécules (facteurs de croissance, hormones, etc.) et une vascularisation appropriée. L'ingénierie tissulaire va ainsi utiliser des cellules ou des tissus pour la substitution complète ou partielle de tissus ou d'organes (ou tout au moins de leurs fonctions principales). Des matériaux possédant des propriétés de dégradation contrôlée serviront de structure-support aux cellules (exemples : polymères naturels ou de synthèse, céramiques dégradables) avec le cas échéant des techniques de modification des surfaces. **(253) (254) (255) (256) (257)**

En dépit du développement rapide et spectaculaire de cette discipline, les problèmes à résoudre sont cependant encore nombreux, que ce soit concernant la structure support, les cellules ou les multiples facteurs spécifiques nécessaires à la viabilité du tissu produit par les méthodes de génie tissulaire, ou les aspects éthiques et réglementaires

Quant à l'évolution des biomatériaux eux-mêmes, elle se fera de plus en plus vers la bioactivité, que ce soit par incorporation de facteurs d'adhésion, de facteurs de croissance biologique, ou encore par transformation structurale in situ du matériau ; L'absence d'une ostéogénèse ou d'une réelle ostéoinduction est une limite majeure dans le traitement des défauts osseux importants. **(258)**

1.3.1.1 Utilisation de facteurs ostéoinducteurs (Facteurs de croissance)

Les Bone Morphogenic Protein (BMP) sont des protéines de la famille des Transforming Growth Factor β (TGF- β) qui permettent la transformation et la prolifération des cellules mésenchymateuses en ostéoblastes. De très nombreux supports ont été évalués notamment les phosphates de calcium (hydroxyapatite, TCP ou encore BCP) qui sont de bons échafaudages permettant une croissance osseuse. **(259)** Une simple injection de BMP suffit à induire la cascade biologique conduisant à la formation osseuse. Les applications thérapeutiques des BMP qui sont envisagées concernent essentiellement le comblement de pertes de substance osseuse, le traitement de pseudarthroses et d'arthrodèses rachidiennes.

1.3.1.2 Utilisation de cellules ostéogéniques

L'ingénierie tissulaire osseuse consiste à développer des substituts osseux bioartificiels associant des cellules souches mésenchymateuses du patient à un matériau : les cellules sont cultivées in vitro sur une matrice en carbonate ou en phosphate de calcium puis l'ensemble du substitut est ensuite placé dans le défaut. (260) Les études menées chez les animaux ont également montré des propriétés ostéoinductrices de ces substituts, en plus de leur capacité à rétablir une continuité osseuse importante.

1.3.2 Le comblement sur mesure

Cette technique consiste à préparer au fauteuil une empreinte de l'alvéole à combler en utilisant la racine de la dent extraite : cette empreinte est ensuite comblée par un mélange de TCP et d'un polymère biodégradable. Cette réplique de la racine extraite, créée à partir d'un composite solide, biodégradable et ostéoinducteur est réimplanté à la place de la racine sans la nécessité d'une membrane. D'après les concepteurs (Degradable Solutions AG®), la résorption du matériau et son remplacement par du tissu osseux prendrait 9 à 15 mois.



Figure 36 : Exemple du comblement sur mesure. (245)

1.3.3 Le « Coating implant »

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

Différents enrobages ont été testés :

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

2. ETUDE STATISTIQUE

2.1 Introduction

En raison de la situation sanitaire Covid-19 qui s'aggravait de plus en plus au niveau de la wilaya de Tizi-Ouzou, rendant impossible la prise en charge de cas cliniques pouvant bénéficier la pose du biomatériau de substitution osseuse ; Nous avons opté alors pour une étude statistique, basée sur la distribution des questionnaires.

L'objectif principal de cette étude consiste, à savoir en l'évolution de l'utilisation du biomatériau de substitution osseuse en omnipratique.

Secondairement, ceci permettra de donner un aperçu sur :

- La connaissance des contraintes de la non- utilisation de ces biomatériaux ;
- La connaissance du biomatériau le plus utilisé ;
- Leur utilisation si limitée aux spécialistes ; au secteur privé ou aux praticiens expérimentés ;
- L'impact de la situation sanitaire actuelle sur l'utilisation de ces biomatériaux.

2.2 Matériels et méthodes

2.2.1 Période de l'enquête

Il s'agit d'une enquête descriptive transversale, réalisée durant la période (Mai-Juin) de l'année 2021 au niveau des différentes communes de la wilaya de Tizi-Ouzou intéressant 2 échantillons représentatifs.

2.2.2 Population d'étude

- La population ciblée concerne nos confrères médecins dentistes ; étudiée par des formulaires remis de 83 praticiens parmi 90 avec une expérience clinique, dans 2 secteurs différents (Etatique / Privé).

2.2.3 Modalités de recrutement

L'enquête s'est déroulée durant les deux mois de Mai et Juin 2021 par le moyen de la porte à porte. Les formulaires ont été distribués :

- En premier lieu au niveau des cabinets privés des différentes communes à l'échelle de la wilaya. L'enquête s'est déroulée dans de bonnes conditions mise à part quelques difficultés face à un certain nombre de non coopérations et refus.

- Ensuite, au niveau du secteur étatique notamment la clinique dentaire à Tizi-Ouzou ainsi que quelques EPSP ; dont L'EPSP des Ouadhias centre, ainsi que l'EPSP de la commune de Tizi n Tlata.

2.2.4 Recueil, saisie et enregistrement des données

- Les données sont recueillies sur des fiches uniformisées établies à partir d'un questionnaire (Annexe).
- Les valeurs obtenues à partir des données et /ou support d'information sont codées soit selon un mode binaire et selon une progression géométrique pour les réponses multiples.
- La saisie des données est effectuée sur l'Excel.
- L'analyse descriptive et analytique des données ont été effectuées à l'aide du logiciel Excel.

2.2.5 Résultats et analyse et interprétation des questionnaires des praticiens

Après le tri et l'organisation des données sous forme des tableaux de fréquence dont la taille de l'échantillon est de 83 médecins dentistes, les résultats sont soumis à une analyse statistique, qui permet de traduire l'ensemble des réponses sous forme des secteurs et histogrammes.

2.2.5.1 Analyse et interprétation des données recueillies

PARTIE A : destinée à tout notre échantillon d'étude 100%

2.2.5.1.1 Catégorie du praticien

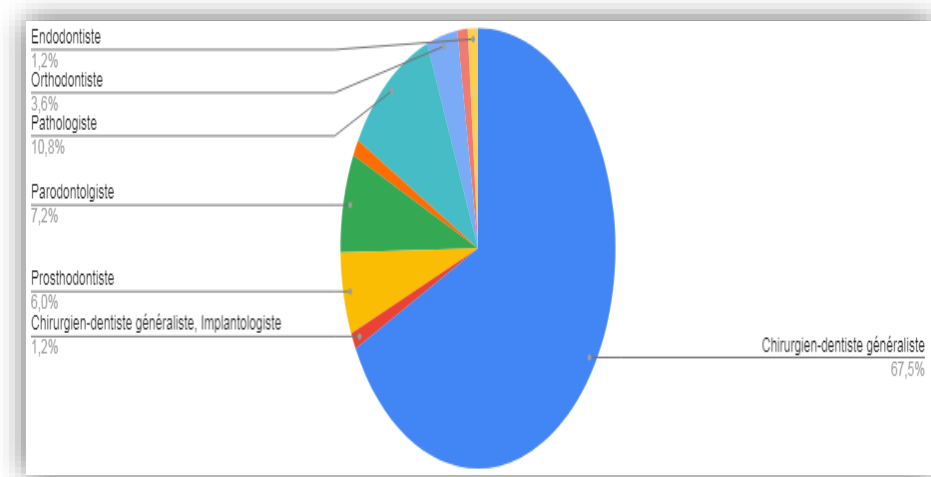


Figure 37 : Diagramme circulaire montrant les spécialités de notre échantillon.

Dans notre échantillon :

- **2/3** sont des chirurgiens-dentistes généralistes
- **1/3** sont des chirurgiens-dentistes spécialistes dont :
 - **10.80%** des pathologistes (qui sont des résidents en pathologie-bucco-dentaire).
 - **07.00%** des parodontologistes.
 - **06.00%** des prosthodontistes.
 - **03.60%** des orthodontistes (qui sont des résidents en orthopédie-dento-faciale).
 - **01.20%** des chirurgiens-dentistes généralistes et implantologues.
 - **01.20%** des endodontistes.

2.2.5.1.2 Secteur d'exercice

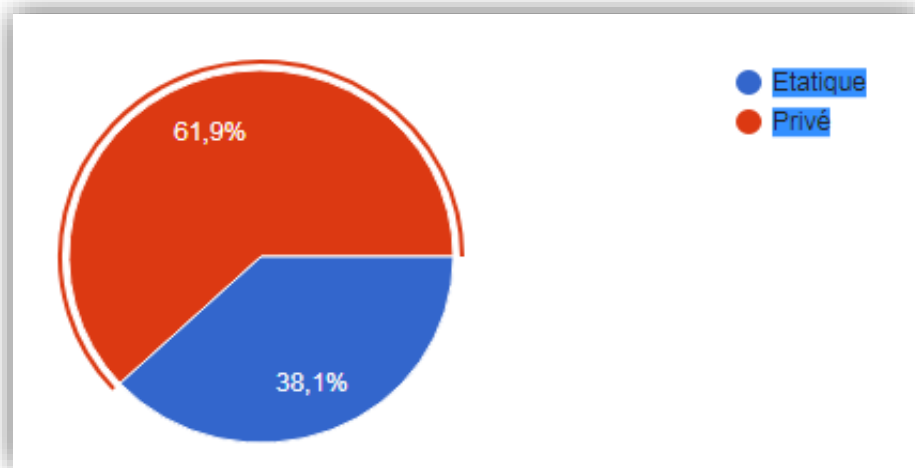


Figure 38 : Diagramme circulaire montrant le secteur de travail de notre échantillon.

D'après la figure ci-dessus, environ **61.90%** de notre échantillon travaillent dans le secteur privé, or **38.10%** restants travaillent dans le secteur étatique.

2.2.5.1.3 Années d'exercice

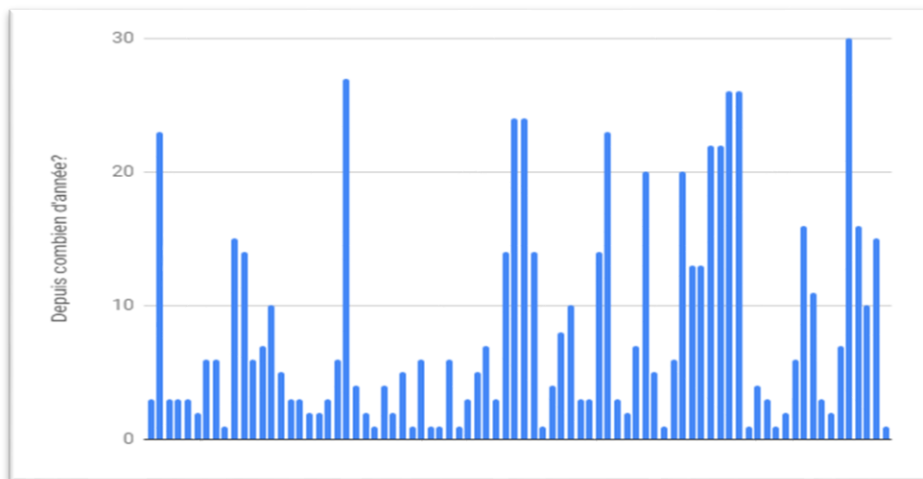


Figure 39 : Histogramme montrant le nombre d'année d'expérience de notre échantillon.

D'après la figure ci-dessus :

- **50.00%** de notre échantillon présente entre 1 an aux 5 ans d'expérience.
- **19.51%** de notre échantillon présente entre 6 ans aux 10 ans d'expérience.
- **14.63%** de notre échantillon présente entre 11 ans aux 20 ans d'expérience.
- **15.85%** de notre échantillon présente entre 21 ans aux 30 ans ou plus d'expérience.

2.2.5.1.4 Commune d'exercice

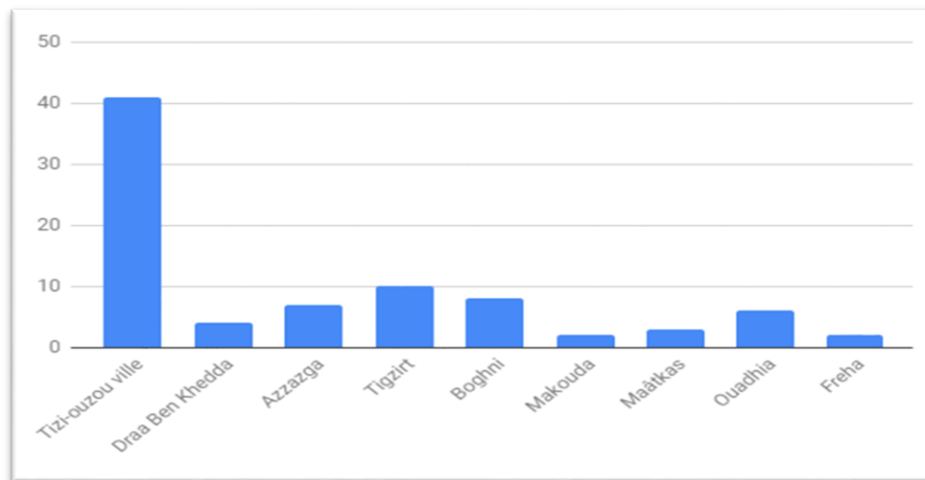


Figure 40 : Histogramme montrant les lieux de travail de notre échantillon.

D'après l'histogramme obtenu, on a visé :

- **49.39 %** des praticiens installés à Tizi-Ouzou ville.
- **12.04%** des praticiens installés à Tigzirt.
- **09.63%** des praticiens installés à Boghni.
- **08.43%** des praticiens installés à Azazga.
- **07.22%** des praticiens installés à Ouadhias
- **04.81%** des praticiens installés à Draa-Ben-Khedda.
- **03.61%** des praticiens installés à Maatkas
- **02.40%** des praticiens installés à Makouda.
- **02.40%** des praticiens installés à Fréha.

2.2.5.1.5 Connaissance des biomatériaux de substitution osseuse

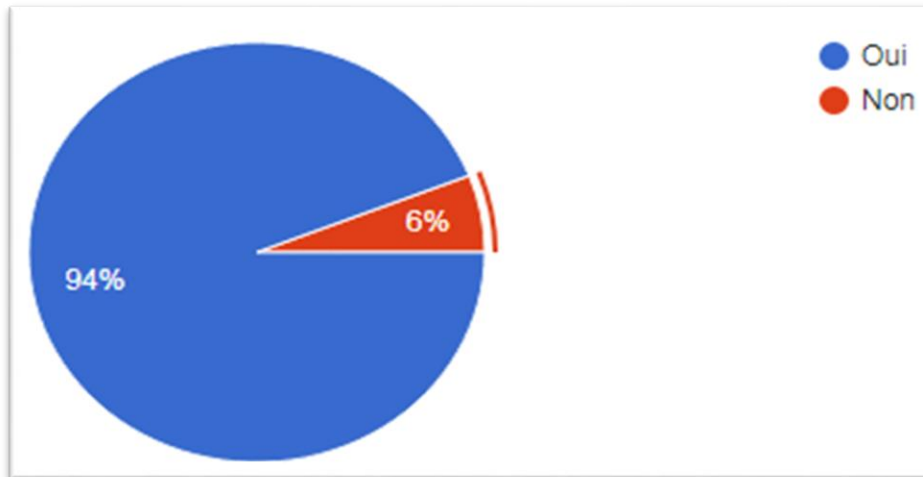


Figure 41 : Diagramme circulaire montrant le nombre des praticiens qui connaissent les biomatériaux de substitution osseuse.

Les résultats recueillis montrent que la majorité des praticiens (**94%**) connaissent ce qu'est un biomatériau de substitution osseuse .

2.2.5.1.6 Fréquence d'utilisation du biomatériau

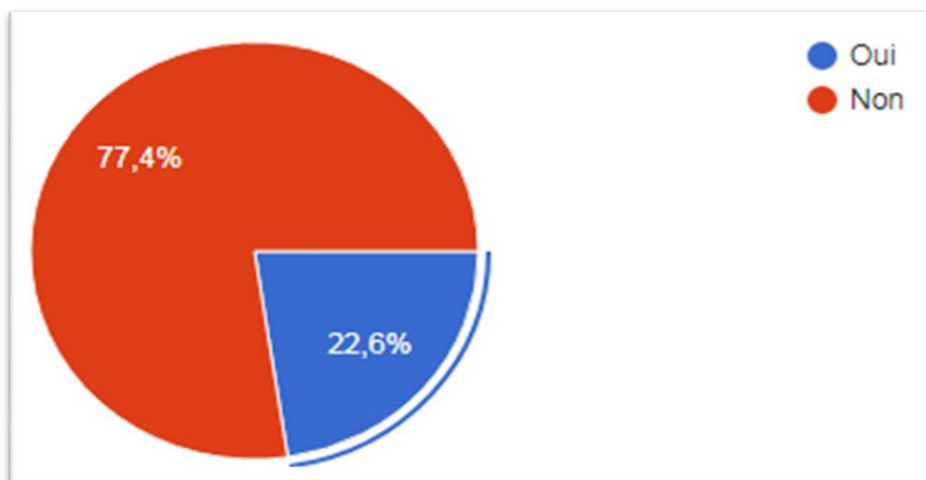


Figure 42 : Diagramme circulaire montrant le nombre des praticiens ayant utilisé un biomatériau de substitution osseuse dans leur pratique.

Nous constatons d'après ce qui est enregistré, que **77.40%** de notre échantillon n'ont jamais utilisé un biomatériau de substitution osseuse dans leur pratique, hormis une minorité (**22.60%**) qui l'ont déjà fait.

PARTIE B : destinée aux 77.40 % de notre échantillon n'ayant jamais utilisé un biomatériau de substitution osseuse.

2.2.5.1.7 Causes de non utilisation des biomatériaux de substitution osseuse

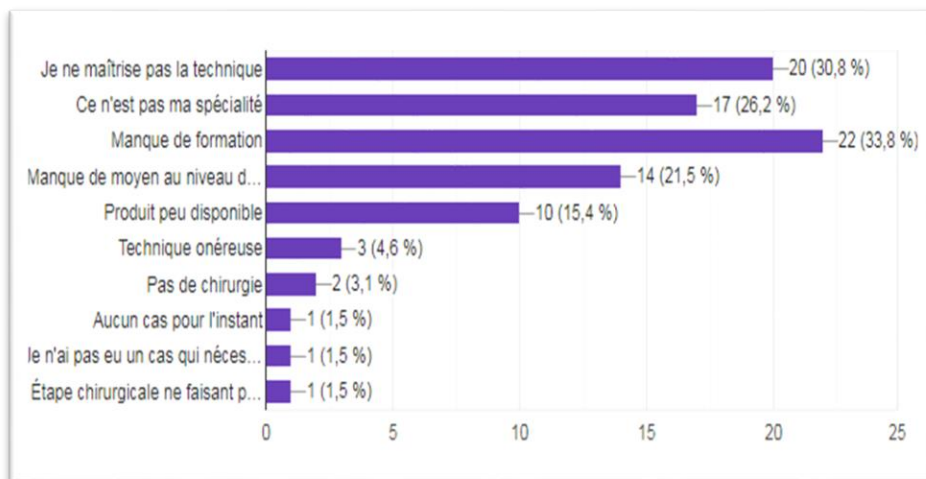


Figure 43 : Histogramme montrant les raisons de non utilisations de biomatériaux de substitution osseuse.

77.40 % de notre échantillon qui n'ont jamais utilisé un biomatériau de substitution osseuse ont justifié leur réponse comme suit ;

- **30.80%** des praticiens disent qu'ils ne maîtrisent pas la technique.
- **20.20%** des praticiens déclarent que ce n'est pas de leur spécialité. et que c'est une étape chirurgicale ne faisant pas partie de la prothèse Osseuse ;
- **33.80%** des praticiens dénoncent que le manque de formation est la raison majeure
- **21.50%** des praticiens trouvent que c'est dû au manque de moyen chirurgical nécessaire au niveau des établissements extatiques.
- **15.40%** des praticiens pensent qu'on a un manque de ces produits en Algérie.
- Par contre peu d'entre-deux disent que : la technique est onéreuse (**04.60%**) ou qu'ils

n'ont pas reçu des cas nécessitant une chirurgie pareille (**06.10%**).

PARTIE C : destiné aux 22.60 % de notre échantillon ayant déjà utilisé un biomatériau de substitution osseuse dans leurs pratiques.

2.2.5.1.8 Meilleur biomatériau de substitution osseuse utilisé avec justification

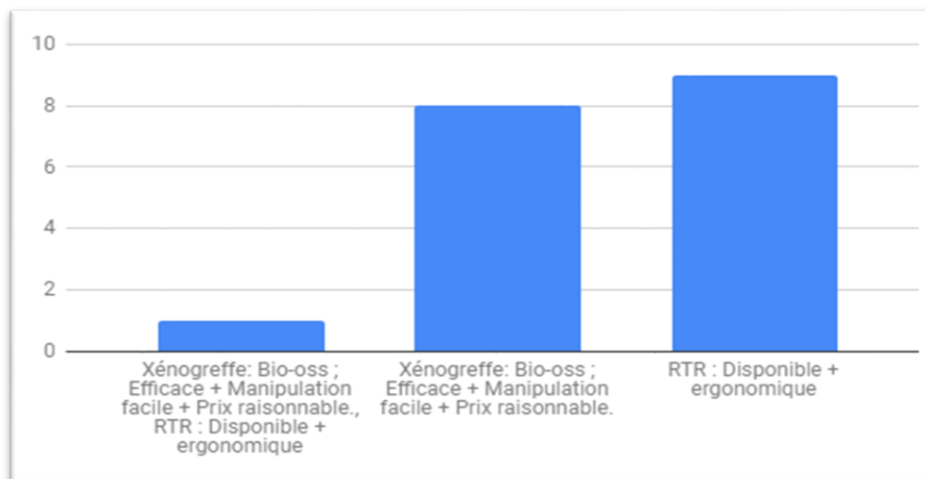


Figure 44 : Histogramme montrant les biomatériaux les plus utilisés et leurs qualités.

Les deux biomatériaux les plus utilisés en Algérie sont :

- **Xéno greffe : Bio-Oss** : Pour son efficacité, sa facilité de manipulation et son prix raisonnable. C'est la réponse de **50.00%** des praticiens qui ont utilisé ce biomatériau ;
- **RTR** : Grâce à sa disponibilité et ergonomie. C'est la réponse des **44.40%** des praticiens qui ont utilisé ce biomatériau ;
- **05.60 %** parmi eux ont cité ces 2 biomatériaux précédents.

2.2.5.1.9 Indications de leurs utilisations

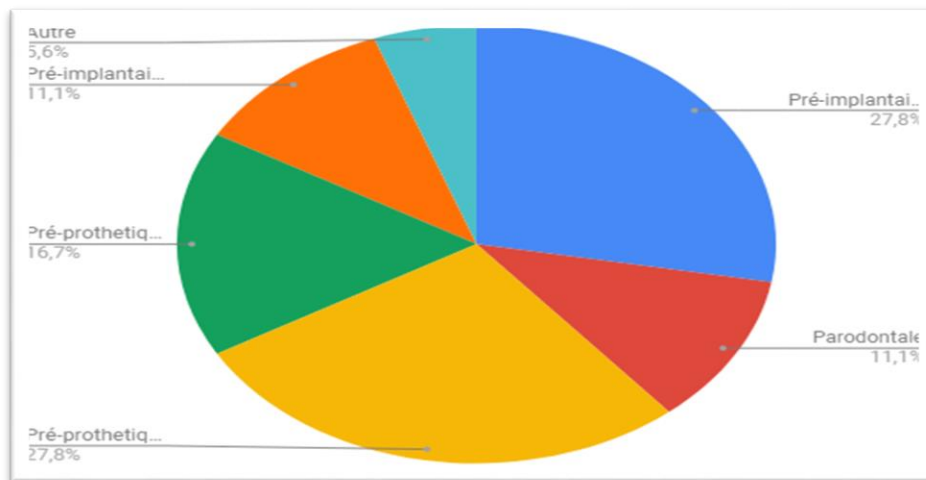


Figure 45 : Diagramme circulaire montrant les indications des biomatériaux de substitution osseuse.

Selon ce diagramme circulaire on trouve que ;

- La majorité des praticiens, **27.80%** utilisent ces biomatériaux dans le cadre de traitement pré-prothétique et pré-implantaire. Ainsi, **27.80%** d'entre eux l'utilisent dans le cadre de traitement implantaire.
- **16.70%** des praticiens utilisent ces biomatériaux dans le cadre de traitement pré-implantaire.
- **11.10 %** des praticiens utilisent ces biomatériaux dans le cadre de traitement pré-prothétique et pré-implantaire. Parodontale.
- **11.10%** utilisent ces biomatériaux dans le cadre de traitement parodontal.
- La minorité des praticiens **05.60%** utilisent ces biomatériaux dans le cadre d'autres traitements.

2.2.5.1.10 Durée d'obtention des résultats

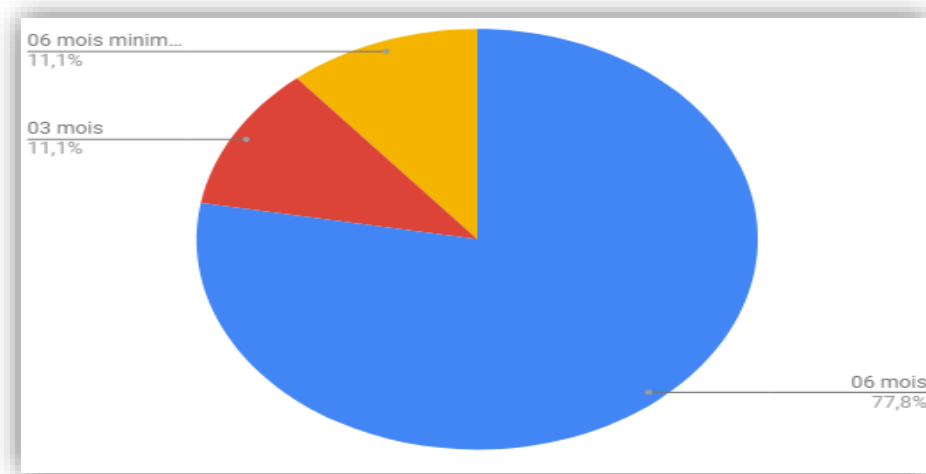


Figure 46 : Diagramme circulaire montrant le temps nécessaire pour avoir une régénération osseuse après la pose d'un biomatériau.

Selon le diagramme circulaire au-dessus, **77.80%** des dentistes interrogés trouvent qu'ils obtiennent des résultats satisfaisants pendant les 06 mois qui suivent la pose du biomatériau ; **11.10%** d'entre eux pensent plutôt que 03 mois sont suffisants. Par contre d'autres dentistes **11.10%** pensent qu'il faut au minimum 06 mois.

2.2.5.1.11 Degré de satisfaction sur une échelle de 1 à 10

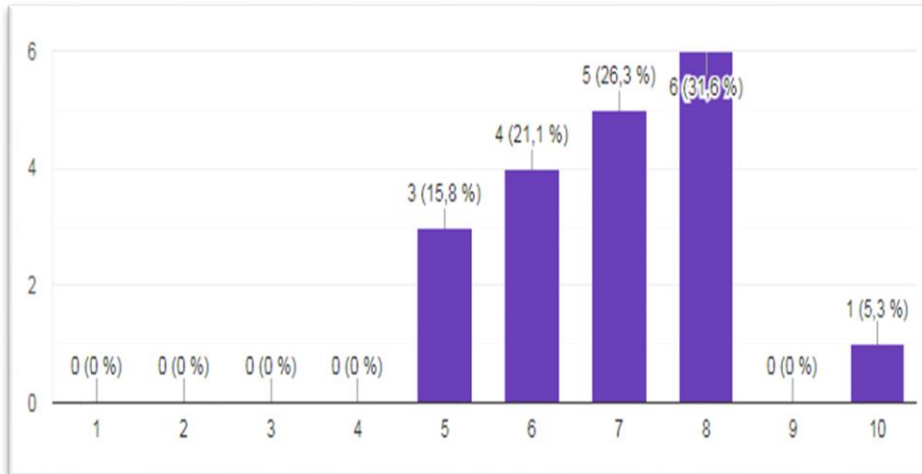


Figure 47 : Histogramme montrant le degré de satisfaction des praticiens envers les biomatériaux de substitution osseuse.

Comme c'est mentionné ci-dessus ;

- **31.60%** des dentistes ont évalué leur satisfaction 8/10.
- **26.30%** des dentistes ont évalué leur satisfaction 7/10.
- **21.10%** des dentistes ont évalué leur satisfaction 6/10.
- **15.80%** des dentistes ont évalué leur satisfaction 5/10.
- **05.30%** des dentistes ont évalué leur satisfaction 10/10.

2.2.5.1.12 Prix de ces produits

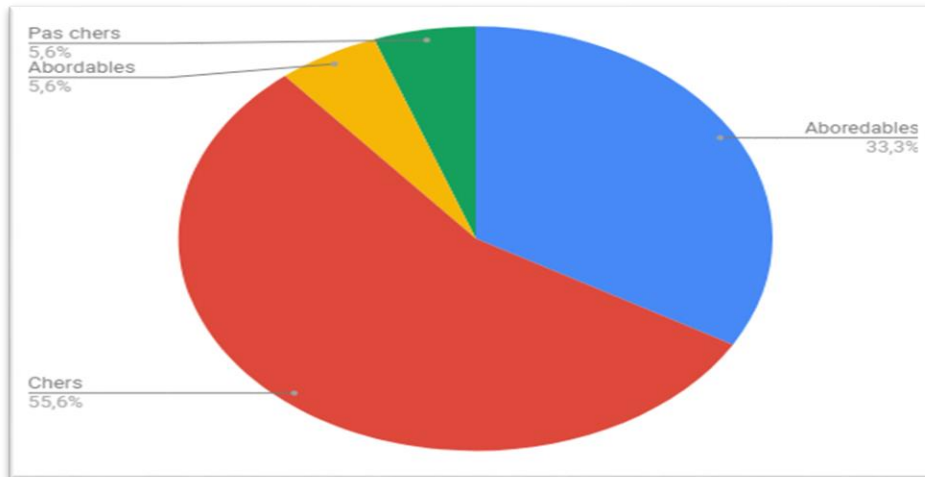


Figure 48 : Diagramme circulaire montrant les avis des praticiens à propos des prix des biomatériaux de substitution osseuse.

La majorité (**55.60%**) des réponses des dentistes à cette question dit que ces biomatériaux sont chers, or, **38.90%** des réponses sont « abordables ». Une petite minorité (**05.60%**) a répondu par « pas chers ».

2.2.5.1.13 Disponibilité des biomatériaux de substitution osseuse



Figure 49 : Diagramme circulaire montrant le taux de la disponibilité des biomatériaux de substitution osseuse.

Concernant la disponibilité de ces biomatériaux en Algérie ; les avis divergent ;

- **50.00%** des réponses indiquent qu'ils sont moyennement disponibles.
- **50.00%** des réponses indiquent qu'ils sont plutôt peu disponibles.

2.2.5.1.14 L'impact de la situation sanitaire sur le le marché de ces biomatériaux

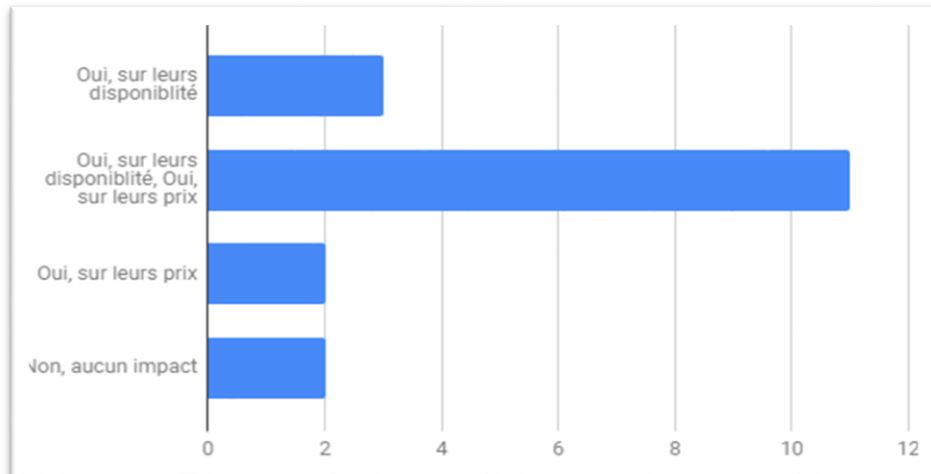


Figure 50 : Histogramme montrant l'impact de la situation sanitaire actuelle sur le marché des biomatériaux de substitution osseuse.

Selon l'histogramme au-dessus ; la majorité des dentistes trouvent que la crise sanitaire actuelle a influencé négativement sur la disponibilité et les prix de ces biomatériaux.

2.2.5.1.15 Pensez-vous qu'un biomatériau de substitution osseuse est la meilleure alternative à l'autogreffe osseuse ?

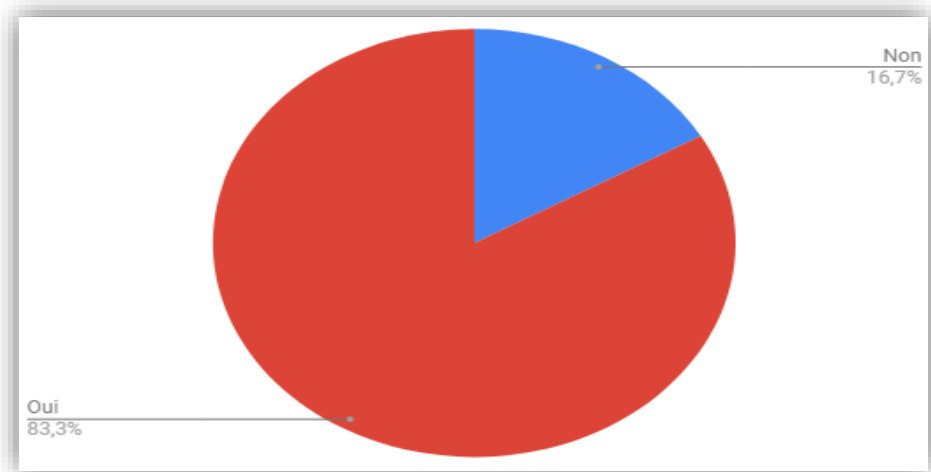


Figure 51 : Diagramme circulaire montrant l'avis des praticiens sur les biomatériaux de substitution osseuse par rapport aux autogreffes.

Enfin, Après avoir posé la question au-dessus, on observe que **83.30%** des dentistes pensent qu'un biomatériau de substitution osseuse reste à ce jour la meilleure alternative à l'autogreffe, Excepté **16.70%** d'entre eux le nient.

2.2.5.2 Analyse et interprétation des tableaux croisés :

2.2.5.2.1 Relation entre la spécialité des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse ?

Tableau 6 : Tableau statistique croisé montrant la relation entre la spécialité des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse .

Utilisation \ Qualité	NON	OUI	Total général
Généralistes	51	6	57
Spécialistes	14	12	26
Total général	65	18	83

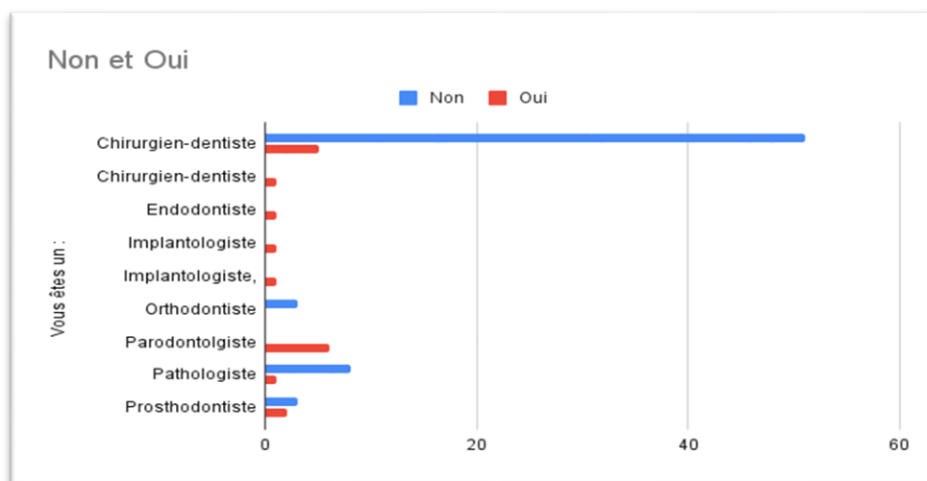


Figure 52 : Histogramme montrant la relation entre la spécialité des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse .

- Les généralistes : 51/83 (61.44%) ne l'utilisent pas contre 6/83 (07.22%) qui l'utilisent.
- Les spécialistes : 14/83 (16.86%) ne l'utilisent pas contre 12/83 (14.45%) qui l'utilisent.
- Donc on constate que la majorité des dentistes qui utilisent ces biomatériaux sont des spécialistes (14.45%) contre 07.22% qui sont des généralistes.

2.2.5.2.2 Relation entre le secteur dans lequel les praticiens travaillent et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse

Tableau 7 : Tableau statistique croisé montrant la relation entre le secteur de travail et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse .

Utilisation Secteur D'exercice	Non	Oui	Total général
Etatique	26	05	31
Privé	39	13	52
Total général	65	18	83

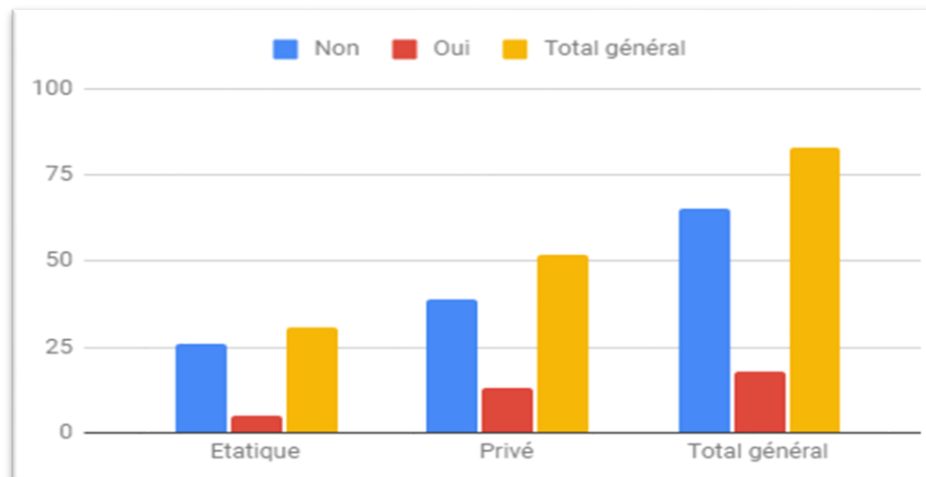


Figure 53 : Histogramme montrant la relation entre le secteur de travail et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse .

- **Secteur étatique :** 5/83 (06.02%) qui l'utilisent contre 26/83 (31.32%) qui ne l'utilisent pas
- **Secteur privé :** 13/83 (15.66%) qui l'utilisent contre 39/83 (46.98%) ne l'utilisent pas.
- Nous constatons que la majorité des dentistes qui utilisent ces biomatériaux sont ceux qui exercent dans le secteur privé (15.66%) contre (06.02%) exerçant dans le secteur étatique.

2.2.5.2.3 Relation entre l'expérience des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse ?

Tableau 8 : Tableau statistique montrant la relation entre l'expérience de travail et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse .

Utilisation Expérience de travail	NON	OUI	Total général
1 à 5 ans d'expérience	37	4	41
6 à 10 ans d'expérience	6	10	16
11 à 30 ans d'expérience ou plus	22	4	26
Total général	65	18	83

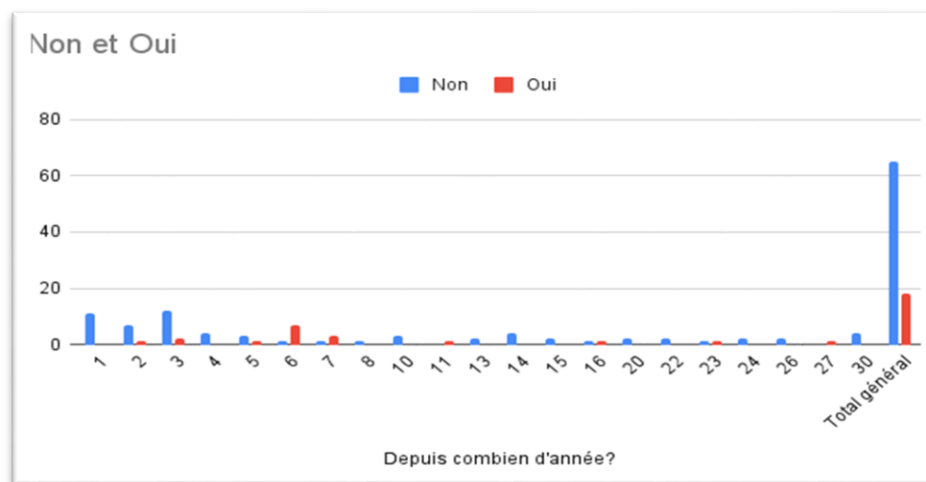


Figure 54 : Histogramme montrant la relation entre l'expérience des praticiens et l'utilisation ou non des biomatériaux de substitution osseuse.

- 5 ans ou moins d'expérience : 37/83 (44.57%) ne l'utilisent pas contre 4/83 (04.81%) qui l'utilisent.
- 6 ans à 10 ans d'expérience : 06/83 (07.22) ne l'utilisent pas contre 10/83 (12.04%) qui l'utilisent.
- 11 ans ou plus d'expérience : 22/83 (26.50%) ne l'utilisent pas contre 4/83 (04.81%) qui l'utilisent.
- En effet, Nous constatons que la majorité des dentistes qui utilisent ces biomatériaux sont ceux de nouvelle génération ayant une expérience clinique moyenne de 6 ans à 10 ans. (12.04%).

2.3 Discussion

- ❖ Sur la base du questionnaire et les informations recueillies, nous constatons que la notion des biomatériaux de substitution osseuse n'est pas méconnue dans la pratique dentaire en Algérie Précisément au niveau de la Wilaya de Tizi-Ouzou. En effet, **94% (78) des** praticiens interrogés ont une idée sur ces derniers.
- ❖ En revanche, Seulement une minorité (**22.6 %**) de praticiens l'utilise et cela pour diverses raisons :
 - Environ un tiers des interrogés (**33.8%**) ont justifié leur non-utilisation par un manque de formation ;
 - **30.8%** semblent ne pas maîtriser la technique de pose d'un biomatériau osseux ;
 - **26.2%** déclarent que ce n'est pas leur spécialité. Les spécialités concernées sont l'ODF, l'OC ainsi que la prothèse ;
 - **21.5%** des praticiens dénoncent le manque de moyens permettant l'apprentissage et l'utilisation d'un substitut osseux en pratique dentaire ;
 - **20.20%** des praticiens déclarent que ce n'est pas de leur spécialité. et que c'est une étape chirurgicale ne faisant pas partie de la prothèse **01.50%** ;
 - **15.40%** des praticiens pensent qu'on a un manque de ces produits en Algérie ;
 - Par contre peu d'entre eux disent que : Ces biomatériaux sont onéreux (**04.60%**) ou qu'ils n'ont pas reçu des cas nécessitant une telle chirurgie (**06.10%**).
- ❖ Concernant les dentistes utilisant les biomatériaux de substitution osseuse ; Ils déclarent les employer majoritairement dans le cadre :
 - D'un traitement pré-implantaire et pré-prothétique avant la pose d'implants afin de redonner aux crêtes les plus résorbées une hauteur suffisante.
 - D'un traitement parodontal lors d'une régénération osseuse guidée.
- ❖ Selon l'expérience de plus de la moitié (**50 %**) des praticiens questionnés au niveau de la Wilaya de Tizi-Ouzou, Le meilleur biomatériau utilisé reste le *Bio-Oss* qui a prouvé

son efficacité de par sa facilité de manipulation et son prix qui reste raisonnable. **44.6 %** des praticiens ont utilisé le *RTR* en raison de sa disponibilité et de son ergonomie.

- ❖ Concernant la durée de régénération osseuse, Les avis des praticiens interrogés divergent selon leur propre expérience. En effet, certains ont observé de bons résultats dans les *06 mois* qui suivent l'intervention (Théoriquement ; La néoformation osseuse a été étudiée par Scarano par rapport à l'os autologue dans une expérience, le Bio-Oss® donne à 6 mois une formation osseuse de **39%**, similaire à celle de l'os autogène (**40%**). Pendant que d'autres praticiens pensent qu'une durée de *03 mois* suffit.
- ❖ Les prix de ces substituts sont onéreux selon plus de la moitié des praticiens questionnés. En revanche avec la crise sanitaire actuelle Covid 19 qui a eu un impact négatif considérable sur la restriction de ces biomatériaux mais aussi une hausse importante de leur prix.
- ❖ Quant à la disponibilité de ces matériaux ; de façon générale ; les praticiens se plaignent du manque d'importation de ces biomatériaux en Algérie.
- ❖ Au final ; la majorité des praticiens interrogés trouvent qu'un biomatériau de substitution osseuse reste à ce jour la meilleure alternative à l'autogreffe contre une minorité qui n'est pas d'accord.

2.4 Conclusion

- ❖ Notre étude statistique nous a permis de conclure que les biomatériaux de substitution osseuse bien que connus n'impliquent pas leur utilisation systématique et cela due à diverses raisons techniques mais aussi socio-économiques.
- ❖ L'indication de la pose d'un substitut osseux reste prépondérante dans le domaine de l'implantologie mais aussi en pré-prothétique afin de donner aux crêtes les plus résorbées la hauteur suffisante.
- ❖ L'utilisation de ces biomatériaux est beaucoup plus répandue au niveau du secteur privé particulièrement les spécialistes ainsi que les expérimentés de nouvelle génération.

2.5 Solutions proposées

- ❖ Simplifier les pouvoirs publics de santé et de recherche afin de consacrer plus de moyens aux disciplines de la médecine dentaire afin de permettre aux praticiens l'apprentissage de la technique d'utilisation des substituts osseux.
- ❖ Miser sur un volume horaire plus important dans les modules de biomatériaux dentaires durant le cursus dentaire.
- ❖ Promouvoir l'implantologie et savoir informer sur les différentes thérapeutiques dentaires.
- ❖ Prévenir à pondérer le prix des biomatériaux au travers d'un consensus à établir entre praticiens et fournisseurs.

Conclusion

Les substituts osseux sont de plus en plus utilisés en chirurgie orale. Par rapport aux greffes autologues, ils présentent l'intérêt majeur de ne pas entraîner de morbidité liée au site de prélèvement.

Les chirurgiens-dentistes et stomatologistes disposent actuellement d'un choix pléthorique de substituts osseux de nature et d'origine très variées. Leurs choix imposent certaines caractéristiques comme la biocompatibilité ainsi que des critères physico chimiques et biomécaniques.

Il leur appartient de faire leurs propres choix, en sélectionnant, en fonction des indications cliniques, les matériaux qu'ils connaissent le mieux (caractérisation et provenance, propriétés physicochimiques et mécaniques, comportement in vivo après implantation, etc.) mais aussi en fonction de l'analyse des caractéristiques de la perte de substance.

Leurs indications sont précises et englobent de larges domaines comme l'implantologie ; la parodontologie et la chirurgie maxillo-faciale, dans un but d'ordre fonctionnel et esthétique pour le patient.

L'avenir des biomatériaux reste à ce jour un thème d'expansion. De nouveaux champs d'applications sont en cours de développement, Ils laissent entrevoir de nouvelles générations de biomatériaux : plus sûrs, moins invasifs, plus faciles à utiliser, présentant des propriétés thérapeutiques renforcées, et une biofonctionnalité accrue en particulier grâce à une nouvelle discipline qu'est L'ingénierie tissulaire dont l'intérêt est de combiner des protéines osteoconductrices à un biomatériau afin de faciliter la libération contrôlée et/ou pour obtenir un scaffold pour la construction osseuse .

Références bibliographiques

1. PETITE, HERVE. Réparer l'os. 2016. <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/reparer-os>,
2. SAAD, OLIVIER. Les substituts osseux allogéniques et xénogéniques : utilisation en chirurgie pré-implantaire. 2012. <https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739102>.
3. *Des biomatériaux avancés qui offrent de grandes possibilités pour les dispositifs médicaux de nouvelle génération*. 2017.
4. CLERGEAU, Dr Léon-Philippe. *Les biomatériaux de substitution osseuse en chirurgie orale Connaissances actuelles* . Université de Nantes : Unité de formation de recherche d'odontologie : <http://archive.bu.univ-nantes.fr/pollux/fichiers/download/62b6eeca>, 2005.
5. *Des biomatériaux avancés qui offrent de grandes possibilités pour les dispositifs médicaux de nouvelle génération*. 2017.
6. KHOURY, ELIAS. *Le biomatériau idéal n'existe pas !* Faculté de médecine de Lille II : <https://www.lefildentaire.com/interviews/le-biomateriau-ideal-n-existe-pas>, 2015.
7. COURTOIS, Bruno. *CRITÈRES DE CHOIX DU MATÉRIAU DE SUBSTITUTION OSSEUSE EN RÉGÉNÉRATION OSSEUSE* . UNIVERSITÉ TOULOUSE III- PAUL SABATIER : s.n., 2015.
8. Buser, D, [éd.]. *editor 20 years of guidedbone-regeneration in implant dentistry. 2nd ed.* Chicago: Quintessence Pub. Co; . 261 p. : s.n., 2009.
9. <https://lille2p1.wordpress.com/2015/08/08/ue2-tissu-squelettique-tissu-osseux>.
10. Sons, Larjava H -John Wiley&. *Oral WoundHealing:CellBiology and-Clinical Management [Internet]*. s.l. : <https://books.google.fr/books?id=erORhYIwx7AC>, 2012.
11. CATALA, Pr Martin. *Histologie : les tissus* .-Université de Sorbonne de médecine : Service d'Histologie - Embryologie, Site Pitié-Salpêtrière : <http://www.chups.jussieu.fr/polys/histo/histoP1/POLY.Chp.5.2.4.html>, -2008.
12. <https://slideplayer.fr/slide/10877726>.
13. <https://www.fifamedicalnetwork.com/fr/lessons/fractures-de-stress-pathogenese>.
14. F., CARRANZA JR et CARRANZA. *PeriodontologíaClínica de Glickman. 7e ed.* . La Havane : Inter americana et Mc Grill-Hill : s.n., 1996.
15. Pierre-Bercy-Henri-Tenenbaum-. *Parodontologie- du-diagnostic-à-la-pratique-De-Boeck-Supérieur*. 1996.
16. <https://journal-stomato-implanto.com/content/les-complements-osseux-et-alternatives-aux-complements?fbclid=IwAR2li0BSMsdnxDqInRbV0xrlcAlqCJvEScxD3sgtIJz6raywWweXx8MABvI>, — 013.
17. Laurent, Pr SEDEL. *Conférences sur LES BIOMATÉRIAUX*. l'Université Paris VII, : https://www.canalu.tv/video/universite_de_tous_les_savoirs/les_biomateriaux.1129#:~:text=Les

%20biomat%C3%A9riaux%20repr%C3%A9sentent%20une%20des,de%20tr%C3%A8s%20, 3
Octobre 2000 .

18. D., Muster. *Biomatériaux en chirurgie orale et maxillofaciale (I)*. EMC - Chirurgie orale et maxillo-faciale ;9(4):1-26 [Article 22-015-A-20]. 2014.

19. <https://www.cnrtl.fr/definition/substitution#:~:text=f%C3%A9m.,SUBSTITUTION%2C%20subst.,la%20place%20d'une%20autre>.

20. *Med Sci (Paris)* ; 33 : 60- 65. s.l:

https://www.medicinesciences.org/en/articles/medsci/full_html/2017/01/medsci20173301p60/medsci20173301p60.html#:~:text=Les%20substituts%20osseux%20servent%20%C3%A0,risque%20de%20complications%20post%20op%C3%A9ratoires,2017.

21. <https://www.alensa.fr/dictionnaire/materiauxbioinertes.html#:~:text=L'inertie%20biologique%20est%20la,de%20composants%20biologiques%20et%20environnementaux>.

22. *Med Sci (Paris)* ; 33 : 60- 65. s.l. :

https://www.medicinesciences.org/en/articles/medsci/full_html/2017/01/medsci20173301p60/medsci20173301p60.html#:~:text=Les%20substituts%20osseux%20servent%20%C3%A0,risque%20de%20complications%20post%20op%C3%A9ratoires,2017.

23. *Bioactivité Verres bioactifs*. Jonathan LAO, Jean-Marie NEDELEC. 10 avr. 2014.

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

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

26. 252–262, O. Malard et al. / *Annales d'Oto-laryngologie et chirurgie cervico-faciale* 124 (2007).

27. ffhal-01732015f, Charline Picaut. Apport des matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique dans l'aménagement des sites pré implantaires. *Sciences du Vivant [q-bio]*. 2009.

28. Mainard D. Les Substituts de l'Os, du Cartilage et du Ménisque en 2011.

29. .15, Hench LL. Bioactive materials: The potential for tissue regeneration. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1998 Sep et 41(4):511–8.

30. 1988, - Hench LL. Bioactive ceramics. *Annals of the New York academy of sciences*. et 523(1):54–71.

31. Nov, - Hench LL. The story of Bioglass. *J Mater Sci Mater Med*. 2006 et 17(11):967–78.

32. Cushnie EK, Ulery BD, Nelson SJ, Deng M, Sethuraman S, Doty SB, et al. Simple Signaling Molecules for Inductive Bone Regenerative Engineering. Chin W-C, editor. *PLoS ONE*. 2014 Jul14 et 9(7):e101627.

33. Aug, Muster D. *Biomatériaux en chirurgie orale et maxillofaciale (I)*. 2012 et 7(4).

34. Blokhuis TJ, Arts JJC. Bioactive and osteoinductive bone graft substitutes: Definitions, facts and myths. *Injury*. 2011 Sep et 42:S26–9.

35. ff dumas02494447f, Gabriel Cohen. Les cellules souches pour induire la régénération osseuse. *Chirurgie*. 2019.

36. 24, Bauer TW. Bone graft substitutes. Skeletal Radiology. 2007 Oct et 36(12):1105–7.
37. <https://dentagama.com/news/what-is-the-difference-between-osteinduction-and-osteoconduction>.
38. Moreno 1, Pedro Hernández-Cortés, Francisco Mesa, Nelson Carranza, Gintaras Juodzbals, Mariano Aguilar, Francisco O'Valle, Pablo Galindo- Slow resorption of anorganic bovine bone by osteoclasts in maxillary sinus augmentation - Epub 2012 Feb 29.
39. A. Schilling, W. Linhart, S. Filke, M. Gebauer, T. Schinke, J. Rüger, M. Amlingless- Resorbability of bone substitute biomaterials by human osteoclasts- Materials Science, Medicine Biomaterials - Published 2004.
40. —
41. —.
42. http://www.icv-bordeaux.fr/pathologies/divers/substitut_osseux.pdf, JC CURSOLLE- SUBSTITUTS OSSEUX DU appareil locomoteur .
43. LeGeros RZ, Parsons JR, Daculsi G, Driessens F, Lee D, Liu ST, et al. Significance of the porosity and physical chemistry of calcium phosphate ceramics. Biodegradation-bioresorption. Ann N Y Acad Sci. 1988 et 523:268–71.
44. Jean-Louis PARIENTE, Laurence BORDENAVE, Pierre CONORT BIOMATÉRIAUX ET GÉNIE TISSULAIRE EN UROLOGIE - PARTIE A : ASPECTS GÉNÉRAUX - CHAPITRE III : BIOMATÉRIAUX, BIOMATÉRIELS ET BIOCAMPATIBILITÉ 15 JUILLET 2006 Prog Urol, 2005, 15, 5, 887-890.
45. 2015, ALLAOUA Fadela-Etude biomécanique des effets de la géométrie d'un implant dentaire et du chargement de mastication sur le champ de contraintes dans l'os mandibulaire-BUC USTOMB 'DocBibliothèque centrale USTOMBBP 1505 EL M'Naouer USTO ORAN-.
46. G. Grégoire - Évaluation de la biocompatibilité des dispositifs médicaux utilisés en odontologie : moyens et protocoles d'expérimentation Faculté de chirurgie dentaire, 3, chemin des Maraîchers, 31062 Toulouse cedex 9, France - 07/09/11.
47. https://fr.wikipedia.org/wiki/Syst%C3%A8me_immunitaire_adaptatif#:~:text=que%20le%20receveur,-,Immunog%C3%A9nicit%C3%A9,r%C3%A9ponse%20immunitaire%20du%20syst%C3%A8me%20adaptatif.
48. Martine Allain-Regnault, « La défense tous azimuts de l'organisme, deux hypothèses sur l'origine des anticorps », Le Monde, 13 octobre 1971, p. 12.
49. http://archive.wikiwix.com/cache/index2.php?url=http%3A%2F%2Fwww.inpes.sante.fr%2F1000%2Fthemes%2Fvaccination%2Fguide%2Fpdf%2Fp1%2F03_bases_immuno.pdf.
50. Cypher TJ, Grossman JP. Biological principles of bone graft healing. J Foot Ankle Surg. 1996 Oct et <https://www.immunology.org/policy-and-public-affairs/briefings-and-position-statements/transplant-immunology>, 35(5):413–7.
51. « 31991L0689 – Directive 91/689/CEE du Conseil, du 12 décembre 1991, relative aux déchets dangereux » [(propriétés qui rendent les déchets dangereux selon la directive du Conseil européen du 12 décembre 1991).

52. Liste de déchets dangereux] (propriétés rendant les déchets toxiques, nocifs, corrosifs, irritants, cancérigènes, tératogènes et mutagènes selon la décision de la Commission européenne du 3 mai 2000).
53. Webster TJ, MacMillan A, Lamberti F, Moulton J, Geilich B. Similar healthy osteoclast and osteoblast activity on nanocrystalline hydroxyapatite of tri-calcium phosphate compared to natural bone. *International Journal of Nanomedicine*. 2014 Dec et 5627).
54. 2014, Dahabreh Z. Ability of bonegraft substitutes to support the osteoprogenitor cells: An in-vitro study. *World Journal of Stem Cells*. et 6(4):497.).
55. —.
56. <https://fr.wikipedia.org/wiki/Porosité>
57. online), Mounir El hassouni . *Biomatériaux pour la reconstruction osseuse - Université Sidi Mohamed Ben Abdellah de Fès - 2012 (mémoire)*.
58. Egli PS, Müller W, Schenk RK. Porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate cylinders with two different pore size ranges implanted in the cancellous bone of rabbits. A comparative histomorphometric and histologic study of bony). *Biomaterials*. 2005 Sep et 26(27):5474–91.
59. Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*. 2005 Sep et 26(27):5474–91.
60. J. Rouquerol et al., « Recommendations for the characterization of porous solids (Technical Report) », *Pure & Appl. Chem*, vol. 66, 1994, p. 1739–1758).
61. Catherine Picart -Biomatériaux : traitements de surface par dépôt de films minces- Laboratoire de dynamique moléculaire des interactions membranaires, CNRS UMR 5539, Université de Montpellier 2- Bulletin de la S.F.P. (155) juillet-août 2006.
62. Kim EJ, Boehm CA, Mata A, Fleischman AJ, Muschler GF, Roy S. Post micro textures accelerate cell proliferation and osteogenesis. *Acta Biomater*. 2010 Jan et 6(1):160–9.
63. Mata A, Kim EJ, Boehm CA, Fleischman AJ, Muschler GF, Roy S. A three-dimensional scaffold with precise micro-architecture and surface micro- textures. *Biomaterials*. 2009 Sep et 30(27):4610–7.
64. Massonnet C, Cescotto S. *Mécanique des matériaux*. 3. éd. Bruxelles: De Boeck-Wesmael et p., 1994. 393.
65. Dhandayuthapani B, Yoshida Y, Maekawa T, Kumar DS. Polymeric Scaffolds in Tissue Engineering Application: A Review. *International Journal of Polymer Science*. 2011 et 2011:1–19.
66. 2010, Bohner M. Resorbable biomaterials as bone graft substitutes. *Materials Today*. et 13(1):24–30.
67. Feb, Vert M. Degradable polymers in medicine: updating strategies and terminology. *Int J Artif Organs*. 2011 et ., 34(2):76–83.
68. Damien C, Parsons R. Bone graft and bone graft substitutes: a review of current technology and applications. *J Appl Biomater* 1991 et Scholar], 2 : 187–208. [Google.
69. 1999, Shors EC. Coralline bone graft substitutes. *Orthop Clin North Am et Scholar*], 30 : 599–613. [Google.

70. Daculsi G, Passuti N, Martin S, et al. Macroporous calcium phosphate ceramic for long bone surgery in humans and dogs. Clinical and histological study. *J Biomed Mater Res 1990 et Scholar*, 24 : 379–96. [Google.]
71. Bourgeois, D, Bouchard.P, et Mattout.C« Epidemiology of periodontal status in dentate adults in france, 2002-2003 ». *Journal of periodontal research* 42, no 3 (2007) : 219 27. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0765.2006.00936.x>.
72. 01/guide_methodologique_consensus_formalise.pdf, <http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2011>.
73. Les substituts osseux -Societe Francophone de Biomateriaux Dentaires-© Université Médicale Virtuelle Francophone - J. COLAT-PARROS, F. JORDANA- Date de creation du document 2009-2010-.
74. Giannoudis PV, Dinopoulos H, Tsiridis E. Bone substitutes: an update. *Injury*. nov 2005 et 3:S20-27., 36 Suppl.
75. 2003, The European market for dental bone graft substitutes. *Implant Dent* et 12(1):3-5.
76. <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/implantologie/nouvelle-greffe-osseuse-pre-implantaire-lulna-proximal/>.
77. ffdumas-00960182f, Bérengère Calvet. Place des blocs allogéniques dans les greffes préimplantaires. *Chirurgie*. 2014.
78. COLAT-PARROS J., JORDANA F., 2010) AMERICAN ACADEMY OF PERIODONTOLOGY. Glossary of Periodontic Terms. 3e ed. Chicago : American Academy of Periodontology, 1992.
79. Holtzclaw D, Toscano N, Eisenlohr L, Callan D. The safety of bone allografts used in dentistry: a review. *J Am Dent Assoc*. 2008 Sep et Review, 139(9):1192-9.
80. <https://journal-stomato-implanto.com/content/les-b%C3%A9n%C3%A9fices-de-l%E2%80%99utilisation-combin%C3%A9-des-allogreffes-particul%C3%A9es-dfdba-et-des-concentr%C3%A9s>.
81. MTF : en ligne, 2012.
82. CITAGENIX : en ligne, 2012.
83. http://www.biotech-dental.com/wp-content/uploads/2019/03/BROCHURE_GREFFON-PHOENIX-TBF_02-2019.pdf.
84. <https://www.biohorizons.com/Products/MinerOssBlend>.
85. Zhang M, Powers RM, Wolfinbarger L Jr. Effects of the demineralization process on the osteoinductivity of demineralized bone matrix. *J Periodontol*. 1997 et 1085-1092., 68:.
86. Li H., Pujic Z., Xiao Y., Bartold PM. Identification of Bone Morphogenetic Proteins 2 and 4 in Commercial De mineralized Freeze-dried bone Allograft Preparations: Pilot study. *Clin Implant Res Dent Rel Res*2000 et 110-117, 2(2):.
87. <https://journal-stomato-implanto.com/content/les-b%C3%A9n%C3%A9fices-de-l%E2%80%99utilisation-combin%C3%A9-des-allogreffes-particul%C3%A9es-dfdba-et-des-concentr%C3%A9s>.

88. Katz JM, Nataraj C, Jaw R, Deigl E, Bursac P. Demineralised bone matrix as an osteoinductive biomaterial and in vitro predictors of its biological potential. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009 et 89:127–34.
89. Wang JC, Alanay A, Mark D, Kanim LE, Campbell PA, Dawson EG, et al. A comparison of commercially available demineralised bone matrix for spinal fusion. *Eur Spine J* 2007 et 16:1233–40.
90. Docquier PL, Delloye C. Treatment of aneurysmal bone cysts by introduction of demineralised bone and autogenous bone marrow. *J Bone Joint Surg Am* 2005 et 87:2253–8.
91. Tynan JR, Schachar NS, Marshall GB, Gray RR. Pathologic fracture through a unicameral bone cyst of the pelvis: CT guided percutaneous curettage, biopsy, and bone matrix injection. *J VascIntervRadiol* 2005 et 16:293–6.
92. LIFENET HEALTH : en ligne, 2012.
93. EXACTECH : en ligne, 2012.
94. <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/products/exactech/regenaform-and-regenafil-allograft-pastes>.
95. Oct, Stevenson S. Biology of bone grafts. *Orthop Clin North Am.* 1999 et 30(4):543–52.
96. Cunningham E, Dunne N, Walker G, Maggs C, Wilcox R, Buchanan F. Hydroxyapatite bone substitutes developed via replication of natural marine sponges. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 2010 Aug et 21(8):2255–61.
97. Orsini G, Scarano A, Piattelli M, Piccirilli M, Caputi S, Piattelli A. Histologic and Ultrastructural Analysis of Regenerated Bone in Maxillary Sinus Augmentation Using a Porcine Bone-Derived Biomaterial. *Journal of Periodontology.* 2006 Dec et 77(12):1984–90.
98. Barone A, Crespi R, Aldini NN, Fini M, Giardino R, Covani U. Maxillary sinus augmentation: histologic and histomorphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 Aug et 20(4):519–25.
99. El-Sabban ME, El-Khoury H, Hamdan-Khalil R, Sindet-Pedersen S, Bazarbachi A. Xenogenic bone matrix extracts induce osteoblastic differentiation of human bone marrow-derived mesenchymal stem cells. *Regen Med.* 2007 Jul et 2(4):383–90.
100. Perrotti V, Nicholls BM, Piattelli A. Human osteoclast formation and activity on an equine spongy bone substitute. *Clinical Oral Implants Research.* 2009 Jan et 20(1):17–23.
101. Aug, Milthorpe BK. Xenografts for tendon and ligament repair. *Biomaterials.* 1994 et 15(10):745–52.
102. Yildirim M, Spiekermann H, Biesterfeld S, Edelhoff D. Maxillary sinus augmentation using xenogenic bone substitute material Bio-Oss® in combination.
103. MAINARD D, ZANARDO D, GALOIS L et DELAGOUTTE JP. Principes généraux et classification des substituts de l'os.
104. http://srvsofcot.sofcot.com.fr/Apcort/rco/rco98/84_s1/art15/art15.htm.
105. Kao ST, Scott DD. A review of bone substitutes. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2007 Nov et 19(4):513–21, vi.

106. Torres J, Tamimi F, Alkhraisat M, López-Cabarcos E, Prados-Frutos JC. Bone Substitutes. 2011 [cited 2014 Dec 8] et <http://ecienciaurjc.msdlc.com/handle/10115/5861>, Available from.
107. LIFENET HEALTH :enligne, 2012.
108. Cohen RE, Mullarky RH, Noble B, Comeau RL, Neiders ME. Phenotypic characterization of mononuclear cells following anorganic bovine bone implantation in rats. *J Periodontol*. 1994 Nov et 65(11):1008–15.
109. Misch CE, Dietsch F. How to select, use bone substitute materials in conjunction with root-form implants. *Dent Implantol Update*. 1993 Dec et 4(12):93–7.
110. Jul, Spector M. Anorganic bovine bone and ceramic analogs of bone mineral as implants to facilitate bone regeneration. *Clin Plast Surg*. 1994 et 21(3):437–44.
111. Valdrè G, Mongiorgi R, Ferrieri P, Corvo G, Cattaneo V, Tartaro GP. [Scanning electron microscopy (SEM) and microanalysis (EDS) applied to the study of biomaterials for dental use. 6]. *Minerva Stomatol*. 1995 Feb et 44(1-2):55–68.
112. Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Pecora G, Piattelli M, Orsini G, et al. Maxillary sinus augmentation with different biomaterials: a comparative histologic and histomorphometric study in man. *Implant Dent*. 2006 Jun et 15(2):197–207.
113. <https://www.shop.geistlich.fr/substituts-osseux/1-geistlich-bio-oss-s-025g-7610221010004.html>.
114. GEISTLICH BIOMATERIALS [3] : en ligne, 2012.
115. Aug, Milthorpe BK. Xenografts for tendon and ligament repair. *Biomaterials*. 1994 et 15(10):745–52.
116. <https://biocoral.com/wp-content/uploads/2019/06/Universe-of-Biocoral-VAnglaise-Doc-51-5-17-General.pdf>.
117. https://www.dentalimplantelearning.com/docs/documents/1468000962_32670634_fr_1507_catalogue_produits_symbios.pdf.
118. 1982, KRAMER GM et POLLACK R. Clinical application and histologic evaluation of microfibrillar collagen hemostat (Avitene) in periodontal surgery. *Int J Periodont Rest Dent* et 2(1):8-16.
119. Haute Autorité de Santé Substituts osseux Saint-Denis La Plaine : HAS, 2013 : . [Google Scholar].
120. Allison D, Lindberg A, Samimi B, et al. A comparison of mineral bone graft substitutes for bone defects. *US Oncol Hematol* 2011 et 38–49., 7 :.
121. Buser D. 20 years of guided bone regeneration in implant dentistry, 2nd ed. Berlin : Quintessence Publishing Co, 2009 : 272 p.
122. fhal-01732015f, Charline Picaut. Apport des matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique dans l'aménagement des sites pré implantaires. *Sciences du Vivant [q-bio]*. 2009.
123. Muster D, Vouillot J, Dubruille J. Biomateriaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillofaciale (I). *Encycl Méd Chir*. 1999 et 10), (22-014-F-.

124. Keating JF, McQueen MM. Substitutes for autologous bone graft in orthopaedic trauma. *J Bone Joint Surg Br.* 2001 Jan et 83(1):3–8.
125. Ravaglioli A, Krajewski A. *Bioceramics Materials · Properties · Applications.* Dordrecht: Springer Netherlands et 1992.
126. CNEDiMTS, HAS. *Substituts synthétiques de l'os - Avis de la.*
127. <https://fr.wikipedia.org/wiki/Frittage#:~:text=Le%20frittage%20est%20une%20des,des%20prototypes%20de%20pi%C3%A8ces%20m%C3%A9caniques.&text=%C2%AB%20Le%20frittage%20est%20la%20consolidation,de%20plusieurs%20de%20ses%20constituants%20%C2%BB>.
128. Aug, Muster D. *Biomatériaux en chirurgie orale et maxillofaciale (I).* 2012 et 7(4).
129. Hulbert SF, Young FA, Mathews RS, Klawitter JJ, Talbert CD, Stelling FH. Potential of ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. *J Biomed Mater Res.* 1970 Sep et 56., 4(3):433–.
130. Osborn JF, Newesely H. The material science of calcium phosphate ceramics. *Biomaterials.* 1980 et 1(2):108–11.
131. Passuti N, Daculsi G. *Céramiques en phosphate de calcium en chirurgie orthopédique.* Presse Med 1989 et 18:28–31.
132. Hoofendoorn HA, Renooij W, Addermans LM, Visser W, Wittibol P. Long term study of large ceramic implants in dog femora. *Clin Orthop.* 1984 et 187:281-288.
133. Winter M, Griss P, De Groot K, Taga H, Heimke G, Von Digh HJ, et al. Comparative histocompatibility testing of sven calcium phosphate ceramics and its preliminary clinical application. *Biomaterials.* 1981 et 2:159-161.].
134. Le Nihouannen D, Daculsi G, Saffarzadeh A, Gauthier O, Delplace S, Pilet P. Ectopic bone formation by microporous calcium phosphate ceramic particles in sheep muscles. *Bone.* 2005 et 36:1086-1093.
135. Habibovic P, Li J, van der Valk CM, Meijer G, Layrolle P, van Blitterswijk CA, de Groot K. 3 D microenvironment as essential element for osteoinduction by biomaterial. *Biomaterial.* 2005 et 26:23-36.
136. Wang J, Chen Y, Zhu X, Yuan T, Tan Y, Fan Y, Zhang X. Effect of phase composition on protein adsorption and osteoinduction of porous calcium phosphate ceramics in mice. *J Biomed Mater Res A.* 2014 et 102:4234-4243.
137. Miron RJ, Shuang Y, Bosshardt DD, Caballé-Serrano J, Chandad F, Zhang Y. Osteogenic gene array of osteoblast cultured on a novel osteoinductive biphasic calcium phosphate bone grafting material. *Clin Oral Investig.* 2017 et 21:801-808.
138. Nov, LeGeros RZ. Calcium phosphate-based osteoinductive materials. *Chem Rev.* 2008 et 108(11):4742–53.
139. Chu TMG, Orton DG, Hollister SJ, Feinberg SE, Halloran JW. Mechanical and in vivo performance of hydroxyapatite implants with controlled architectures. *Biomaterials.* 2002 Mar et 23(5):1283–93.
140. Feb, LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin Orthop Relat Res.* 2002 et (395):81–98.

141. Alkhraisat MH, Rueda C, Jerez LB, TamimiMariño F, Torres J, Gbureck U, et al. Effect of silica gel on the cohesion, properties and biological performance of brushite cement. *Acta Biomater.* 2010 Jan et 6(1):257–65.
142. Blom AW, Cunningham JL, Hughes G, Lawes TJ, Smith N, Blunn G, et al. The compatibility of ceramic bone graft substitutes as allograft.
143. Hench LL, Polak JM. Third-generation biomedical materials. *Science.* 2002 Feb 8 et 295(5557):1014–7.
144. 1993, LeGeros RZ. Biodegradation and bioresorption of calcium phosphate ceramics. *Clin Mater.* et 14(1):65–88.
145. Daculsi G, Malard O, Goyenvalle E. Efficacité et performance des substituts osseux pour remplacer les allogreffes et autogreffes. *ITBM-RBM* 2005 et 26:218–22.
146. Biocompatibility of Dental Materials [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg et), 2009 [cited 2014 Dec 8]. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-77782-3>.
147. K102872., Bongros-HA - FDA 510(k) Premarket Notification. K090793. Osbone DENTAL - FDA 510(k) Premarket Notification.
148. K040082., Pore-Si Bone Graft Substitute - FDA 510(k) Premarket Notification.
149. K072397., SynOssSynthetic Bone GraftMaterial - FDA 510(k) Premarket Notification.
150. TheriRidge Block, Bone Graft Substitute - FDA 510(k) Premarket Notification. K023998.
151. Costantino PD, Friedman CD, Jones K, Chow LC, Sisson GA. Experimental hydroxyapatite cement cranioplasty. *Plast Reconstr Surg.* 1992 Aug, 90(2):174–85 et 186–91, discussion.
152. Burstein FD, Cohen SR, Hudgins R, Boydston W, Simms C. The use of hydroxyapatite cement in secondary craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg.* 1999 Oct et 104(5):1270–5.
153. Gosain AK, Riordan PA, Song L, Amarante MT, Kalantarian B, Nagy PG, et al. *A 1-year study of osteoinduction in hydroxyapatite-derived biomaterials in an adult sheep model: part II. Bioengineering implants to optimize bone replacement in reconstruction of cranial defects.* *Plast Reconstr Surg.* 2004 Oct;114(5):1155–63; discussion 1164.
154. Gosain AK, Song L, Riordan P, Amarante MT, Nagy PG, Wilson CR, et al. A 1-year study of osteoinduction in hydroxyapatite-derived biomaterials in an adult sheep model: part I. *Plast Reconstr Surg.* 2002 Feb et 109(2):619–30.
155. Byrd HS, Hobar PC, Shewmake K. Augmentation of the craniofacial skeleton with porous hydroxyapatite granules. *Plast Reconstr Surg.* 1993 Jan, 91(1):15–22 et 23–6., discussion.
156. Colat-Parros J, Jordana F. Les substituts osseux. *Societe Francophone de Biomateriaux Dentaires* [Internet]. 2009 [cited 2014 Dec 8] et 013/Oct/1381485340.pdf, 2010. Available from: <http://www.medsynet.com/lib/upload/document/2>.
157. Cho YR, Gosain AK. Biomaterials in craniofacial reconstruction. *Clin Plast Surg.* 2004 Jul et 31(3):377–85, v.
158. Matsunaga K, Murata H, Shitara K. Theoretical calculations of the thermo dynamic stability of ionic substitutions in hydroxyapatite under an aqueous solution environment. *J Phys Condens Matter.* 2010 Sep 29 et 22(38):384210.

159. Byrd HS, Hobar PC. Alloplastic nasal and perialar augmentation. *Clin Plast Surg*. 1996 Apr et 26., 23(2):315–.
160. ligne], ZIMMER DENTAL. Calcitite® (page consultée le 22 septembre 2009).[En.
161. Meyer C, Chatelain B, Benarroch M, Garnier JF, Richbourg B, Camponovo T. Greffes sinusiennes massives par phosphate tricalcique. Résultats à long terme. *RevStomatol Chir Maxillofac*2009 et 110:69–76.
162. Pignatello R, editor. *Advances in Biomaterials Science and Biomedical Applications* [Internet]. InTech et biomaterials-science-and-biomedical-applications, 2013 [cited 2015 Apr 23]. Available from: <http://www.intechopen.com/books/advances-in->.
163. Alam I, Asahina I, Ohmamiuda K, Enomoto S. Comparative study of biphasic calcium phosphate ceramics impregnated with rhBMP-2 as bone substitutes. *J Biomed Mater Res*. 2001 Jan et 38., 54(1):129–.
164. Yamada S, Heymann D, Bouler JM, Daculsi G. Osteoclastic resorption of calcium phosphate ceramics with different hydroxyapatite/beta- tricalcium phosphate ratios. *Biomaterials*. 1997 Aug et 18(15):1037–41.
165. Torres J, Tamimi F, Alkhraisat M, López-Cabarcos E, Prados-Frutos JC. Bone Substitutes. 2011 [cited 2014 Dec 8] et <http://ecienciaurjc.msillc.com/handle/10115/5861>, Available from.
166. Dorozhkin SV. Biphasic, triphasic and multiphasic calcium orthophosphates. *Acta Biomaterialia*. 2012 Mar et 8(3):963–77.
167. <https://www.medicalexpo.fr/prod/teknimed/product-70291-499912.html>, (.
168. Mirtchi AA, Lemaître J, Munting E. Calcium phosphate cements:study of the beta-tricalcium phosphate--dicalcium phosphate--calcite cements. *Biomaterials*. 1990 Mar et 11(2):83–8.
169. Drosos GI, Babourda E, Magnissalis EA, Giatromanolaki A, Kazakos K, Verettas DA. Mechanicalcharacterization of bonegraft substitute ceramiccements. *Injury*. 2012 Mar et 43(3):266–71.
170. HAS, Avis de la Commission du 26 mars 2003 relatif aux substituts synthétiques de l'os. et <http://www.has-sante.fr>, 2003.
171. Avis de la Commission du 20 octobre 2004 relatif à CEMENTEK, ciment osseux phosphocalcique. HAS et <http://www.has-sante.fr>, 2004.
172. Liverneaux P, vernet P, Robert C, Diacono P. Cement pinning of osteo porotic distal radius fractures with an injectable calcium phosphate bone substitute : report of 6 cases. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2006 et 16:10-16.
173. Liverneaux P, Khallouk R. Calcium phosphate cement in wrist arthodesis : three cases. *J OrthopSci*2006 et 11:289-293.
174. 2003, Liverneaux P. Utilisation d'un ciment phospho-calcique dans le traitement de la dysplasie fibreuse. *Revue de chirurgie orthopédique* et :532-536, 89.
175. édition, Mainard D. Les substituts osseux et du cartilage en 2007. Paris:Romillat et 2007, 154p.

176. Chris Arts JJ, Verdonschot N, Schreurs BW, Buma P. The use of a bioresorbable nano-crystalline hydroxyapatite paste in acetabular bone impaction grafting. *Biomaterials* 2006 et 27:1110–8.
177. Götz W, Gerber T. Immunohistochemical characterization of nanocrystalline hydroxyapatite silica gel (NanoboneR) osteogenesis: a study on biopsy from human jaws. *Clin Oral Implants Res* 2008 et 19:1016–26.
178. Adresse: http://www.voneo.fr/ostim/pdf/ostim_brochure.pdf, HARAEUS. (page consultée le 22 septembre 2009). Ostim®. [En ligne].
179. Maeda ST, Bramane CM, Taga R, Garcia RB, Moraes IG de, Bernadineli N. Evaluation of surgical cavities filled with three types of calcium sulfate. *Journal of Applied Oral Science*. 2007 et 15(5):416–9.
180. Jul, Coetzee AS. Regeneration of bone in the presence of calcium sulfate. *Arch Otolaryngol*. 1980 et 106(7):405–9.
181. Lee GH, Khoury JG, Bell J-E, Buckwalter JA. Adverse reactions to Osteo Set bone graft substitute, the incidence in a consecutive series. *Iowa Orthop J*. 2002 et 22:35–8.
182. Robinson D, Alk D, Sandbank J, Farber R, Halperin N. Inflammatory reactions associated with a calcium sulfate bone substitute. *Ann Transplant*. 1999 et 4(3-4):91–7.
183. Stéphanie FERNANDEZ, Paul TRAMINI, Philippe GIBERT. Alvéolyse post extractionnelle et membrane résorbable : étude clinique.
184. Kao ST, Scott DD. A review of bone substitutes. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2007 Nov et 19(4):513–21, vi.
185. <https://pocketdentistry.com/8-hard-tissue-surgery-and-bone-grafting>.
186. <https://www.nature.com/articles/4801306>.
187. http://docnum.univlorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2009_PICAUT_CHARLINE.pdf.
188. Appliquées, Lefebvre L. Développement de bioverre poreux ostéoinducteurs pour application à l'orthopédie et à l'ingénierie tissulaire [Doctorat]. [Lyon]: Institut National des Sciences et 2007.
189. Vrouwenvelder WC, Groot CG, de Groot K. Behaviour of fetal rat osteoblasts cultured in vitro on bioactive glass and nonreactive glasses. *Biomaterials*. 1992 et 13(6):382–92.
190. Xynos ID, Hukkanen MV, Batten JJ, Buttery LD, Hench LL, Polak JM. Bioglass 45S5 stimulates osteoblast turnover and enhances bone formation In vitro: implications and applications for bone tissue engineering. *Calcif Tissue Int*. 2000 Oct et 67(4):321–9.
191. Xynos ID, Edgar AJ, Buttery LD, Hench LL, Polak JM. Gene-expression profiling of human osteoblasts following treatment with the ionic products of Bioglass 45S5 dissolution. *J Biomed Mater Res*. 2001 May et 55(2):151–7.
192. Xynos ID, Edgar AJ, Buttery LD, Hench LL, Polak JM. Ionic products of bioactive glass dissolution increase proliferation of human osteoblasts and induce insulin-like growth factor II mRNA expression and protein synthesis. *BiochemBiophysResCommun*. 2000 Sep.
193. Yuan H, de Bruijn JD, Zhang X, van Blitterswijk CA, de Groot K. Bone induction by porous glass ceramic made from Bioglass (45S5). *J Biomed Mater Res*. 2001 May 1 et 58(3):270–6.

194. Oonishi H, Kushitani S, Yasukawa E, Iwaki H, Hench LL, Wilson J, et al. Particulate bioglass compared with hydroxyapatite as a bone graft substitute. Clin OrthopRelatRes. 1997 Jan et (334):316–25.
195. Nicolodi L, Sjölander E, Olsson K. Biocompatible Ceramics-An Overview of Applications and Novel Materials. Course 2B1750-Smart Electronic Materials. 2004.
196. Vogel M, Voigt C, Gross UM, Müller-Mai CM. In vivo comparison of bioactive glass particles in rabbits. Biomaterials. 2001 Feb et 22(4):357–62.
197. Piotrowski G, Hench LL, Allen WC, Miller GJ. Mechanical studies of the bone bioglass interfacial bond. Journal of Biomedical Materials Research. 1975 Jul et 9(4):47–61.
198. Stanley HR, Hall MB, Clark AE, King CJ, Hench LL, Berte JJ. Using 45S5 bioglass cones as endosseous ridge maintenance implants to prevent alveolar ridge resorption:a 5-year evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997 Feb et 12(1):95-105.
199. Avis de la Commission du 20 octobre 2004 relatif à CEMENTEK, ciment osseux phosphocalcique. HAS et <http://www.has-sante.fr>, 2004.
200. 2003, Liverneaux P. Utilisation d'un ciment phospho-calcique dans le traitement de la dysplasie fibreuse. Revue de chirurgie orthopédique et :532-536, 89.
201. Connie M. Kracher, PhD, MSD.Concepts actuels en implantologie dentaire : évaluation clinique en prévention de la mucosite péri-implantaire, de la péri-implantite et de la défaillance des implants. 11/06/2018.
202. xénogénique, Substituts osseux allogénique et.
203. <https://journal-stomato-implanto.com/content/les-complements-osseux-et-alternatives-aux-complements>, Dr Pierre BRAVETTI. Complements osseux et alternatives aux complements osseux Parution LS 67 - Septembre 2015.
204. Maitres de Conférences, Praticien Hospitalier , Docteur d'Université Paris Descartes Ancien Doyen de la Faculté d'Odontologie de Nancy, Directeur du Collegium Santé de l'Université de Lorraine.
205. 32, Livre clé de succès en implantologie page.
206. 155, Livre greffe osseuse et implant page.
207. 32, Livre clé de succès en implantologie page.
208. MedicineKeyFastestMedicine Insight Engine | : Le comblement du sinus maxillaire.May 22, 2017.
209. Renvert S, et al.: Clin Oral Implants Res 2012 et 84-94., 23 Suppl 6:.
210. Aghazadeh A, et al. J Clin Periodontol2012 et 666-73., 39(7):.
211. Schwarz F, et al. J Clin Periodontol2009 et 807-14., 36(9):.
212. <https://www.geistlich.fr/fr/dentaire/domaines-therapeutiques/peri-implantite/traitement-regeneratif-de-la-peri-implantite>.

213. MATTOUT PAUL et MATTOUT CATHERINE. Les thérapeutiques parodontales et implantaire. Quintessence Internationale, 2003.
214. osseuse, Bases biologiques et cliniques de la reconstruction.
215. Kilani BOUSSETTA, Sarra JAOUA .Régénération osseuse guidée dans le secteur antérieur.
216. CARRANZA JR et CARRANZA F.Periodontología Clínica de Glickman. 7e ed. La Havane : Inter americana et Mc Grill-Hill, 1996.
217. 52, Livre parodontologie et dentisterie implantaire page.
218. GITELIS S, PIASECKI P, TURNER T, et coll. Use of a calcium sulfate-based bonegraft substitute for benign bone lesions.Orthopedics 2001 et 24(2):162-166.
219. 132, Livre prothèse fixée et parodonte page.
220. PAYEMENT G, CARIOU JL, CANTALOUBE D et BELLAVOIR A. Pertes de substance des maxillaires. EncyclMédChir (Paris), Stomatologie, 22-087-E-10, 1995, 20.
221. Vignoletti et al., « Surgical protocols for ridge preservation after tooth extraction.
222. Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé, « Prescription des antibiotiques en pratique bucco-dentaire », 2011.
223. American society of anesthesiologists, « Classification ASA », 1941.
224. Pierre Genon, Christine ROMAGNA-GENON .Le traitement parodontal raisonné.
225. ., J.-F TULASNE. J.-F ANDREANI .Livre :Réussir les greffes osseuses en implantologie.
226. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Renouard F. Complications et échec de l'ostéointégration. J ParodontolImplantol Orale, 1996 et 15:285-314.
227. implant.pdf, Mémento.
228. CHOUKROUN J, BELVEZE C, GIRARD MO, et coll. Sinus-lifts : comment éviter la contamination per-opératoire systématique ? Parodont Dent Rest 2004 et :131-135, 13(2).
229. 1994, HEASMAN PA et SEYMOUR RA. Pharmacological control of periodontaldisease. I. Antiplaque agents. J Dent et 22(6):323-335.
230. PERISSE J, BARES M, AIT TOUDGHI A, et coll. Centre de recherche implantaire Atoll. <http://membres.lycos.fr/atollimplant/sinuslift.htm>).
231. <https://www.geistlich.fr/fr/dentaire/further-sites/qualite-securite/dispositifs-de-substitution-osseuse>.
232. MaxillofacSurg1986, ERIKSSON RA et ADELL R. Temperaturesduringdrilling for the placement of implants using the osteointegration technique. Oral et 44(1):4-7.
233. 1992, TOLMAN DE et LANEY WR. Tissue-integratedprosthesis complications. Int J Oral Maxillofac Implants et 7(4):477-484.
234. REGEV E, SMITH RA, PERROTT DH et POGREL MA. Maxillary sinus complications related to endosseous implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995 et 10(4):451-461.

235. les-greffes-osseuses-implantologie/reussir/quintessence-international/Livre/6557.
236. DAVARPANAH M, MARTINEZ H, KEBIR M et TECUCIANU JM. Manuel d'implantologie clinique. Collection JPIO. Paris : CDP, 1999.
237. ANAGNOSTOU F, SAWAF H, BOUCHARD P et OUHAYOUN JP. Cavité buccale et sénescence : chirurgie buccale chez la personne âgée. Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-433-A-10, 2000, 4.
238. osseux.[http://www.anaes.fr/anaes/Publications.nsf/nPDFFile/RA_APEH3YFLVS/\\$File/substit.pdf](http://www.anaes.fr/anaes/Publications.nsf/nPDFFile/RA_APEH3YFLVS/$File/substit.pdf)? OpenElement, AGENCE-NATIONALE-D'ACCREDITATION-ET-D'ÉVALUATION-EN-SANTE.Les substituts.
239. <http://thesesante.ups-tlse.fr/485/1/2014TOU33023.pdf>.
240. Savey M., Baron T. 1994. La BSE : un risque pour la santé publique ? Rev Med Vet145: 819-827.
241. MAINARD D, MERLE M et DELAGOUTTE JP. Actualités en Biomatériaux. Paris : Romillat, 1996:247-255.
242. GALOIS L, MAINARD D, COHEN P, et coll. Filling of bone defects with tricalcium phosphate beta in traumatology. Ann Chir 2000 et 125(10):972-981.
243. LOUISE F, CUCCHI J, FOUQUE-DERUELLE C et LIEBART MF. Traitements chirurgicaux des poches parodontales. Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-445-G-10, 2003,.
244. PERISSE J, BARES M, AIT TOUDGHI A, et coll. Centre de recherche implantaire Atoll. <http://membres.lycos.fr/atollimplant/sinuslift.htm>.
245. BERT M. Complications et échecs en implantologie. Paris : CDP, 1994 : 75.
246. Ben Slama L. Greffes osseuses autologues, allogreffes et biomatériaux. RevStomatol Chir Maxillofac2005 et 106:133-5.
247. Sierra DH, Saltz R. Surgical adhesives and sealants. Lancaster : Technomic Publishing et 1996, 247p.
248. Earthman JC, Li Y, Vanschoiack LR, Sheets CG, Wu JC. Reconstructive materials and bone tissue engineering in implant dentistry. Dent Clin N Am 2006 et 50:229-44.
249. Surg2003, Pou AM. Update on new biomaterials and their use in reconstructive surgery. Curr Opin Otolaryngol Head Neck et 240-4., 11:.
250. 2007, Precheur HV. Bone graft materials. Dent Clin N Am et 51:729-46.
251. Lendlein A, Kratz K, Kelch S. Smart implant materials. Med Device Technol 2005 et 261, 16:12-4.
252. Device Technol 2008, — Williams D. Defining nanotechnology. Med et 19:8, 10.
253. Jenvrin J, Devaux T, Auffret Y, Ansquer S, Rerolle JM, Tetreault S, et al. Colles synthétiques : une alternative aux sutures. Rev Prat Méd Gén 2004 et 18:1251-4.
254. Glise JM, Monnet-Corti V, Borghetti A. Traitement des lésions intraosseuses à l'aide de protéines dérivées de la matrice amélaire. Rapports de 35 sites à 1 an. J Parodont Implant Oral 2001 et 20:247-53.

255. Isenberg BC, Wong JY. Building structure into engineering tissues. *Materialstoday*2006 et 9:54–60.
256. *Materialstoday*2008, Stevens MM. Biomaterials for bone tissue engineering. et 11:18–21.
257. Wang X, Kim HJ, Wong C, et al. Fibrous proteins and tissues engineering. *Materials today* 2006 et 9:44–53.
258. 1996, Hubbell JA. In situ material transformation in tissue engineering. *MRS Bull* et :33–5., 21.
259. Gutermann, Roy, et Bégué. « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ?
260. Lobo et Arinze, « Biphasic calcium phosphate ceramics for bone regeneration and tissue engineering applications ».
261. <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/reparer-os>, HERVE PETITE – 2016 - Réparer l'os - Université Paris Diderot - Laboratoire de bioingénierie et biomécanique ostéoarticulaire -.
262. CARVALHO VA, TOSELLO DDE O, SALGADO MA et GOMES MF. Histomorphometric analysis of homogenous demineralized dentin matrix as osteopromotive material in rabbit mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 et 19(5):679-686.
263. GITELIS S, PIASECKI P, TURNER T, et coll. Use of a calcium sulfate-based bonegraft substitute for benign bone lesions. *Orthopedics* 2001 et 24(2):162-166.
264. *Maxillofac Surg*1986, ERIKSSON RA et ADELL R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osteointegration technique. *Oral et* 44(1):4-7.
265. <https://celluloyd.tumblr.com/post/169281533956/types-de-tissus-osseux-les-tissus-osseux-sont-des/embed>.
266. BIOMET : en ligne, 2012.
267. BIOCORAL [2] : en ligne, 2012.
268. <https://www.dentalsolutions.cc/shop/synthograft-1-0g-500-1000/>.
269. <https://www.ceraver.com/calciresorb/#1596617872845-41bc6f05-07706c90-c2ef3804-3f1e>.
270. :www.dentalproductshopper.com/perioglas, DENTAL PRODUCT SHOPPER. (Page consultée le 22 septembre 2009). Buttlerperioglass®. Adresse.
271. Degradable solutions AG, « Guidorbonegraft substitute », 2009.

Résumé

Les greffes autologues ont longtemps constitué la technique de choix pour pallier les pertes de substances osseuses ; Depuis, l'essor des substituts osseux ; allogéniques ; xénogéniques et synthétiques a permis de réduire le recours aux autogreffes dans un nombre croissant d'indications. En effet, ces substituts osseux permettent de réduire la durée et la morbidité des interventions.

Il appartient au chirurgien de bien connaître les propriétés, avantages et inconvénients de chacune de ces familles de substitut et de faire l'analyse de la perte osseuse avant de décider de son mode de comblement. Le choix d'un substitut tiendra compte des propriétés spécifiques de sa famille d'appartenance et du rapport avantages/inconvénients qui lui est propre. La taille et la forme seront choisies en fonction des spécificités de l'indication, du volume à combler du site d'implantation.

La possibilité de reconstruire un substitut osseux proche de l'os naturel, n'est pas une utopie et constitue un enjeu passionnant pour la recherche en ingénierie tissulaire.

MOTS CLES : Substitut osseux – Régénération – Biomatériau -Biocompatibilité - Ostéoinduction.

Abstract

Autologous grafts have long been the gold standard for palliating bone loss; since then, the rise of bone substitutes; allogeneic; xenogeneic and synthetic has reduced the need for autografts in a growing number of indications. Indeed, these bone substitutes may reduce duration and morbidity of procedures.

Surgeons must be aware of the properties, advantages, and disadvantages of each of these families of substitutes and to analyze the bone loss before deciding on its filling method. The choice of a substitute will depend on both specific properties of its family and its own advantages/disadvantages ratio. The size and shape will be chosen according to the specificities of the indication, the volume to be filled and the implantation site.

The possibility of coming up with a substitute which is close enough to natural bone is not utopian but remains a real challenge for researchers in tissue engineering.

Annexe

Questionnaire

Chers Dr,

Etudiants en 6eme année médecine dentaire à la faculté de médecine Tizi-Ouzou, sommes entrain de préparer notre mémoire de fin d'étude intitulé « les biomatériaux de la substitution osseuse en chirurgie orale ».

Dans ce cadre, on vous remercie de bien vouloir consacrer quelques minutes pour répondre ce questionnaire ci-dessous. Vos réponses sont anonymes.

1. **Vous êtes un :**

- Chirurgien dentiste généraliste
- Prosthodontiste
- Orthodontiste
- Implantologiste
- Parodontologiste
- Pathologiste
- Endodontiste
- Chirurgien maxillo-faciale

2. **Vous exercez dans quel secteur ?**

- Etatique
- Privé

3. **depuis quand ?**

4. **Vous êtes installés dans quelle commune?**

5. **Connaissez-vous c'est quoi un biomatériau de substitution osseuse ?**

⊗ Non

⊙ Oui!

6. **Avez-vous utilisé un biomatériau de substitution osseuse dans votre pratique ?**

⊗ Si Non!

7. **Pourquoi?**

⊙ Si Oui !

8. **Quel est le meilleur biomatériau de substitution osseuse que vous avez utilisé ?et Pourquoi ?**

9. **Vous les utilisez dans le cadre de traitement :**

- Pré-prothétique
- Pré-implantaire
- Parodontale
- Endodontique
- Chirurgie maxillo-faciale

10. **Le résultat souhaité est obtenu après combien du temps ?**

11. **Sur une échelle de 1 à 10, quel est votre degré de satisfaction ?**

Insatisfait → Satisfait

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

12. **Trouvez vous que leurs prix sont :**

- Pas chers
- Abordables
- Chers

13. **Comment jugez-vous la disponibilité de ces biomatériaux ?**

- Peu disponibles
- Moyennement disponibles
- Largement disponibles

14. **La situation sanitaire a-t-elle un impact sur le marché de ces biomatériaux ?**

- Non, aucun impact.
- Si Oui ! Sur quel plan ?

15. **Pensez-vous qu'un biomatériau de substitution osseuse est la meilleure alternative a l'autogreffe osseuse ?**

- Non
- Oui