

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne Démocratique et Populaire
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE MUSTAPHA STAMBOULI

MASCARA



جامعة مصطفى اسطمبولي
معسكر

Faculté des Sciences et de la Technologie
Département DE GENIE MECANIQUE

THESE de DOCTORAT 3^{ème} Cycle

Filière : Génie Mécanique
Spécialité : Construction Mécanique

Intitulée :

Analyse numérique tridimensionnelle des implants dentaires sous différents chargements

Présentée par : MERZOUK Hassen

Soutenu le : 02/02/2026 à 14h00 devant le jury composé de :

Président	DRAI Ahmed	MCA	Université de Mascara
Encadreur	HABIBI Samir	Pr	Université de Sidi Bel-Abbès
Co-encadreur	BOUTABOUT Bénali	Pr	Université de Sidi Bel-Abbès
Examineur	AISSA Abderrahmane	Pr	Université de Mascara
Examineur	HADJ MOSTEFA Adda	Pr	Université de Relizane
Examineur	ZAIM Abdelnour	MCA	Université de Mascara
Invité	Garda Salah	Dr	Université de Constantine 3

Année Universitaire : 2025-2026



Dédicace

*Je dédie ce travail à mes parents, que Dieu protégera toujours et dont il
veillera à la préservation.*

*Je dédie également ce travail à ma femme et à mes enfants, que Dieu les
protège : Anfel, Mouhammed et Firdaws.*

*À mes frères et à tous les professeurs qui ont supervisé cette thèse, ainsi
qu'à tous ceux qui m'ont enseigné tout au long de mon parcours
universitaire.*

À ma famille élargie.

*À mes camarades d'enfance, en particulier à tous nos collègues de génie
mécanique de la promotion 2018.*

Je dédie ce travail.

Ph.D. H. Merzouk

Remerciements

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

﴿ رَبِّ أَوْزِعْنِي أَنْ أَشْكُرَ نِعْمَتَكَ الَّتِي أَنْعَمْتَ عَلَيَّ وَعَلَىٰ وَالِدَيَّ وَأَنْ أَعْمَلَ

صَالِحًا تَرْضَاهُ وَأَدْخِلْنِي بِرَحْمَتِكَ فِي عِبَادِكَ الصَّالِحِينَ ﴾ ﴿ صَدَقَ اللَّهُ الْعَظِيمُ

سورة النمل (الآية 19)

Notre remerciement s'adresse en premier lieu à **Allah** Tout-Puissant pour les bienfaits de santé, de bien-être, de patience et de réussite qu'il nous a accordés dans la réalisation de cette thèse.

Nous adressons également nos sincères remerciements à notre directeur de thèse, le professeur **HABIBI Samir**, et à notre co-directeur de thèse, le professeur **BOUTABOUT Ben Ali**, pour leur aide précieuse. Nous leur sommes reconnaissants pour leur soutien, leur compréhension et leurs encouragements continus.

Nous adressons également nos sincères remerciements au président du jury, le professeur **DRAI Ahmed**, et aux **membres du jury** pour avoir accepté d'évaluer cette thèse et pour leur généreuse présence et leur soutien.

Nous remercions à tous **les membres du jury** qui ont accepté de juger notre travail, à tous **les professeurs de la Faculté des Sciences et Technologies**, ainsi qu'à tous les **administrateurs** qui ont contribué à notre formation.

Enfin, nous tenons à exprimer notre reconnaissance à tous nos amis et collègues pour le soutien moral et matériel.

Ph.D. H. Merzouk

الملخص :

هدفت هذه الدراسة إلى فحص ظاهرة ومشكلة يواجهها أطباء الأسنان هي امتصاص (ارتشاف) وترقق العظم القشري حول غرسات الأسنان أثناء التحميل الفوري لقوى المضغ المختلفة الثلاثية الأبعاد حيث تؤدي هذه الظاهرة في نهاية إلى فشل غرسات الأسنان مع مرور الوقت و كان الهدف الرئيسي لدراستنا هو تحديد سبب هذا الامتصاص من خلال تحليل إجهادات فون ميزس والنظامية و التشوهات للعظم القشري حيث تم إجراء الدراسة بطريقتين : **الدراسة التجريبية** أنجزت في عيادة طب وجراحة الأسنان تم اختيار عينة مكونة من 15 مريضاً (8 رجال و 7 نساء) بمتوسط عمر يبلغ حوالي 34 عامًا , تطلّب هؤلاء المرضى زراعة غرستين سنيتين (إجمالي 30 غرسة للعينة بأكملها) , أجريت القياسات قبل وبعد 05 أشهر من زراعة الغرسات. شملت قياس متوسطات (أبعاد ومعدل ارتشاف و كثافة) العظم القشري حول الغرسة , وقياس قيم قوة وكفاءة المضغ للمرضى تجريبيا في العيادة. أجريت هذه القياسات باستخدام CBCT وبرنامج WhiteFox و برنامج SPSS الإحصائي. أما **الدراسة التحليلية العددية الثلاثية الأبعاد** تمت باستخدام طريقة **FEM** لمكونات الزرعة السنية بواسطة برنامج ANSYS , تم اختيار مجموعة من المواد أبرزها : زرعة تيتانيوم النوع 4 (Ti-6Al-4V) ودعامة من مادة L304 وتاج أسنان مصنوع من مادة بوليمر الكاتيكول، تم تصنيعه في مخبر الطباعة ثلاثية الأبعاد (DLP) , حيث تم توصيف مادة التاج باستخدام الدوبامين، و 4،3- ثنائي هيدروكسي فينيل ألانين (DOPA) والكاتيكول كماد خام لتخليق مونومر قابل للبلورة عن طريق التفاعل مع أنهيدريد الميثاكريليك DMA و تم تصنيع (EBPDMA) في تركيبات مختلفة للطباعة ثلاثية الأبعاد و تم تصنيع بوليمرات مُنشّطة بالكاتيكول (DMF) عن طريق بلورة الجذور الحرة لـ (DMA) و (MMA) وتم توصيفهم باستخدام مطيافية GPC و FT-IR و ¹H-NMR و ¹³C-NMR و قُيِّمت الخواص الميكانيكية عن طريق اختبارات الضغط والانكماش والانحناء والصلابة باستخدام جهاز اختبار عالمي (UTM) يُحاكي ظروف الفم عند درجة حرارة 37 درجة مئوية ورطوبة 100%. وحللت النتائج مما أتاح تقييمًا دقيقًا لتوزيع الإجهاد عند نقاط التلامس بين جميع مكونات الزرعة السنية , حددت هذه الدراسة جميع الإجهادات (إجهادات فون ميزس و النظامية و التشوهات) التي تظهر على غرسة الأسنان والعظم المحيط بها وهي تحت تأثير الأحمال الفورية حيث طبقت قوة إطباق محورية عموديًا تراوحت من الأقصى 250 نيوتن إلى الأدنى 180 نيوتن . و القوى المطبقة في الاتجاه اللساني 67.2 نيوتن و 93.5 نيوتن في الاتجاه الميزي الديناميكي البعيد و طبقت قوة 120 نيوتن بشكل مائل بالنسبة للعمود الفقري بزاوية 75 درجة و تم نمذجة العظم الإسفنجي والعظم القشري على أنهما متساوي الخواص عرضيًا و عموديًا و أجريت تحليلات الإجهاد على جميع مكونات غرسة الأسنان وقورنت عدديا بدراسة أوغوز عام 2006 و قورنت شكليا فقط مع التشوهات التي حدثت لدى المرضى تجريبيا في عيادة الأسنان.

الكلمات المفتاحية: بوليمر الكاتيكول ؛ الطباعة ثلاثية الأبعاد DLP ؛ التحميل الثلاثي الأبعاد ؛ إجهاد فون ميزس ؛ التشوهات ؛

سمك وامتصاص العظم القشري ؛ CBCT .

Résumé :

Cette étude visait à examiner un phénomène et un problème rencontrés par les dentistes : la résorption et l'amincissement de l'os cortical autour des implants dentaires lors de la mise en charge immédiate de diverses forces masticatoires tridimensionnelles. Ce phénomène conduit à terme à l'échec de l'implant. L'objectif principal de notre étude était de déterminer la cause de cette absorption en analysant la Contrainte de Von-Mises, Normale et la Déformation de l'os cortical. L'étude a été menée selon deux méthodes : **une étude expérimentale** réalisée dans un cabinet dentaire. Un échantillon de 15 malades (8 hommes et 7 femmes) d'un âge moyen 34 ans . Ces malades nécessitaient 02 implants dentaires (total de 30 implants pour l'ensemble de l'échantillon). Des mesures ont été effectuées avant et 5 mois après la pose des implants. Elles comprenaient la mesure de la moyenne (dimensions, taux de absorption et densité) de l'os cortical autour de l'implant, ainsi que la mesure expérimentale de la force et de l'efficacité masticatoires des malades au cabinet. Ces mesures ont été réalisées à l'aide de la (CBCT), du logiciel WhiteFox et du logiciel statistique SPSS. **L'analyse numérique tridimensionnelle** a été réalisée par la méthode (FEM) pour les composants d'implants dentaires, à l'aide du logiciel ANSYS. Différents matériaux ont été sélectionnés, notamment un implant en titane de type 04 (Ti-6Al-4V), un pilier en 304L et une couronne en polymère de catéchol fabriquée par impression 3D (DLP). Le matériau de la couronne a été caractérisé à partir de dopamine, de 3,4-dihydroxyphenylalanine (DOPA) et de catéchol, utilisés comme matières premières pour la synthèse d'un monomère polymérisable par réaction avec l'anhydride méthacrylique (DMA). L'EBPDMA a ensuite été synthétisé selon différentes formulations pour l'impression 3D. Les polymères activés par le catéchol (DMF) ont été synthétisés par polymérisation radicalaire du DMA et du MMA et caractérisés par spectroscopie GPC, FT-IR, (¹H-RMN) et (¹³C-RMN). Leurs propriétés mécaniques ont été évaluées par des essais de compression, de retrait, de résistance à la flexion et de rigidité. Un dispositif d'essai universel (UTM) simule les conditions buccales à une température de 37 °C et une humidité relative de 100 %. L'analyse des résultats a permis une évaluation précise de la distribution des contraintes aux points de contact entre tous les composants de l'implant dentaire. Cette étude a permis d'identifier toutes les contraintes (de Von-Mises, Normale et de Déformation) apparaissant sur l'implant dentaire et l'os environnant sous l'effet de charges instantanées. Une force occlusale axiale, d'une intensité maximale de 250 N et minimale de 180 N, a été appliquée verticalement. Les forces appliquées étaient de 67,2 N dans la direction linguale et de 93,5 N dans la direction mésotrope dynamique distale. Une force de 120 N a été appliquée obliquement à la colonne vertébrale selon un angle de 75°. L'os spongieux et l'os cortical ont été modélisés comme isotropes transversalement et verticalement. Des analyses de contraintes ont été réalisées sur tous les composants de l'implant dentaire et comparées numériquement à l'étude d'Oguz de 2006 et morphologiquement aux déformations observées expérimentalement chez des patients en clinique dentaire.

Mots-clés : Polymère de Catéchol ; Impression 3D DLP ; Chargement 3D ; Contrainte de Von-Mises ; Déformations ; Epaisseur et Résorption de l'Os Cortical ; CBCT.

Abstract:

This study aimed to examine a phenomenon and a problem encountered by dentists: the resorption and thinning of cortical bone around dental implants during the immediate loading of various three-dimensional masticatory forces. This phenomenon ultimately leads to implant failure. The main objective of our study was to determine the cause of this resorption of cortical bone by analyzing the Von- Mises stress, Normal, and deformation. The study was conducted using two methods: **an experimental study** carried out in a dental office. A sample of 15 patients (8 men and 7 women) with a mean age of 34 years. These patients required two dental implants (for a total of 30 implants in the entire sample). Measurements were taken before and 5 months after implant placement. These measurements included the average (dimensions, absorption, and density) of the cortical bone surrounding the implant, as well as experimental measurements of patients' masticatory strength and efficiency in the dental office. These measurements were performed using CBCT, WhiteFox software, and SPSS statistical software. **Three-dimensional numerical analysis** was performed using the method (FEM) for the dental implant components with ANSYS software. Various materials were selected, including a type 04 titanium implant (Ti-6Al-4V), a 304L abutment, and a catechol polymer crown fabricated by 3D printing (DLP). The crown material was characterized using dopamine, 3,4-dihydroxyphenylalanine (DOPA), and catechol, which served as raw materials for the synthesis of a polymerizable monomer by reaction with methacrylic anhydride (DMA). EBPDMA was then synthesized in various formulations for 3D printing. Catechol-activated polymers (DMF) were synthesized by free-radical polymerization of DMA and MMA and characterized by GPC, FT-IR, ^1H -NMR, and ^{13}C -NMR spectroscopy. Their mechanical properties were evaluated by compression, shrinkage, flexural strength, and stiffness tests. A universal testing device (UTM) simulates oral conditions at a temperature of 37°C and 100% relative humidity. Analysis of the results allowed for a precise evaluation of the stress distribution at the contact points between all the components of the dental implant. This study made it possible to identify all the stresses (Von- Mises, Normal, and deformation) appearing on the dental implant and the surrounding bone under the effect of instantaneous loads. An axial occlusal force, with a maximum intensity of 250 N and a minimum of 180 N, was applied vertically. The applied forces were 67.2 N in the lingual direction and 93.5 N in the distal dynamic mesotropic direction. A force of 120 N was applied obliquely to the spine at an angle of 75° . The cancellous and cortical bone were modeled as isotropic transversely and vertically. Stress analyses were performed on all components of the dental implant and compared numerically to the 2006 Oguz study and morphologically to the deformations observed experimentally in patients in a dental clinic.

Keywords: Catechol Polymer ; DLP 3D Printing ; 3D Loading ; Von-Mises stress ; Deformations ; Cortical Bone Thickness and Resorption ; CBCT.

Table des Matières

REMERCIEMENT	I
DEDICACE	II
RESUME	III
TABLE DES MATIERES.....	IV
LISTE DES FIGURES.....	V
LISTE DES TABLEAUX	VI
ABREVIATIONS	VII
INTRODUCTION GENERALE.....	1

Chapitre I : Revue de Littérature

Introduction	9
I.1. La phase d'évaluation pré-chirurgicale	10
I.1.1. Imagerie périapicale	11
I.1.2. Photographie panoramique PA	11
I.1.3. Imagerie céphalométrique CR	13
I.1.4. Photographie d'occlusion	14
I.1.5. Scanner conventionnel	14
I.1.6. Tomodensitométrie (TDM /CT-Scan)	15
I.1.6.1. Inconvénients du scanner (TDM / CT- Scan)	15
I.1.6.2. Avantages du scanner (TDM / CT-scan)	15
I.1.7. Scanner IRM	16
I.2. Évaluation post- opératoire	16
I.2.1. Tomodensitométrie volumique à faisceau conique tomographie CBCT	17
I.2.1.1. Comparaison de la tomodensitométrie à faisceau conique CBCT et imagerie Tomodensitométrie médicale conventionnelle (CT-Scan)	18
I.2.1.2. Types d'appareils CBCT	18
I.2.1.3. Inconvénients de la tomodensitométrie volumique à CBCT	19
I.2.1.4. Dose de rayonnement	19
I.2.1.5. Applications pratiques de l'imagerie CBCT en dentisterie	20
<i>A)- Dans le domaine des implants dentaires</i>	20
<i>B)- Dans le domaine de l'examen TMD</i>	21
<i>C)- En orthodontie</i>	21
<i>D)- Dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale</i>	21

<i>E)- En endodontie.....</i>	21
<i>F)- Dans la parodontite</i>	22
I.3. Modifications osseuses suite à la pose d'implants dentaires.....	22
I.3.1. Résorption de la marge osseuse alvéolaire et Perte osseuse crestale loos	22
I.3.1.1. Facteurs de risque de résorption osseuse marginale autour des implants	23
<i>A)- L'effet de la technique chirurgicale sur la résorption osseuse marginale</i>	23
<i>B)- L' effet du temps de charge sur la résorption osseuse</i>	23
<i>C)- L'effet de la greffe osseuse sur la résorption osseuse marginale</i>	24
<i>D)- L'effet de la distance (implant- dent) et de la distance entre deux implants sur les valeurs de résorption osseuse</i>	24
<i>E)- L'effet de la localisation de la surface de contact entre l'implant et le pilier sur la résorption osseuse marginale</i>	25
<i>F)- L'effet de la forme de la surface de contact entre l'implant et le pilier sur la résorption osseuse marginale</i>	25
<i>I)- L'effet de la charge implantaire sur la résorption osseuse marginale</i>	25
<i>J)- L'impact des facteurs liés au malade</i>	26
<i>K)- Fumeur</i>	26
<i>L)- Histoire de parodontite</i>	26
<i>M)- Diabète.....</i>	26
<i>N)- Présence de muqueuse kératinisée.....</i>	26
I.3.2. Densité osseuse	27
I.3.2.1. Classification de la densité osseuse	27
I.3.2.2. Les étapes six de résorption du densité osseuse	29
I.3.2.3. Densité osseuse radiographique.....	31
I.3.2.4. Densité osseuse et pourcentage de contact Os /Implant	32
I.4. Effet de la charge sur le succès des implants dentaires après extraction immédiate par rapport aux implants différées : une revue systématique	32
I.4.1. Résumé sur l'effet de la charge sur le succès des implants dentaires	32
I.4.2. Introduction	33
I.4.3. Objectifs	35
I.4.4. Matériel et méthodes	35
I.4.4.1. Méthodologie	35
I.4.4.2. Critères d'inclusion.....	35
I.4.4.3. Critères d'exclusion.....	36

I.4.5. Résultats du revue systématique	36
I.4.6. Discussion des résultats du revue systématique	43
I.4.7. Conclusion du revue systématique	44
I.4.7.1. Contributions au domaine.....	45
I.4.7.2. Résultats et importance	45
I.4.7.3. Limites et perspectives	45
Conclusion	46

Partie 01 : Etude Expérimentale

Chapitre II : Méthodes d'Essais et Matériaux Utilisés

Introduction	48
II.1. Échantillon d'étude	49
II.1.1. Description de l'échantillon	49
II.1.1.1. Matériels et méthodes.....	49
II.1.2. Critères de sélection des patients de l'échantillon.....	50
II.1.2.1. Critères d'inclusion	50
II.1.2.2. Critères d'exclusion	50
II.2. Matériel de recherche.....	50
II.2.1. Tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT)	50
II.2.2. Logiciel de traitement d'images radiographiques utilisé	50
II.2.3. Ordinateur utilisé pour la recherche.....	51
II.2.4. Implants dentaires utilisés	51
II.3. Méthode de travail sur le terrain.....	51
II.3.1. Phase pré-opératoire.....	51
II.3.1.1. Examen médical et clinique	51
II.3.1.2. Étude de cas.....	51
<i>A)- Réalisation de modèles en plâtre</i>	<i>51</i>
<i>B)- Réalisation d'un scanner CBCT diagnostique</i>	<i>51</i>
II.3.2. Phase chirurgicale	53
II.3.3. Phase postopératoire.....	54
II.3.3.1. L'évaluation de la densité autour des implants.....	57
II.3.3.2. Détermination de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire.....	59
<i>A)-Déterminer la section de référence comparative</i>	<i>59</i>

<i>B)-Sauvegarde et exportation des images</i>	60
II.3.4. Étude statistique	60
II.3.4.1. Calculer la puissance de la taille de l'échantillon étudiée	60
II.4. Calcul des différentes données pour l'échantillon de l'étude.....	61
II.4.1. Introduction	61
II.4.2. Détermination des différentes forces masticatoires dans l'échantillon de l'étude	61
II.4.3. Détermination des données statistiques utilisés dans l'échantillon de l'étude	62
II.4.3.1. Détermination des différents données pour l'étude.....	62
II.4.3.2. Détermination l'évolution des forces masticatoires moyennes.....	65
II.4.3.3. Détermination l'évolution du ratio moyen d'activité masticatoire et du ratio d'efficacité masticatoire.....	66
II.4.3.4. Détermination l'évolution de la force de morsure maximale moyenne	66
Conclusion et discussion	67

Chapitre III : Résultats et Discussions de la Partie Expérimentale

Introduction	72
III.1. Statistiques descriptives	72
III.1.1. Description de l'échantillon.....	72
III.1.1.1. Répartition des patients dans l'échantillon de recherche selon le sexe du malade ...	73
III.1.1.2. Moyenne arithmétique des âges des malades de l'échantillon de recherche selon le sexe.....	73
III.1.1.3. Répartition des implants dans l'échantillon de recherche selon le type de dent et l'emplacement de l'implant.....	73
III.2. Étude analytique statistique	74
III.2.1. Étude de la distance entre la jonction radiographique de l'implant et la crête alvéolaire.....	75
III.2.2. Étude de l'effet de la période étudiée sur les valeurs de la distance entre la jonction radiographique implant-pilier et la crête alvéolaire.....	75
III.2.2.1. Résultats du test T-Student pour échantillons corrélés.....	76
III.3. Étude de l'absorption osseuse	76
III.3.1.Étude de l'effet du sexe du patient sur les valeurs d'absorption osseuse dans l'échantillon de recherche.....	77
III.3.1.1. Statistiques descriptives.....	77

III.3.1.2. Résultats du test T-Student pour des échantillons indépendants	77
III.3.1.3. Étudier la relation entre les valeurs d'absorption osseuse et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche	78
III.3.1.4. Étude de l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs d'absorption osseuse dans l'échantillon de recherche	78
III.3.1.5. Résultats du test T - Student pour échantillons indépendants.....	79
III.4. Étude de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire.....	79
III.4.1. Étudier l'effet de la période de temps étudiée sur les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en fonction de la localisation mesures	80
III.4.1.1. Résultats du test T-Student pour les échantillons liés	80
III.4.1.2. Étude de l'effet du site de mesure sur les valeurs d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en fonction de la période de temps étudié.....	80
III.4.1.3. Étude de la relation entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure et de la période étudiée	83
III.4.1.4. Étudier l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure et de la période étudiée.....	84
III.4.2. Étude de l'ampleur du changement d'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire	85
III.4.2.1. Étude de l'effet du site de mesure sur les valeurs de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire	86
III.4.2.2. Étude de l'effet du sexe du patient sur les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure.....	88
III.4.2.3. Étudier la relation entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure.....	89
III.4.2.4. Étudier l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure.....	90
III.4.2.5. Étude de la relation entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et la quantité de résorption osseuse dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure.....	91

III.4.3. Étude du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire ...	92
III.4.3.1. Étude de l'effet du site de mesure sur les valeurs du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire.....	93
III.5. Étude radiographique de la densité osseuse	94
III.5.1. Résultats de la mesure des valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée	94
III.5.2. Étude de l'effet de la période de temps étudiée sur les valeurs de densité osseuse radiographique.....	95
III.5.3. Étude de l'effet du sexe du patient sur les valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée	96
III.5.4. Étude de la relation entre les valeurs de densité osseuse radiographique et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée.....	98
III.5.5. Étude de l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée.....	98
III.5.6. Étude de la relation entre les valeurs de densité osseuse radiographique et la quantité de résorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée.....	100
III.5.7. Étude de la relation entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure et de la période de temps étudiée	100
III.6. Étude de l'ampleur du changement de la densité osseuse radiographique.....	101
III.6.1. Résultats du calcul de l'ampleur du changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche	101
III.6.2. Étude de l'effet du sexe du patient sur les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche.....	102
III.6.3. Étude de la relation entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et l'âge du malade dans l'échantillon de recherche	103
III.6.4. Étude de l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche...	104
III.6.5. Étude de la relation entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et la quantité de résorption osseuse dans l'échantillon de recherche.....	105
III.7. Discussion des résultats expérimentale.....	106
III.7.1. Discuter de l'utilisation de la technologie CBCT	106

III.7.2. Discussion sur l'absorption (Résorption) osseuse.....	107
III.7.3. Discussion sur les changements de densité osseuse	111
III.7.4. Discussion des changements dans l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire	114
Conclusion	115

Partie 02 : Etude Analyse Numérique

Chapitre IV : Caractérisation , Conception et Simulation Numérique d'Implant Dentaire

Introduction	119
IV.1.Partie première : Caractérisation et fabrication du matériau de la couronne ..	121
IV.1.1. Caractérisation du matériau de la couronne d'impression 3D	121
IV.1.2. Introduction	122
IV.1.3. Matériaux et méthodes de caractérisations du matériau de la couronne	125
IV.1.3.1. Synthèse du méthacrylamide de dopamine (DMA)	126
IV.1.3.2. Caractérisation du DMA.....	127
IV.1.3.3. Préparation des résines pour l'impression 3D DLP	127
IV.1.3.4. Polymérisation du DMA et du MMA	128
IV.1.3.5. Analyse structurale des polymères.....	128
IV.1.3.6. Essais mécaniques.....	128
IV.1.4. Résultats de la caractérisation du matériau polymère catéchol	130
IV.1.5. Discussion des résultats de la caractérisation du matériau polymère catéchol.....	134
IV.1.6. Conclusion de la caractérisation du matériau de la couronne en polymère catéchol...	135
IV.1.7. Principaux notes de cette caractérisation du matériau de la couronne	136
IV.1.7.1. Contexte de l'étude	136
IV.1.7.2. Objectifs et hypothèses d'étude de caractérisation du cette matériau	136
IV.1.7.3. Méthodologie	136
IV.1.7.4. Résultats et mises à jour	137
IV.1.7.5. Discussion et interprétation	137
IV.1.7.6. Contributions	137
IV.1.7.7. Réalisations et importance.....	137
IV.1.7.8. Limites et travaux futurs	138
IV.1.7.9. Suggestions	138
IV.1.7.10. Recommandations	138

IV.2.Partie deuxième: Conception et simulation numérique 3D d'implant dentaire....	139
IV.2.1. Introduction.....	139
IV.2.2. Matériaux et leurs propriétés utilisés dans cette analyse numérique	139
IV.2.3. Détermination les dimensions des composants d'implant dentaire et les dimensions de la mâchoire	140
IV.2.4. Conception des composants de la prothèse dentaire.....	140
IV.2.4.1. Conception de la couronne	141
IV.2.4.2. Conception de l'armature	141
IV.2.4.3. Conception du pilier	141
IV.2.4.4. Conception de l'implant	142
IV.2.4.5. Conception de la mâchoire(Os cortical)	142
IV.2.4.6. Conception de la mâchoire(Os spongieux).....	142
IV.2.4.7. Représentation d'un modèle 3D dans une vue démontée et en coupe avant l'assemblage du modèle Prothèse / Implant	143
IV.2.5. Conclusion de la partie du conception des composants de prothèse dentaire	143
IV.2.6. Modélisation par la méthode FEM et le logiciel ANSYS	143
IV.2.6.1. Etude de maillage globale de la prothèse dentaire	144
IV.2.6.2. Etude du maillage des différents composants de la prothèse dentaire	145
IV.2.6.3. Etude des différent maillage et chargement sur des composants prothèse dentaire ...	145
IV.2.6.4. Conditions de chargement	145
IV.2.7. Résultats des déformation des composants de la prothèse dentaire	147
IV.2.7.1. Interprétation des résultats des déformation de la prothèse dentaire	149
IV.2.8. Détermination des distribution de la contrainte de Von-Mises dans tous les composants de la prothèse dentaire.....	149
IV.2.8.1. Interprétation des résultats des contraintes de Von-Mises.....	151
IV.2.9. Détermination des distribution de la contraintes normales dans tous les prothèse dentaire et l'implant dentaire	152
IV.2.9.1. Interprétation des résultats des contraintes normales	153
Conclusion	154
CONCLUSION GENERALE	156
SUGGESTIONS	158
RECOMMANDATIONS	158
REFERENCES	
ANNEXES	

Liste des Figures

Chapitre I : Revue de Littérature

Fig. I-1 . Les modèles osseux selon la classification de Lekholm et Zarb en 1985.....	28
Fig. I-2 . La classification de Misch 2008 du densité osseuse.	29
Fig. I-3 . Les six étapes de la résorption de la crête alvéolaire dans les mâchoires	29
Fig. I-4 . Diagramme de flux PRISMA	37
Fig. I-5 . Répartition par année de publication de l'article inclus.	38
Fig. I-6 . Répartition selon le type d'étude.	38

Partie 01 : Etude Expérimentale

Chapitre II : Méthodes d'Essais et Matériaux Utilisés

Fig. II-1 . Le scanner CBCT utilisé dans cette étude.....	50
Fig. II-2 . Le type d'implants dentaires utilisés dans cette étude	51
Fig. II-3 . L'étude de cas sur l'application	51
Fig. II-4 . Exemple pour site sélectionné pour l'implantation, à mi-chemin entre les deux dents adjacentes, avec son axe mésio-latéral parallèle à l'axe de la dent opposée..	52
Fig. II-5 . Les coupes obliques du site d'implantation sélectionné, indiquant la largeur de l'os vestibule-lingual, la longueur de l'os au-dessus du canal mandibulaire et l'angle de l'implant vestibulo-lingual. Elle indique également la surface de la zone d'étude, la moyenne arithmétique des valeurs de densité en unités Hounsfield, ainsi que les valeurs de densité maximale et minimale de la zone sélectionnée.....	53
Fig. II-6 . L'incision chirurgicale et l'exposition osseuse.....	53
Fig. II-7 . La préparation du lit de plantation.....	54
Fig. II-8 . L'insertion de l'implant dans l'os et la suture.	54
Fig. II-9 . L'interface du programme white Fox v3.1 au format MBR, montrant l'image mère 3D et les sections axiales, coronales et sagittales de l'un des cas d'étude	55
Fig. II-10 . Utiliser le filtre pour réduire l'effet de la présence de l'implant (Artifac Implant) sur la qualité de l'image.....	55
Fig. II-11 . La méthode de retrait de l'implant de la section étudiée pour faciliter et mesurer avec précision	56
Fig. II-12 . Image montrant la section étudiée sans l'implant et contenant uniquement l'os cortical	56
Fig. II-13 . Une image illustrant la méthode de mesure des variables D = la distance de la	

Liste des figures

jonction radiographique de l'implant-pilier à la crête osseuse alvéolaire, A = l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire 1 mm après la jonction précédente apicale au point B, a = l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire au milieu de l'implant au point a, l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire 1 mm de l'apex de l'implant coronairement au point C	56
Fig. II-14. La méthode de simulation d'un implant réel avec un implant d'environ la même longueur, diamètre et forme	57
Fig. II-15. L'épaisseur de la longueur totale de l'implant	58
Fig. II-16. La valeur approximative de la densité avec l'épaisseur précédemment approuvée et sur l'ensemble La longueur de l'implant, le rapport de grossissement, le niveau et la largeur de la fenêtre adoptée sont indiqués sur toutes les images.....	58
Fig. II-17. Une coupe axiale perpendicularité du plan sagittal par rapport au plan frontal au centre de l'implant.	59
Fig. II-18. Une coupe sagittale montrant la perpendicularité des plans frontal et axial au centre de l'implant	59
Fig. II-19. Une coupe frontale montrant la perpendicularité des plans sagittal et axial au centre de l'implant	60
Fig. II-20. La perpendicularité et l'intersection des trois niveaux au centre de l'implant.....	60
Fig. II-21. La répartition des sites d'implantation et la répartition des implants par région de la mâchoire	64
Fig. II-22. (a , b , c) . Les valeurs moyennes arithmétiques de l'épaisseur de l'os cortical pour tous les patients de l'échantillon avant la transplantation	64
Fig. II-23. L'évolution des forces masticatoires moyennes au cours de la période d'étude entre les malades hommes et femmes au moment de la pose de l'implant et 5 mois après la pose	65
Fig. II-24. L'évolution du ratio moyen d'activité masticatoire et du ratio d'efficacité masticatoire au cours de la période d'étude pour tous les malades des échantillons, au moment de la pose de l'implant et cinq mois après.....	66
Fig. II-25. L'évolution de la force de morsure maximale moyenne parmi tous les membres de l'échantillon étudié pendant la période d'étude, au moment de la pose de l'implant et cinq mois après	67

Chapitre III : Résultats et Discussions de la Partie Expérimentale

Fig. III-1. La répartition en pourcentage des malades dans l'échantillon de recherche selon le sexe du malade	73
--	----

Liste des figures

Fig. III-2. La moyenne arithmétique des valeurs de la distance de la jonction radiale implant-pilier à la crête osseuse alvéolaire (en mm) dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée	75
Fig. III-3. La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du malade	77
Fig. III-4. La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent et de l'emplacement de l'implant ...	78
Fig. III-5. La moyenne arithmétique des valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée et le site de mesure	79
Fig. III-6. La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure	86
Fig. III-7. La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du patient et du site de mesure	88
Fig. III-8. La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent au site de l'implant	90
Fig. III-9. La moyenne arithmétique des valeurs du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en échantillon de recherche selon le site de mesure	93
Fig. III-10. La moyenne arithmétique des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée	95
Fig. III-11. La moyenne arithmétique des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du patient et de la période étudiée	97
Fig. III-12. La moyenne arithmétique des valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche selon le type de dent, l'emplacement de l'implant et la période étudiée	99
Fig. III-13. La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du malade	102
Fig. III-14. La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent et de l'emplacement de l'implant	104

Partie 02 : Etude Analyse Numérique

Chapitre IV : Caractérisation , Conception et Simulation Numérique d'Implant Dentaire

Fig. IV-1. Le groupe fonctionnel du catéchol et l'interaction non covalente du catéchol	126
Fig. IV-2. La méthode de synthèse de l'amide méthacrylique de la dopamine (DMA).	129
Fig. IV-3. La méthode de conversion du photopolymère BPA éthoxylé à l'aide de (DMA)...	129
Fig. IV-4. La polymérisation de (P (MMA-co-DMA) en utilisant la polymérisation radicalaire	129
Fig. IV-5. Les résultats de TGA, DSC et ¹³ C-NMR du matériau bio composite	130
Fig. IV-6. Les résultats de la spectroscopie FT-IR et ¹ H-NMR (chlorhydrate de dopamine, DMA filtré de l'eau, DMA extrait avec EA).	131
Fig. IV-7. Les résultats de l'analyse des forces de compression, des résistances au retrait et de la rigidité du biomatériau étudié	131
Fig. IV-8. Analyse de 0 %, 0,25 %, 0,5 %, 1 %, 3 % et 5 % de DMA dans la résine EBPDMA pour produire un échantillon à l'aide de la technologie d'impression 3D DLP	132
Fig. IV-9. Les résultats de la spectroscopie FT-IR et ¹ H-NRM [DMA , MMA , P (MMA-co-DMA)].	133
Fig. IV-10. Les Résultats d'analyse DSC, TGA et GPC pour P (MMA-co-DMA).	133
Fig. IV-11. La prothèse dentaire étudiée. Vue 3D en coupe.....	140
Fig. IV-12. L' assemblage en perspective prothèse dentaire. Vue éclatée en coupe 3D	143
Fig. IV-13. Le globale maillage de la prothèse dentaire étudiée	144
Fig. IV-14. Le maillage de tous éléments (la couronne (a),de l'armature(b),du pilier(c), de l'implant(d) ,et de la mâchoire (os cortical et spongieux respectivement) (e) et (f).	145
Fig. IV-15. Les chargements appliqués et conditions aux limites	146
Fig. IV-16. La déformée totale de tous les corps	147
Fig. IV-17. La déformée totale de l'implant.....	147
Fig. IV-18. La déformée totale du pilier	147
Fig. IV-19. La déformée totale de la surface occlusale	148
Fig. IV-20. La déformée totale de l'armature	148
Fig. IV-21. La déformée totale de la mâchoire, os cortical (a), os spongieux (b)	148
Fig. IV-22. La contrainte de Von-Mises de la surface occlusale	149
Fig. IV-23. La contrainte de Von-Mises de la couronne	149
Fig. IV-24. La contrainte de Von-Mises de l'implant	149

Liste des figures

Fig. IV-25. La contrainte de Von-Mises du pilier	149
Fig. IV-26. La contrainte de Von-Mises de la mâchoire(Os spongieux)	150
Fig. IV-27. La contrainte de Von-Mises de la mâchoire (Os corticale)	150
Fig. IV-28. La distribution de la contrainte de Von-Mises dans tous les composants étude ...	150
Fig. IV-29. La contrainte normale de l'ensemble suivant l'axe X	152
Fig. IV-30. La contrainte normale de l'ensemble suivant l'axe Y	152
Fig. IV-31. La contrainte normale de l'ensemble suivant l'axe Z	152
Fig. IV-32. La contrainte normale sur l'implant suivant l'axe X	152
Fig. IV-33. La contrainte normale sur l'implant suivant l'axe Y	153
Fig. IV-34. La contrainte normale sur l'implant suivant l'axe Z	153

Liste des Tableaux

Chapitre I : Revue de Littérature

Tableau I-1. Présente la stratégie de PICO	36
Tableau I-2. Données pertinentes issues des études sélectionnées	39

Chapitre II : Méthodes d'Essais et Matériaux Utilisés

Tableau II-1. Les résultats de la pourcentage des forces masticatoires moyenne des malades avant et après guérison pour les groupes d'échantillons	62
Tableau II-2. La distribution des malades et l'épaisseur moyenne de l'os cortical dans toutes les régions avant la pose de l'implant dentaire (moyenne $\pm$ écart type) et 5 mois après la pose de l'implant dentaire (moyenne $\pm$ écart type) dans 4 régions de chaque mâchoire, les mesures ont été prises avec un appareil CBCT	63

Chapitre III : Résultats et Discussions de la Partie Expérimentale

Tableau III-1. Les valeurs minimales, maximales, moyennes arithmétiques et écarts types des âges des patients (en années) de l'échantillon de recherche selon le sexe du malade	73
Tableau III-2. La répartition des implants dans l'échantillon de recherche selon le type de dent et l'emplacement de l'implant	73
Tableau III-3. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la distance entre la jonction radiale de l'implant et la crête alvéolaire (en mm) selon la période étudiée.....	75
Tableau III-4. Les résultats du test T-Student pour échantillons corrélés afin d'étudier la significativité des différences de valeurs moyennes de la distance entre la jonction radiale implant-pilier et la crête alvéolaire (en mm) entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 05 mois après l'implantation) dans l'échantillon de recherche	76
Tableau III-5. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type de l'absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche	76
Tableau III-6. Les résultats du test T-Student pour des échantillons indépendants afin d'étudier la significativité des différences de valeurs moyennes de la quantité d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe masculin et le groupe féminin de l'échantillon de recherche	77
Tableau III-7. Les résultats du calcul des coefficients de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) et l'âge du malade dans l'échantillon de recherche	78

Liste des tableaux

Tableau III-8. Les résultats du test T-Student pour échantillons indépendants afin d'étudier la significativité des différences dans les valeurs moyennes de la quantité d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires /molaires dans l'échantillon de recherche	79
Tableau III-9. Les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences dans l'épaisseur moyenne de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 05 mois après l'implantation dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure).....	80
Tableau III-10. Les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences binaires dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les trois sites de mesure étudiés	81
Tableau III-11. Les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe hommes / femmes dans l'échantillon de recherche	82
Tableau III-12. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du patient dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure.....	84
Tableau III-13. Les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires / molaires dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure et la période de temps étudiée	85
Tableau III-14. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure	86
Tableau III-15. Les résultats du test de T-Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences binaires dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les trois sites de mesure étudiés dans l'échantillon de recherche	87
Tableau III-16. Les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe hommes / femmes dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure.....	88
Tableau III-17. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du patient dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure	89
Tableau III-18. Les résultats du test T- Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires / molaires dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure.....	90

Liste des tableaux

Tableau III-19. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de la quantité de résorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure	91
Tableau III-20. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs du pourcentage de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure	92
Tableau III-21. Les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences binaires dans les valeurs moyennes du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire entre les trois sites de mesure étudiés.....	94
Tableau III-22. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée.....	95
Tableau III-23. Les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de densité osseuse radiographique entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 5 mois après l'implantation) dans l'échantillon de recherche.....	95
Tableau III-24. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du patient et de la période étudiée	95
Tableau III-25. Les résultats du test T- Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de densité osseuse radiographique entre le groupe masculin / féminin dans l'échantillon de recherche selon la période de temps étudié	97
Tableau III-26. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la densité osseuse radiographique immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du patient dans l'échantillon de recherche	98
Tableau III-27. Les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires / molaires dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée	99
Tableau III-28. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre des valeurs de la densité osseuse radiographique immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de la quantité de résorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche	100
Tableau III-29. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure	101

Liste des tableaux

Tableau III-30. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type de la quantité de changement dans la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche	102
Tableau III-31. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du patient	102
Tableau III-32. Les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique entre le groupe masculin / féminin dans l'échantillon de recherche	103
Tableau III-33. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et les valeurs de l'âge du malade dans l'échantillon de recherche	103
Tableau III-34. La moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent et de l'emplacement de l'implant	104
Tableau III-35. Les résultats du test T - Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires / molaires dans l'échantillon de recherche	105
Tableau III-36. Les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et les valeurs de la quantité de résorption osseuse dans l'échantillon de recherche	105

Partie 02 : Etude Analyse Numérique

Chapitre IV : Caractérisation, Conception et Simulation Numérique d'Implant Dentaire

Tableau IV-1. Les matériaux utilisés dans la partie analyse numériques tridimensionnelles des implant dentaires par logiciel ANSYS	139
Tableau IV-2. Les dimensions des matériaux utilisés dans la partie analyse numérique tridimensionnelle de prothèse dentaire à l'aide du logiciel ANSYS dans cette étude	140
Tableau IV-3. Les étapes de dessins de la couronne	141
Tableau IV-4. Les étapes finales pour dessiner une l'armature en 3D	141
Tableau IV-5. Les étapes finales pour dessiner d'une pilier en 3D	141
Tableau IV-6. Les étapes finales pour dessiner d'implant en 3D	142
Tableau IV-7. Les étapes finales pour dessiner de la mâchoire (Os spongieux)	142
Tableau IV-8. Les étapes finales pour dessiner de la mâchoire (Os trabéculaire)	142
Tableau IV-9. Les différents types d'éléments utilisés pour cette étude	144

Liste des tableaux

Tableau IV-10. Les résultats du maillage des différents éléments de la prothèse	145
Tableau IV-11. La déformée totale Dt de tous le corps de prothèse dentaire	147
Tableau IV-12. Les valeurs maximales et minimales de la déformation totale Dt pour des composantes pour cette étude	148
Tableau IV-13. Les valeurs maximales et minimales de la contrainte de Von-Mises pour des composantes de la prothèse dentaire pour cette étude	149
Tableau IV-14. Les valeurs maximales et minimales des contraintes équivalentes de Von-Mises	151
Tableau IV-15. Les contraintes normale des composants de cette étude.....	152
Tableau IV-16. Une résumé des résultats obtenus pour toutes les composantes étudiées de l'analyse numérique tridimensionnelle sous contraintes normales	153

Abréviations

Abréviation	Signification en anglais	Signification en français
AAOMR	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology.	Académie américaine de radiologie orale et maxillo-faciale.
BMD	Bone Mineral Density.	Densité minérale osseuse.
BV/TV	Bone volume/Total volume.	Volume Osseux / Volume total.
CBCT	Cone Beam Computed Tomography.	tomodensitométrie à faisceau conique.
CCD	charged couple device	dispositif de couplage chargé
DEXA	Dual energy X-ray absorptiometry.	Absorptiométrie à rayons X à double énergie.
CT	Computed Tomography.	Tomodensitométrie.
D	Density (Bone density).	Densité (Densité osseux).
D	The distance between the radial junction of the implant-pile and the crête osseuse alvéolaire (in mm) (D).	La distance entre la jonction radiale implant-pilier et la crête osseuse alvéolaire (en mm) (D).
D1	Value of the distance from the radiographic junction of the implant/abutment to the alveolar bone crest (in mm) immediately after implantation for the same implant case.	Valeur de la distance de la jonction radiographique de l'implant/pilier à la crête osseuse alvéolaire (en mm) immédiatement après l'implantation pour le même cas d'implant.
D2	Value of the distance from the radiographic junction of the implant/abutment to the alveolar bone crest (in mm) 5 months after implantation.	Valeur de la distance de la jonction radiographique de l'implant/pilier à la crête osseuse alvéolaire (en mm) 5 mois après l'implantation .
DFDBA	Demineralized Freeze-dried bone allograft.	Allogreffe osseuse déminéralisée lyophilisée.
HU	Hounsfield Unit.	Unité Hounsfield.
IR	Intraoral Radiography.	Radiographie intra-orale (RI).

Abréviations

MPR	Multi-planar Reformation.	Réforme multiplanaire (RM).
MRI	Magnetic Resonance Imaging.	Imagerie par résonance magnétique (IRM).
OLCR	Oblique Lateral Cephalometric radiographs.	Radiographies céphalométriques latérales obliques (RCIO).
PR	Panoramic Radiography.	Radiographie panoramique (RP).

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale

Cette thèse, intitulée « Analyse numérique tridimensionnelle des implants dentaires sous différentes charges », La dentisterie moderne vise à restaurer l'apparence

fonctionnelle et esthétique de la bouche, et les implants dentaires sont une procédure unique qui atteint ces objectifs ensemble et fournit au patient une dent de remplacement aussi proche que possible du naturel. Ce qui a accru sa propagation ces dernières années, ce sont les taux de réussite élevés qu'elle a obtenus après 15 ans de surveillance. Le nombre d'implants dentaires aux États-Unis a décuplé entre 1983 et 2002. (Déclaration de la conférence de développement de consensus des National Institutes of Health sur les implants dentaires. Dans J Dent Educ. (1988), Citation de Misch (2005). Le maintien de la qualité et de la quantité de l'os entourant l'implant est considéré comme l'un des facteurs les plus importants pour son succès et sa durabilité. Les chercheurs ont donc concentré leur attention sur les changements qui se produisent dans l'os après la pose d'implants dentaires et ont utilisé diverses méthodes cliniques et radiologiques pour évaluer ces changements. Cependant, les inconvénients de ces techniques ont incité les chercheurs à s'efforcer continuellement de trouver des techniques plus précises et moins coûteuses qui peuvent démontrer la troisième dimension sans chevauchement ni distorsion, tout en économisant la dose de rayonnement. De nombreux chercheurs ont constaté comme (Mengell et al., 2012 ; Roe et al., 2012 ; Vera et al., 2006) ont recherché la technologie de tomographie par faisceau conique (CBCT), en particulier après sa supériorité sur d'autres technologies d'imagerie numérique telles que la tomographie apicale intra-oral. Radiographie IR et imagerie panoramique (PR) Radiographie panoramique . Tomodensitométrie (TDM) ou Ct Scan.

La préservation de l'os entourant l'implant est l'un des facteurs de succès et de durabilité de l'implant. Une modification de la quantité et de la qualité de l'os environnant affecte non seulement la fusion osseuse, mais aussi la forme de l'os de couverture et des tissus mous, affectant ainsi les aspects esthétiques et fonctionnels du traitement. Par conséquent, l'examen des modifications osseuses est l'élément le plus important pour évaluer le succès des implants. De nombreuses méthodes et critères ont été décrits dans la littérature médicale pour évaluer ces modifications, mais ils ne sont pas sans inconvénients. Au cours des trois dernières décennies, ces modifications sont devenues un sujet majeur de la recherche biomécanique, car elles sont à la base du succès et de la longévité des implants dentaires.

De nombreuses méthodes cliniques et radiographiques ont été utilisées pour les étudier :

Intervention chirurgicale secondaire (Sanz et al., 2010) Chirurgie de Rentry. Sonde parodontale (Sanz et al., 2010 ; Spray et al., 2000). Pieds à coulisse manuels (Huynh et al., 2010). Pieds à coulisse numériques (Katranchi et al., 2010). Analyse histomorphométrique (Botticelli et al., 2004), (Araujo et al., 2005). L'utilisation d'un pied à coulisse dentaire est utile pour donner une idée initiale, mais elle manque de précision. L'utilisation des pieds à coulisse est limitée dans les cavités osseuses vides et ne peut pas être utilisée dans l'évaluation post-implantaire. L'analyse histomorphométrique donne de bonnes informations sur les changements péri-implantaires, mais nécessite le retrait de l'échantillon osseux péri-implantaire et cette procédure n'est pas cliniquement réalisable dans les études longitudinales. Quant aux méthodes radiographiques utilisées pour étudier les changements osseux, (Mengel et al., 2006) ont utilisé plusieurs techniques radiographiques pour évaluer les changements osseux autour des implants dentaires : Radiographie intra-orale numérique. Radiographie panoramique (PR). Tomodensitométrie (TDM). Tomodensitométrie (TDM). Tomographie volumique à faisceau conique (CBCT). Ils ont conclu que la TDM et la CBCT peuvent être utilisées pour détecter et mesurer les défauts osseux autour des implants dentaires dans les trois plans, tandis que l'imagerie panoramique et intra-orale permettait de détecter et de mesurer les défauts osseux uniquement dans les zones adjacentes aux implants. Les mesures de la TDM et de la CBCT étaient aussi proches que possible des mesures réelles, sans chevauchement ni distorsion (Mengel et al., 2006). Cependant, la qualité d'image était meilleure en CBCT et la dose de rayonnement était beaucoup plus faible (Louble et al., 2009). L'image était plus nette et plus contrastée entre les repères anatomiques (Ziegler et al., 2002). La caractéristique la plus importante était la réduction des artéfacts métalliques dans l'image (Scarfe et al., 2006 ; Holberg et al., 2005) et les mesures radiographiques étaient plus précises que la TDM et l'IR (Fatemitabar et Nikgoo., 2010 ; Lascale et al., 2004).

Et Ajai et al en 2017 ont également constaté que l'épaisseur osseuse corticale la plus élevée se trouvait dans la mandibule postérieure, suivie de la mandibule antérieure, du maxillaire antérieur et du maxillaire postérieur. Par conséquent, compte tenu de la faible épaisseur osseuse corticale dans la région maxillaire postérieure, l'implant doit être placé avec une attention particulière car il a été observé que la plus grande zone où l'absorption osseuse se produisait après l'implantation se trouvait dans le maxillaire postérieur, suivi du maxillaire antérieur, puis de la mandibule antérieure, de la mandibule antérieure et enfin de la mandibule postérieure. La tomodensitométrie volumique à faisceau conique a récemment fait son entrée dans le domaine de la dentisterie et est un type de tomodensitométrie qui utilise un type de récepteur différent (Stuart et al., 2008) et un faisceau conique tridimensionnel qui tourne à

360 degrés autour du patient par rapport à un capteur bidimensionnel. L'imagerie à faisceau conique permet de produire des images tridimensionnelles précises et d'étudier des coupes dans n'importe quel plan, avec une dose de rayonnement pouvant atteindre 1/10 de celle utilisée en tomодensitométrie conventionnelle (Mozzo et al., 1998). La quantité de rayonnement absorbée par cette technique est la même que lors d'un scanner buccal complet avec images atomiques. Le temps d'imagerie et de formation de l'image n'est que de quelques minutes (Scarfe et al., 2012). La tomодensitométrie représente un volume ou une tranche de tissu corporel du patient en deux dimensions, de sorte que l'image obtenue est constituée d'un modèle d'éléments appelés pixels, chacun représentant un volume spécifique de tissu corporel du patient (voxel) (Brant et al., 2007).

Une fois les images numériques obtenues traitées par des programmes informatiques spécifiques, une reconstruction multi-niveaux a lieu, fournissant une image stéréoscopique du patient. En général, la tomодensitométrie multi-coupes s'est avérée une technique fiable pour visualiser les tissus osseux et dentaires (Touko et al., 2021). Français Cet appareil utilise des détecteurs plans, qui sont de deux types : le détecteur à panneau plat avec silicium amorphe, et le second est un détecteur à dispositif à couplage de charge (CCD) avec intensificateur d'image (Kau et al., 2009 ; Scrafe & Farman et al., 2008) ; des études ont montré la supériorité du premier type en termes de résolution résultante des images ; (Baba et al., 2002). Ces pinces donnent un élément volumétrique équilatéral (voxel), une résolution et une couverture volumétrique supérieures de la zone imagée par rapport à (Groh et al., 2002 ; Melih et al., 2024). Les pinces CT ont été initialement développées pour l'imagerie simple, donnant des images haute résolution avec un contraste élevé des structures imagées ; (Ludwig et al., 2003). Dans la plage approximative de 30 à 80 μS . En comparaison, la dose de rayonnement utilisée en CT médicale est 1,5 à 12,3 fois supérieure à l'imagerie CBCT pour le champ de vision moyen. La dose émise par l'imagerie CBCT est proche de celle d'une radiographie périapicale complète, comprise entre 13 et 100 μSv , et jusqu'à 4 à 15 fois supérieure à celle d'une image panoramique unique, comprise entre 2,5 et 11 μSv (Shrom., 2009 ; Loubele et al., 2009).

La technologie CBCT a été utilisée en dentisterie pour plusieurs cas d'implants dentaires, notamment :

Diagnostic préopératoire des implants dentaires (Almog et al., 2006) :

Ce diagnostic comprend l'évaluation de la nature du site chirurgical, de la nature et de la quantité d'os présent, de la forme de la mâchoire, ainsi que l'évaluation des structures anatomiques importantes entourant le site chirurgical et la détermination de leur localisation et de leur proximité (canal du nerf mandibulaire, sinus maxillaire, canal incisif, fosse nasale).

Fabrication d'un stent chirurgical peropératoire pour une application précise (Almog et al., 2006). Évaluation de l'état des implants précédemment posés, évaluation des propriétés biomécaniques de l'os. Évaluation de la densité minérale osseuse. Évaluation de l'état des tissus durs (Os) de l'ATM, évaluation de la résorption de la crête alvéolaire. Évaluation de la présence et de la position des canines et des troisièmes molaires incluses, évaluation du nerf mandibulaire avant l'extraction des dents incluses, en particulier des troisièmes molaires (Miraclea et al., 2009). Nous avons donc mené cette étude en 2024, car la mesure de la quantité et de la qualité osseuse est un facteur important contribuant au succès à long terme des implants dentaires en bouche. Plusieurs études ont montré que les implants implantés à l'arcade mandibulaire ont tendance à avoir un taux de survie plus élevé que ceux implantés à l'arcade maxillaire. Par conséquent, une évaluation préopératoire de l'os est nécessaire pour déterminer sa qualité et sa quantité au site implantaire. Auparavant, les radiographies périapicales, l'échographie et les radiographies panoramiques étaient les méthodes privilégiées pour évaluer la quantité et la qualité osseuses. Cependant, ces méthodes sont limitées par leur imagerie bidimensionnelle (2D), qui fournit des informations imprécises. Cette limitation a été comblée par des outils diagnostiques modernes tels que la tomodensitométrie (TDM), qui offre une perspective tridimensionnelle (3D). L'évaluation de l'épaisseur de l'os cortical et de la densité de l'os spongieux par CBCT s'est avérée bénéfique pour les patients. Compte tenu de tous ces facteurs, notre étude vise à évaluer l'épaisseur de l'os cortical à différents sites d'implants dentaires, en pré et postopératoire, dans la mâchoire pour des prémolaires ou des molaires dans différentes zones de la mâchoire inférieure ou supérieure, à l'aide d'images CBCT, et à évaluer l'ampleur de la variation de l'absorption osseuse après la pose d'implants dentaires chez 15 malades portant 30 implants dentaires, à raison de deux implants par patient dans l'échantillon. La méthode est décrite ci-dessous :

Le but de cette étude était d'étudier les modifications osseuses autour des implants dentaires par tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) et d'analyser les contraintes Von Mises à l'origine de ces modifications au niveau des implants dentaires dans les mâchoires de 15 patients. Les résultats de l'étude sont résumés comme suit :

1. Evaluation de la résorption osseuse buccale marginale autour des implants après une période d'exposition à différentes forces masticatoires.
2. Étudier les variations d'épaisseur de la plaque osseuse corticale buccale après une période d'exposition à différentes forces de mastication.
3. Evaluation des changements radiographiques de la densité osseuse autour de l'implant après une période d'exposition à différentes forces de mastication.

4. Évaluation des changements dans les contraintes de Von- Mises dans les implants dentaires et l'os environnant après une période d'exposition à différentes forces de mastication.

Cette étude s'est déroulée selon les étapes suivantes :

Elle comprenait une étude expérimentale de l'effet de différentes charges sur les implants dentaires chez 15 malades en cabinet dentaire. Elle comprenait également une étude numérique et expérimentale du pilier (couronne-implant) résultant de forces de mastication humaines normales comprises entre 180 et 250 Newton, à l'aide du logiciel ANSYS v10.00 et de la méthode des éléments finis. Les variations des déformations dimensionnelles de l'os entourant l'implant ont également été évaluées expérimentalement en cabinet grâce à la technologie CBCT et au logiciel White Fox v3.1. Les résultats ont été analysés à l'aide du logiciel statistique SPSS. L'étude se concentre sur les problèmes de résorption osseuse corticale autour des implants dentaires plusieurs mois après leur pose, dans le cadre de l'étude pilote menée à la clinique dentaire du **Dr. Salah Eddine GARDA** à Mila. L'étude numérique comprend les méthodes utilisées dans la modélisation numérique en utilisant le programme commercial ANSYS et l'application de la méthode FEM pour concevoir le pilier (implant dentaire - couronne), en plus d'utiliser un appareil CBCT pour calculer les changements qui se produisent dans l'os cortical entourant l'implant dentaire après une période de temps à partir de la pose de l'implant et d'évaluer les changements dans les déformations osseuses entourant les implants dentaires en les calculant statistiquement à l'aide du programme SPSS pour l'échantillon de l'étude, qui est de 15 malades qui avaient deux implants dentaires dans la mâchoire pour des prémolaires ou des molaires dans différentes zones de la mâchoire inférieure ou supérieure.

L'objectif principal de cette étude est d'analyser les changements dimensionnels de l'os cortical entourant l'implant dentaire après une période de temps résultant de l'effet de différentes forces et charges de mastication en choisissant des biomatériaux artificiels. et évaluer la résorption osseuse buccale marginale autour des implants après une période d'exposition à différentes forces de mastication. et étudier les variations d'épaisseur de la plaque osseuse corticale buccale après une période d'exposition à différentes forces de mastication. et évaluer les variations radiographiques de la densité osseuse autour de l'implant après une période d'exposition à différentes forces de mastication. et évaluer les variations de contraintes au sein des implants dentaires et de l'os environnant après une période d'exposition à différentes forces de mastication.

Les contraintes ont été modélisées et analysées expérimentalement à l'aide du logiciel d'analyse d'images CBCT et White Fox v3.1. Les changements de déformations ont été calculés en calculant les différences de déformations dimensionnelles et les écarts types pour 15 malades et calculés statistiquement à l'aide du logiciel SPSS v 22.0. Ce qui a permis de surveiller divers changements de contrainte dans l'implant dentaire et la couronne, les déformations et la résorption osseuse dans la zone osseuse corticale entourant le site de l'implant dentaire.

En utilise dans cette études les matériaux comme l' implant dentaire en titane (Type 4) et une couronne traite de la caractérisation technique et de la fabrication du matériau de la couronne, du type fabriqué dans cette étude ont été techniquement sélectionnés et imprimés en 3D à l'aide de la technologie DLP pour cette étude pour l'échantillon étudié qui comprenait 15 malades qui avaient deux implants dentaires des mêmes modèles et des mêmes matériaux utilisés dans l'implant dentaire dans la région machoires dans les première et deuxième molaires d'un ou des deux côtés de la mâchoires.

Le matériau décrit pour la couronne dans cette étude, Le matériau utilisé pour la couronne a été caractérisé par spectroscopie FT-IR, $^1\text{H-NRM}$ et $^{13}\text{C-NRM}$, et a été mélangé avec du β -GMA éthoxylé (EBPDMA) dans diverses compositions pour l'impression 3D. DLP. Les polymères activés par le catéchol sont fabriqués dans le DMF par polymérisation radicalaire de méthacrylamide de dopamine (DMA) et de méthacrylate de méthyle (MMA). Le polymère réticulé a été caractérisé à l'aide de spectroscopies GPC, FT-IR et $^1\text{H-NRM}$. Les propriétés mécaniques des échantillons fabriqués ont été évaluées par des tests de résistance à la compression, de résistance à la flexion et de rigidité à l'aide de l'UTM, qui ont fourni des informations précieuses sur les effets de l'absorption osseuse corticale entourant l'implant dentaire tridimensionnel et en déterminant les valeurs de contrainte dans le pilier (implant dentaire - couronne) numériquement à l'aide de FEM et en appliquant le logiciel ANSYS v10.0 et en enregistrement les résultats dans le chapitre de résultats et discussion. et en fin conclusion générale pour cette étude.

Pour aboutir à cette étude, on a partagé ce travail en **4 chapitres** comme plan de thèse suivante :

Le premier chapitre présente une revue de la littérature générale sur les implants dentaires et les matériaux biomédicaux utilisés en dentisterie et radiologique.

Le deuxième chapitre se concentre sur les matériaux et les méthodes utilisés lors de l'étude expérimentale en clinique dentaire, afin de déterminer comment évaluer les valeurs de résorption osseuse corticale autour de l'implant dentaire, l'épaisseur de la plaque osseuse

vestibulaire et les variations de la densité osseuse autour de l'implant dentaire après l'implantation et plusieurs mois après l'implantation, sous l'influence de diverses charges typiques de la mastication humaine normale.

Le troisième chapitre présente les résultats d'une étude expérimentale en clinique dentaire utilisant SPSS, un logiciel de statistiques descriptives et analytiques, pour déterminer les valeurs de résorption osseuse corticale autour de l'implant dentaire, l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et les variations de la densité osseuse autour de l'implant dentaire, ainsi que leur relation, sous l'influence de diverses charges de mastication par tomодensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) et programme des images WhiteFOX_{v3.1}. Ce chapitre comprend également une discussion des résultats expérimentaux.

Le quatrième chapitre, dans sa **première partie** : étude de la caractérisation du matériau de la couronne et sa méthode de fabrication (DLP) , ainsi que les essais réalisés pour déterminer ses propriétés mécaniques. Des essais mécaniques ont été réalisés sur le matériau de la couronne fabriqué pour l'étude, notamment des essais de compression, de flexion et de dureté, afin d'évaluer les déformations mécaniques et de déterminer le comportement mécanique du matériau. Les résultats sont analysés, mettant en évidence les principales conclusions liées à la caractérisation du matériau.

Et La **deuxième partie** : explique la méthode de conception du pilier, de l'implant dentaire et de la couronne et tous les composants des corps implant dentaire à l'aide du logiciel de conception (CAO/DAO) 3D Solid Works. Des simulations avec logiciel ANSYS sont réalisées et les résultats analysés, mettant en évidence les principaux résultats de l'évolution des différentes contraintes appliquées à la structure étudiée.

Le travail se conclut par un conclusion général et des perspectives de recherche futures, ainsi que des suggestions et des recommandations pour les recherches futures.

CHAPITRE I :

REVUE DE LITTERATURE

Introduction

Les implants dentaires sont devenus de plus en plus populaires ces derniers temps pour remplacer la perte complète des dents (Branmark et al., 1983), ou partielle (Jem partielle., 1986) ou unique (Lewis et al., 1988) Cité de (Chou Y et al., 2008), notamment après la confirmation de l'ostéointégration des implants dentaires par (Branemar.,1977), qui a défini l'ostéointégration comme le mécanisme par lequel un contact direct est obtenu entre la surface de l'implant et l'os sans la présence de tissu conjonctif entre eux, avec l'obtention d'une bonne et solide stabilité de l'implant pendant la période de charge fonctionnelle et sans présence de symptômes pathologiques. L'ostéointégration a été définie au niveau microscopique optique comme un contact direct entre l'os et l'implant dentaire (Carlsson et al., 1986) qui permet une charge fonctionnelle de l'implant (Probst et Spieg., 1997). Les implants dentaires ont obtenu des taux de réussite élevés de 90,2 % après 5 ans de suivi (Valerie et al., 2002), et après 10 ans de suivi dans la mâchoire inférieure, il était de 95,5 %, tandis qu'il était inférieur dans la mâchoire supérieure de 92,7 % (Ferrigno et al., 2002), et il était de 91,5 % et 81 %, respectivement, après 15 ans de suivi (Adell et al., 1981). Pour obtenir un implant dentaire cliniquement réussi, un remodelage osseux doit avoir lieu. L'environnement péri-implantaire, décrit par (Cowin., 1993) comme étant constitué d'un remodelage externe au cours duquel se produit soit un dépôt osseux, soit une résorption osseuse, et de changements internes. Le remodelage interne se manifeste par des changements dans la densité osseuse. (Frost., 1987; Huiskes et al., 1987; Fyhrie et Carter., 1986, Chou et al., 2008).

Ces changements sont devenus un sujet majeur de la recherche biomécanique au cours des trois dernières décennies, car ils sont à la base du succès et de la durabilité des implants dentaires, et ils ont été utilisés pour étudier ces changements. Changements dans de nombreux domaines cliniques et radiologiques.

Parmi ces méthodes cliniques :

Réaliser une intervention chirurgicale secondaire (chirurgie d'entrée) ; (Sanz et al., 2010).

Par sondage gingival, (Sanz et al., 2010; Spray et al., 2000).

Sonde parodontale Pieds à coulisse manuels. (Huynh et al., 2010).

Hawall Pied à coulisse numérique (Katranji et al.,2010) . Pied à coulisse numérique.

Analyse morphologique histologique. (Analyse histomorphométrique) (Araujo et al., 2005; Botticelli et al., 2004).

L'utilisation d'une sonde parodontale est utile pour donner une idée préliminaire, mais elle manque de précision. L'utilisation d'étriers est limitée dans les cavités osseuses vides et ne

peut pas être utilisée pour l'évaluation post-implantaire. L'analyse morphologique histologique fournit de bonnes informations sur les changements autour des implants, mais elle nécessite le prélèvement d'un échantillon osseux autour de l'implant, et cette procédure n'est pas cliniquement utile dans les études longitudinales. En ce qui concerne les méthodes radiologiques utilisées pour étudier les changements osseux, Mengel et ses collègues ont utilisé en 2006 plusieurs techniques radiologiques pour évaluer les changements osseux.

À propos des implants dentaires :

- Radiographie intra-orale (IR).
- Radiographie panoramique (PR).
- Tomodensitométrie (TDM ou CT-Scan).
- Tomodensitométrie à faisceau conique Tomodensitométrie (CBCT).

Ils ont conclu que la tomodensitométrie et la CBCT peuvent toutes deux être utilisées pour détecter et mesurer les défauts osseux autour des implants dentaires aux niveaux Trois plans (x,y,z), l'imagerie panoramique et intra-orale n'ont pu détecter et mesurer les défauts osseux que dans les zones adjacentes aux implants. Les mesures CT-Scan et CBCT étaient aussi proches que possible des mesures réelles sans aucun chevauchement (Mengel et al.,2006). Cependant, la qualité de l'image était meilleure avec le CBCT et la dose de rayonnement était beaucoup plus faible (Louble et al.,2009) et l'image était plus claire avec plus de contraste entre les repères anatomiques (Ziegler et al.,2002) La caractéristique la plus importante est la réduction de l'effet métallique déformant des implants dans l'image. (Scarfe et al., 2006 ; Holberg et al.,2005). Les mesures radiographiques étaient plus précises que celles de l'IR et de la CT-Scan (Fatemitabar et Nikgoo.,2010 ; Lascala et al., 2004).

Avant d'entrer dans la technologie CBCT, ses utilisations et son rôle dans les implants dentaires en détail, car il est au centre de cette étude, il est nécessaire d'introduire les techniques de radi qui l'ont précédé et utilisée à chaque étape de la transplantation sunnite:

- 1- La phase d'évaluation pré-chirurgicale.
- 2- Pendant le processus de transplantation dentaire chirurgicale.
- 3- La phase d'évaluation du post chirurgical.
- 4- La phase de l'intégration osseuse des implants sunnites.
- 5- L'étape du chargement des implants sunnites (Wakoh et al., 2006).

1.1. La phase d'évaluation pré-chirurgicale

Les radiographies à ce stade fournissent des informations importantes sur un endroit et placent les structures anatomiques importantes telles que les nerfs inférieurs, le centre de menton dans la mâchoire inférieure, la poche de la mâchoire et le trou nasal dans la mâchoire

supérieure (Harris et al., 2002). Il fournit également des informations sur la quantité et la qualité de l'os topique, ce qui est essentiel pour déterminer l'emplacement idéal, le nombre et le diamètre des implants sunnites (Schropp et al., 2001 ; White et al., 2001).

Il existe de nombreuses méthodes radiologiques utilisées à ce stade, telles que les images atomiques, le CT-Scan panoramique (Pharon.,1993). Ordinateur CBCT De nombreuses études (Almog et al .,2006 ; Guerrero et al., 2006).

1.1.1. Imagerie périapicale

L'imagerie périapicale est une image couvrant une zone limitée de la mâchoire supérieure ou inférieure. Elle est obtenue selon deux méthodes :

- ✓ **La méthode parallèle** : le film est parallèle à l'axe longitudinal de la dent ou de l'implant dentaire, et le faisceau central est perpendiculaire à la dent et au film ou au capteur. Cette méthode est la plus précise et réduit la distorsion et le grossissement de 10 %.
- ✓ **La méthode distale** : le film radiographique est placé au plus près de la surface palatine ou linguale, entre l'élément imagé et le faisceau central, perpendiculaire à la bissectrice de l'angle aigu formé par le film et l'axe longitudinal de l'élément imagé. En raison de leurs rapports de grossissement et de la surface limitée qu'elles offrent, les images périapicales sont d'une utilité limitée pour déterminer la quantité d'os avant l'implantation dentaire. Il s'agit de projections bidimensionnelles qui ne déterminent pas la largeur de l'os dans le sens bucco-lingual et ne fournissent donc aucune information sur la troisième dimension. Elles restent également insuffisantes pour déterminer la densité minérale osseuse, car la densité des plaques osseuses corticales buccales et linguales rend difficile l'évaluation de la qualité osseuse. Il a été démontré que l'apparition de modifications osseuses radiographiques sur la radiographie périapicale dans la région antérieure de la mandibule nécessite une modification de la densité du réseau osseux de 40 %.

1.1.2. Photographie panoramique PA

Les images panoramiques font partie des techniques d'imagerie les plus utilisées pour le diagnostic préopératoire de la pose d'implants. Les images panoramiques fournissent un aperçu complet des os de la mâchoire supérieure et inférieure et de leurs éléments anatomiques importants. Pour révéler plus de détails sur les zones osseuses imagées, des images périapicales peuvent être utilisées pour compléter l'image panoramique. Bien que certaines études aient indiqué que l'image panoramique a une précision suffisante pour effectuer des mesures verticales lorsque le patient est correctement positionné sur l'appareil panoramique, où le rapport de grossissement vertical est constant, et ce rapport était de 1,27 % dans une étude, qui a été déterminé par des billes métalliques, la distorsion de l'image

panoramique dans la direction horizontale-médiale-distale reste le principal inconvénient de l'imagerie panoramique, en plus des grandes différences dans les projections d'images panoramiques qui peuvent survenir en raison des différences de position du patient et de la courbure différente des mâchoires d'une personne à l'autre. Ces différences apparaissent principalement dans la région antérieure des mâchoires. Bien que certaines méthodes aient été proposées pour fournir un facteur de grossissement uniforme pour l'image panoramique, son rapport de grossissement lui-même reste différent d'une région à l'autre. **Lindh** et ses collègues ont déclaré en 1995 qu'il existe une tendance chez les médecins à placer des implants courts dans la région postérieure de la mandibule et à ne pas risquer d'augmenter leur longueur lorsque le diagnostic est posé sur des images panoramiques, afin de rester du côté sûr d'une lésion du nerf alvéolaire inférieur et d'une perturbation de la sensation de la lèvre inférieure, car une lésion du nerf alvéolaire inférieur est considérée comme une complication courante des implants dentaires dans la région postérieure de la mâchoire inférieure.

Il est donc important de prendre des mesures de distance précises lors de la planification du placement d'implants dentaires dans la région postérieure de la mandibule afin d'éviter toute lésion du nerf alvéolaire inférieur, qui survient souvent à la suite d'un calcul incorrect des rapports de grossissement sur l'image panoramique. Cela conduit à une distance de sécurité inférieure à 2 mm entre l'extrémité de l'implant et le canal mandibulaire (Vazquez et al., 2008). Dans les deux cas où il y a eu un changement de sensation dans la lèvre inférieure dans l'étude de Frei et ses collègues en 2004, la distance de sécurité prise entre l'extrémité de l'implant et le canal mandibulaire était inférieure à 1 mm. Français Ici, dans de tels cas, soit des implants courts doivent être utilisés, comme l'ont déclaré Bernard et ses collègues en 2003 et 1995 et Nedir et ses collègues en 2004, que l'utilisation d'implants courts ne compromet pas le taux de réussite des implants et réduit le taux de lésion du nerf alvéolaire inférieur dans la région postérieure de la mandibule, en particulier lorsque le canal mandibulaire n'est pas clair sur l'image panoramique, soit d'autres types d'imagerie doivent être utilisés, tels que les tomodensitogrammes, qui aident le médecin à choisir la longueur maximale des implants dentaires, comme mentionné par Reddy et ses collègues en 1994, en particulier dans les cas où le clinicien doit placer l'implant dentaire à 1 mm du canal mandibulaire, comme mentionné par Bartling et ses collègues en 1999, cité de Vazquez et al., 2008. Par conséquent, l'image panoramique doit être considérée comme une image principale. Un examen initial de base est effectué pour un patient qui aura des implants dentaires placés dans la région postérieure de la mâchoire inférieure, car la plupart des malades n'ont pas besoin de subir d'autres examens

d'imagerie diagnostique qui les exposent à des doses de rayonnement supplémentaires (Vazquez et al., 2008).

En 2001, Beason et ses collègues ont mené une étude pour déterminer les images utilisées par les médecins dans la phase préopératoire, et plus de 95 % des médecins ont utilisé l'image panoramique PA, selon (Wakoh et al., 2006 ; Sakaura et al., 2003) ont montré que 80 % des cliniciens utilisent des images panoramiques seules ou des images périapicales, et que moins de 10 % des cliniciens préfèrent combiner des Tomodensitogrammes ou des Tomodensitogrammes simples avec d'autres techniques d'imagerie. L'imagerie panoramique est simple, rapide, peu coûteuse et produit une faible dose de rayonnement. Lorsqu'une distance de sécurité de 2 mm est prise au-dessus du canal mandibulaire, l'imagerie panoramique est suffisante comme technique d'imagerie diagnostique et il n'est pas nécessaire de procéder à des tomodensitométries supplémentaires (Vazquez et al., 2008).

1.1.3. Imagerie céphalométrique CR

Il est utile pour déterminer la longueur et la largeur de l'os et pour déterminer le rapport couronne/implant dans la région antérieure, en plus de sa capacité à montrer la relation structurelle entre les mâchoires et le profil des tissus mous. Ces images sont donc utiles pour planifier un traitement avec des implants dentaires, en particulier pour les patients présentant une édentation complète. Cependant, ils ne peuvent pas déterminer la qualité osseuse locale et leurs images transversales sont limitées à la région médiane uniquement (Misch et al., 2008). Ils peuvent également masquer certains défauts osseux locaux qui peuvent être présents dans la région du menton. Certains les considèrent utiles uniquement dans les cas où l'on souhaite corriger la relation entre les mâchoires supérieure et inférieure en plus du processus de réalisation d'implants dentaires (Bouseral et al., 2002). Il existe également des images céphalométriques latérales obliques (OLCR) (Oblique) qui sont utilisées pour obtenir des images de la mandibule édentée. Elles sont obtenues en plaçant le bord inférieur de la mandibule à un angle de 20 degrés et en plaçant le faisceau radiographique à un angle de 35° dans le plan horizontal avec le plan sagittal médian de la tête du patient (Verhoeven et al., 1997, 1998). Il s'est avéré efficace pour mesurer la hauteur osseuse dans la région antérieure de la mandibule. Dans l'étude menée par (Verhoeven et Cune en., 2000), la marge d'erreur dans ses mesures était de 0,38 mm, ce qui est une petite marge d'erreur et est plus petite que la marge d'erreur qui se produit avec l'utilisation d'images périapicales simples en utilisant la méthode parallèle, comme le montre l'étude de (Meijer et ses collègues en., 1993). Par conséquent, les images céphalométriques latérales obliques sont considérées comme une

méthode utile pour mesurer la hauteur osseuse dans la région antérieure de la mandibule avec ou sans implants dentaires (Verhoeven & Cune., 2000).

1.1.4. Photographie d'occlusion

Ce type d'imagerie est rarement utilisé dans les implants dentaires en raison du chevauchement des structures anatomiques. Il ne fournit pas non plus d'informations sur la relation de l'implant avec les zones anatomiques importantes, ni sur la densité osseuse locale du site de l'implant (Misch et al., 2008).

1.1.5. Scanner conventionnel

Il existe deux types de mouvements syllabiques :

1- Mouvements linéaires.

2- Les mouvements multidirectionnels, qui se composent de quatre mouvements :

Circulaire, spirale, elliptique (ovale) et semi-circulaire.

Les appareils à mouvements hélicoïdaux et semi-circulaires multidirectionnels excellent.

Sur les dispositifs à mouvement linéaire, étant donné qu'ils ont un facteur de grossissement constant et uniforme, tout type de mesure peut être effectué sur ces images (Butterfield et al., 1997). La TDM panoramique est considérée comme un bon choix pour la planification des implants dentaires car elle fournit des images de bonne qualité avec un faible rayonnement lorsque les zones imagées sont petites (Bou Serhal et al., 2000, 2001 ; Ekestubbe et al., 1999). Avec le développement des scanners CT conventionnels, il est devenu possible de montrer la relation entre les mâchoires supérieure et inférieure ensemble dans la même image, et ainsi de déterminer l'axe de l'implant. Bien que ces images souffrent de distorsion et de flou dû aux obturations en amalgame, aux couronnes métalliques adjacentes ou même aux implants adjacents, qui réduisent tous la précision de l'image, ces tomodensitométries conventionnelles restent moins affectées que les images de tomodensitométrie en ce qui concerne les distorsions qui se produisent lorsqu'il y a des éléments métalliques adjacents, selon (Bou Serhal et ses collègues en., 2002) . Cependant, bien que l'American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (AAOMR) et les Sociétés Européennes d'ostéointégration recommandent l'utilisation de tomodensitométries pour l'évaluation préopératoire de la pose d'implants, la plupart des cliniciens n'utilisent pas cette méthode (Tyndall et Brooks., 2000). La principale raison pour laquelle les scanners ne sont pas utilisés est leur disponibilité limitée par rapport aux scanners panoramiques et les images apicales, et leur coût et la difficulté relative de traitement et de lecture de ce type d'image, les images apicales (Sakakura et al., 2003) sont difficiles à traiter. Dans une étude menée par (Diniz et ses collègues en., 2008), il a été démontré que l'imagerie panoramique par tomodensitométrie en spirale joue un rôle

important dans la planification des procédures d'implants dentaires, car elle fournit au médecin des informations importantes sur des questions chirurgicales supplémentaires dont il pourrait avoir besoin, telles que la greffe osseuse, l'élévation du sinus maxillaire et d'autres (Diniz et al., 2008).

1.1.6 . Tomodensitométrie (TDM / CT-Scan)

Il s'agit d'un calcul numérique effectué par l'ordinateur pour le pourcentage de perte de rayons dans chaque voxel de la zone représentée (Todd et al.,1993).

1.1.6.1 . Inconvénients du scanner (TDM / CT- Scan)

- La distorsion qui se produit lorsqu'il y a des éléments métalliques dans la zone imagée (Falk et al.,1995) La position et l'immobilité du patient pendant l'imagerie sont des facteurs importants pour obtenir une image précise (Williams et al., 1992).
- Temps d'imagerie long : De nombreuses améliorations ont été apportées aux appareils de tomodensitométrie. Dans les années 1980, ces appareils nécessitaient 45 à 60 minutes pour imager le patient (Rothman et al., 1988). Actuellement, il existe des appareils modernes qui ont réduit ce temps à moins de 40 secondes (BouSerhal et al., 2002).

1.1.6.2. Avantages du scanner (TDM / CT-scan)

- Il donne des images claires des tissus mous qui peuvent être utiles lors de la réalisation de reconstructions dans le domaine esthétique (Williams et al.,1992).
- Il peut mesurer la densité minérale osseuse, ce qui est très important, en particulier dans la mâchoire supérieure, qui a généralement une faible densité osseuse.
- Montre la relation verticale entre les mâchoires supérieure et inférieure (Andersson et Sara., 1988).

Les rapports de grossissement des images CT-scan sont faibles, comme l'ont rapporté Reddy et ses collègues en 1994 : 0 à 6 %.

- Il nous donne des informations sur la largeur de l'os, montrant les dépressions existantes et la hauteur de l'os au-dessus des zones anatomiques importantes tout au long de l'arcade dentaire.
- Il ne souffre pas du manque de résolution et de clarté dont souffrent les scanners CT classiques.
- Les images de tomodensitométrie 3D permettent de visualiser l'os alvéolaire sous plusieurs angles : occlusal, frontal et latéral.

Un logiciel spécial est disponible avec ces images qui permet une meilleure planification en fournissant des sections axiales obliques et des images panoramiques en coupe transversale (Dos Santos et al., 2004).

1.1.7. Scanner IRM

Il a prouvé son efficacité dans la planification des implants dentaires, car il a montré de bons résultats en montrant les tissus osseux et les structures anatomiques importantes, en plus de sa capacité à fournir des images transversales obliques, ce qui lui permet de connaître la longueur et la largeur de l'os dans la zone qui recevra l'implant dentaire. Aguiars et ses collègues ont confirmé en 2008 que l'IRM est une méthode alternative.

L'IRM est idéale pour la planification des implants dentaires, en particulier lorsque les radiographies ne conviennent pas, car il s'agit d'une technique qui n'utilise pas de rayons X et qui est donc inoffensive pour le patient (Gray et al., 2003). Les contre-indications à l'IRM incluent les patients porteurs de stimulateurs cardiaques, les patients souffrant de claustrophobie et les patients porteurs d'implants dentaires et d'obturations métalliques (Abbaszadeh et al., 2000).

1.2. Évaluation post- opératoire

Wakoh et al en 2006 ont constaté que la tomодensitométrie est inefficace lors du suivi périodique pour surveiller les changements osseux autour des implants dentaires en raison de la dose de rayonnement élevée requise et de la distorsion causée par la présence d'éléments métalliques dans l'image (Wakoh et al., 2006). À l'inverse, les images de pic utilisées en parallèle sont adaptées à la surveillance de ces changements en raison de leur résolution, de leur absence de distorsion et de leur capacité à standardiser la périodicité (Wakoh et al., 2006). Critères de présentation utilisés avec eux lors des séances de suivi. Bien que la tomодensitométrie panoramique soit considérée comme une méthode efficace pour évaluer (Ekestubbe et al., 1999; Bou Serhal et al., 2000), (Longueur et largeur osseuses préopératoires (non précises pour la distance postopératoire) (Bou Serhal et al., 2001 ; Bou Serhal et al., 2001), les images chirurgicales (comme le montre cette étude) sont plus précises que les images panoramiques, mais moins précises que les images périapicales.

Apicales, ces images ne doivent donc pas être utilisées pour évaluer les modifications osseuses autour des implants comme images panoramiques régulières. (Wakoh et al., 2006).

Les images de tomодensitométrie sont également précises pour mesurer la longueur des implants dentaires, mais les mesures qu'elles ont données étaient similaires ou même légèrement inférieures aux mesures données par l'image périapicale pour mesurer la perte osseuse autour de l'implant en utilisant les dimensions de l'implant lui-même comme facteur de correction pour le rapport d'agrandissement de l'image périapicale lorsque la longueur et la largeur réelles de l'implant sont connues (Wakoh et al., 2006). Les images apicales et

panoramiques restent des images bidimensionnelles qui ne peuvent pas montrer les changements osseux vestibulaires et linguaux, en plus du chevauchement et de la distorsion dont elles souffrent, ce qui rend l'imagerie avec la technique de tomodensitométrie meilleure pour détecter les changements osseux vestibulaires. Cependant, sa dose de rayonnement élevée et la distorsion de rayonnement résultant de la présence de métaux ont fait de la technique CBCT la technique préférée dans l'évaluation post-implantaire des changements osseux, en particulier vestibulaires et linguaux . (Mengel et al.,2006).

1.2.1. Tomodensitométrie volumique à faisceau conique tomographie CBCT

La tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) a été introduite en dentisterie au cours des dix dernières années et est un type de TDM ou CT qui utilise un type de récepteur différent (Stuart et al.,2008) et un faisceau conique 3D tournant à 360° autour du patient par rapport à un capteur 2D. L'imagerie à faisceau conique peut produire des images tridimensionnelles précises et étudier des sections de ces images à n'importe quel niveau.

Avec une dose de rayonnement allant jusqu'à 1/10 de la dose de rayonnement utilisée dans le scanner traditionnel (Mozzo et al., 1998). La quantité de rayonnement absorbée à l'aide de cette technique est égale à la même quantité que lors d'un balayage complet de la bouche avec des images apicales, car le temps d'imagerie et de formation de l'image n'est que de quelques minutes. (Scarfe et al., 2012). Les tomodensitogrammes représentent un volume ou une tranche du tissu corporel du patient en deux dimensions, de sorte que l'image résultante se compose d'un modèle d'éléments appelés pixels, chacun représentant un volume spécifique du tissu corporel du patient appelé voxel (Brant et al., 2007). Après que les images spécifiques, un numériques résultantes ont été traitées selon des programmes informatiques processus de reconstruction multiplanificateur est effectué, qui fournit une image tridimensionnelle du patient. Il a été généralement démontré que la TDM multi-coupes est une technologie fiable pour visualiser les tissus osseux et dentaires (Karin et al., 2007). Ce dispositif utilise des détecteurs panneau plat avec silicium amorphe, et le second est le plans, qui sont de deux types: les détecteurs à détecteur à couplage de charge avec un intensificateur d'image (CCD) (Scarfe & Farman., 2009 ; Kau et al., 2008).

Des études ont montré que le premier type est supérieur en termes de précision de l'image résultante. (Baba et al.,2022). Ces capteurs donnent un élément volumétrique équilatéral (voxel) et une résolution et une couverture volumétrique plus élevées de la zone imagée par rapport à la tomodensitométrie (Groh et al., 2002 ; Volket et al., 2004). Ces capteurs ont été initialement développés pour une imagerie simple, donnant des images haute

résolution avec un contraste élevé. Élevé pour les structures photogéniques .(Ludwig et al.,2003).

1.2.1.1. Comparaison de la tomodensitométrie à faisceau conique CBCT et imagerie Tomodensitométrie médicale conventionnelle (CT-Scan)

Le temps de prise de vue est plus court car toutes les images de projection sont capturées en un seul cycle, réduisant ainsi le temps. L'imagerie est nettement supérieure à la tomodensitométrie médicale (Quereshy et al., 2008). Moins d'exposition aux radiations par rapport à un scanner conventionnel. Le coût de l'équipement est environ 3 à 5 fois inférieur à celui d'un scanner conventionnel. L'équipement est plus léger et plus petit. L'image est facile à obtenir et à traiter. Dans la plupart des images CBCT, le patient est en position assise plutôt qu'allongé dans les machines. Les scanners médicaux offrent une meilleure acceptation et un meilleur confort aux patients. Une image des deux mâchoires peut être obtenue simultanément selon le type d'appareil. Les appareils CBCT sont supérieurs aux appareils de tomodensitométrie clinique en termes de précision des images obtenues en général, notamment en termes de précision des images dans le sens longitudinal (axe (2); cela s'explique par le fait que les coupes axiales doivent être reconstruites dans les systèmes CT par interpolation à partir des données d'imagerie spiralée, ce qui réduit la précision dans le plan longitudinal. (William et al ., 2008). Ce problème peut être résolu en réduisant le paramètre d'épaisseur de l'image (pas), mais cela augmentera la dose de rayons X requise (Watanabe et al., 2011). Concernant la précision dimensionnelle du CBCT, une étude menée sur les dimensions dentaires a montré que l'erreur de mesure ne dépassait pas 0,3 mm, même en utilisant un voxel dont la mesure latérale était égale à 0,4 mm (Sherrard et al., 2010).

Étudier également Les défauts osseux étaient plus sensibles avec cette technique qu'avec l'imagerie périapicale numérique ou conventionnelle.(Stavropoulos et Wenzel., 2007).

1.2.1.2. Types d'appareils CBCT

Les appareils CBCT sont divisés en plusieurs groupes selon le champ de vision (FOV):

- 1 -Appareils avec une région localisée limitée : environ 5 cm ou moins.
- 2 -Appareils à arcade unique : 75 cm (mâchoire inférieure ou supérieure).
- 3- Appareils interarcades 10-7 cm (mâchoire inférieure et supérieure).
- 4- Appareils maxillo-faciaux 1 maxillo-facial 15-10 cm (mâchoire supérieure et inférieure jusqu'au nez) 5 dispositifs craniofaciaux : plus de 15 cm.

1.2.1.3. Inconvénients de la tomodensitométrie volumique à CBCT

Artefact résultant de la présence de matériaux métalliques tels que des plombages, des prothèses , ... etc. Faible contraste des tissus mous par rapport aux scanners CT conventionnels. Flou et diffusion des rayons, ce qui altère la qualité de l'image radiographique. Le patient a bougé pendant que l'image était prise. Le coût élevé entrave son utilisation dans les cliniques dentaires et est limité à plusieurs cliniques. Spécialités et centres de radiologie. Les produits de contraste ne peuvent pas être injectés et le champ de vision (FOV) est petit. (Miraclea et al., 2009; Holberg et al., 2005).

1.2.1.4. Dose de rayonnement

Le grand intérêt porté à la dose de rayonnement est principalement lié à la sécurité des patients, et comme le rayonnement (Scarfe et al.,2006) a un effet cumulatif sur le corps humain, toute réduction de la dose de rayonnement est bénéfique . Cependant, d'un autre côté, la dose de rayonnement est liée à la qualité de l'image. (Miraclea & Mukherjia.,2009).

Par conséquent, des protocoles d'imagerie radiologique sont développés sur la base d'indications d'imagerie pour répondre aux exigences de production d'une bonne qualité d'image sans exposer le patient à plus de (Loubele et al., 2008; Miraclea & Mukherjia., 2009).

La dose justifiée (raisonnable) est le nombre de coupes axiales prises pendant le processus d'imagerie pour réduire le temps d'exposition du patient. Il a été constaté que la précision des mesures linéaires reste constante et réelle (Brown et al., 2009).

Une critique constante du scanner est la dose élevée de radiation qu'il provoque. Le patient y est exposé. Plusieurs études ont montré que l'utilisation de l'imagerie CBCT entraînait une réduction de l'incidence du cancer du sein (Miraclea & Mukherjia.,2009 ; Scarfe et al.,2006). Forte exposition des patients aux radiations Il est à noter que les parties du complexe craniofacial à haut risque (en particulier l'œil et la glande thyroïde) ne se trouvent pas dans le trajet direct du rayonnement lors de l'imagerie CT axiale des mâchoires.

Dispersés, selon nombre de supérieurs et inférieurs et donc uniquement exposés au rayonnement diffusé Sections tirées de (Misch et al.,2006).

• *Plusieurs facteurs peuvent affecter la dose de rayonnement des systèmes CBCT notamment :*

Paramètres d'imagerie (différence de potentiel en kilovolts, intensité du courant en milliampères).

- Que le faisceau soit pulsé ou continu.
- Quantité, type et forme du faisceau du collimateur.
- Virages à 360 degrés contre virages incomplets (moins d'un 360 degré).

- Champ de vision limité vs champ de vision complet (FOV).

En général, les facteurs spécifiques à l'appareil utilisé, tels que le type de faisceau et la technique utilisée, ne peuvent pas être contrôlés. Tandis que d'autres facteurs tels que les paramètres de prise de vue et le champ de vision peuvent être contrôlés.

Certains appareils vous permettent de choisir la différence de potentiel et l'intensité du courant, certains utilisent des paramètres fixes et certains utilisent une fonction de faisceau intelligent où les paramètres dépendent de la taille du patient.

L'utilisation de réglages plus élevés augmente la dose de rayonnement reçue par le patient. De plus, le champ de vision plus petit donne une dose de rayonnement plus faible, car la réduction de la taille de la zone exposée au rayonnement en dirigeant le faisceau primaire vers la zone souhaitée réduit la dose de rayonnement.

Par exemple, étant donné que la quantité de rayonnement reçue par la glande thyroïde augmente considérablement la dose reçue par le patient, limiter le rayonnement à la mâchoire supérieure plutôt qu'à l'ensemble de la tête réduit la dose de rayonnement (Shorn., 2009).

En comparant les valeurs de dose des appareils CBCT maxillo-faciaux disponibles dans le commerce, la dose efficace semble être comprise entre (13 – 498) μSv , la majeure partie tombant dans une fourchette approximative de 30 à 80. En comparaison, la dose de rayonnement obtenue avec un scanner médical est (1,5 - 12,3) fois supérieure à celle d'un CBCT à champ moyen.

La dose du CBCT est proche de celle de la radiographie périapicale de la bouche entière, qui varie de 13 à 100 μSv , et est 4 à 15 fois supérieure à la dose de l'imagerie panoramique (2,5- 11) μSv par unité de temps qui varie entre. (Shorn., 2009; Loubele et al., 2008).

1.2.1.5. Applications pratiques de l'imagerie CBCT en dentisterie

A- Dans le domaine des implants dentaires

Diagnostic préopératoire des implants dentaires (Almog et al., 2006) .

Cela se fait en évaluant la nature du site chirurgical, en évaluant la nature et la quantité de l'os existant, la forme de la mâchoire et en évaluant les structures anatomiques importantes entourant le site chirurgical et en déterminant leur emplacement et leur proximité par rapport à celui-ci (canal nerveux mandibulaire, nerf maxillaire, sinus maxillaire, canal incisif, cavité nasale).

-Fabrication d'un stent chirurgical spécifiquement destiné à être utilisé pendant une intervention chirurgicale pour un placement précis de l'implant. (Almog et al., 2006).

- Évaluation de l'état des implants précédemment posés.

- Evaluation des propriétés biomécaniques de l'os.
- Évaluation de la densité minérale osseuse.
- Évaluation de l'état des tissus durs (os) de l'articulation temporo-mandibulaire (TMJ).
- Evaluation de la résorption de la crête alvéolaire.
- Évaluation de la présence et de la position des canines et des troisièmes molaires incluses.
- Évaluation du nerf mandibulaire avant l'extraction des dents incluses, en particulier les troisièmes molaires. (Miracle et al., 2009).

B - Dans le domaine de l'examen TMD

- Diagnostic de certains troubles de l'ATM par l'évaluation des composants osseux de l'articulation.
- Planification du traitement des troubles de l'articulation temporo-mandibulaire. (Tsiklakis et al., 2004).

C- En orthodontie

Il est principalement utilisé dans le diagnostic orthodontique, car il représente une alternative aux images Le diagnostic bidimensionnel est supérieur dans :

- Réalisation d'analyse 3D .(Kau et al., 2005).
- Évaluation de la symétrie faciale (Céphalométrie). (Miracle et al., 2009).
- Diagnostic des troubles de l'éruption, de l'impaction, des dents surnuméraires, de la résorption et de l'attache.
- Connaître la quantité d'os dans laquelle les dents se déplacent et la position des racines dans l'espace.
- Évaluation des cas de fente labiale et palatine et planification de leur traitement.
- Fournit des informations importantes sur les voies respiratoires (nasopharyngées et oropharyngées).
- Déterminer la progression du traitement orthodontique (Kau et al., 2005).

D - Dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale

- Évaluer la zone avant l'intervention chirurgicale.
- Taille et localisation des kystes et des tumeurs, greffes osseuses, greffes de sinus maxillaires et augmentation de la hauteur de la crête alvéolaire.
- Diagnostic des fractures et examen des résultats de la réduction ouverte (chirurgicale) des fractures zygomatiques maxillaire .(Queresby et al., 2008).

E- En endodontie

- Diagnostic des lésions pulpaires et des fractures radiculaires et planification de leur traitement.

- Surveillance des lésions périapicales.
- Chirurgies endodontiques (Bernardes et al., 2009).

F- Dans la parodontite

En raison de la capacité de l'imagerie CBCT à évaluer avec précision la structure spatiale de l'os parodontal et ses modifications pouvant être augmentée ou diminuée, la première application proposée pour l'utilisation de l'imagerie CBCT dans le domaine des maladies parodontales comprenait son utilisation dans le diagnostic, en plus de l'évaluation des résultats du traitement parodontal. (Miracle et Mukherjia ., 2009).

1.3. Modifications osseuses suite à la pose d'implants dentaires

1.3.1. Résorption de la marge osseuse alvéolaire et Perte osseuse crestale loos

La relation entre l'implant et les tissus environnants a suscité un grand intérêt chez les chercheurs afin de rendre l'interaction idéalement entre les implants osseux et dentaires (Alberksson., 1983).

Adell et ses collègues ont été les premiers à décrire la quantité d'absorption autour du col des implants en 1981. Ils ont déterminé que l'absorption au cours de la première année de chargement se situait entre 0 et 3 mm et le taux 1,2 mm. (Adell et al., 1981).

Frost a proposé la théorie du mécanostat, dans laquelle il postulait que la masse osseuse est le résultat direct de l'utilisation mécanique du squelette (Frost., 1987). Cela est cohérent avec la loi de **Wolff**, qui stipule en bref que la forme suit la fonction (Wolff., 1986).

Des études ont montré que la quantité d'absorption dans la mâchoire supérieure est plus grande que dans la mâchoire inférieure, ce qui peut être attribué au fait que la densité osseuse de la mâchoire inférieure est plus élevée (Weber et al., 1992).

Appelton et al en 1997 ont trouvé une corrélation entre la densité osseuse locale et la résorption osseuse apicale autour du col de l'implant, indiquant que plus la densité minérale osseuse est élevée, plus la résorption osseuse est faible.

La préparation osseuse corticale apicale réduit la résorption osseuse selon une étude de Novaes et al en 2005. sur la résorption osseuse autour du col de l'implant après application d'un foret de préparation osseuse corticale .

- La résorption osseuse autour du col de l'implant est affectée par plusieurs facteurs sont :

- 1- Épaisseur du tissu mou recouvrant la zone ciblée.
- 2- Conception du col de l'implant (Shin et al., 2006).
- 3- Bonne préparation de l'os cortical apical et travail insatisfaisant de l'os (Novaes et al., 2005).

Par conséquent, les facteurs qui conduisent à une perte osseuse autour du col de l'implant pendant la période de cicatrisation sont :

- 1- Traumatisme chirurgical (Esposito et al., 1998).
- 2 - Surcharge occlusale. (Isidor., 1997).
- 3- Péri-implantite (Adell et al., 1981; Schou et al., 1993).
- 4 - Remodeler le Vital Show (Hammerle et al., 1996)
- 5- Unités de surface implantaire (Adell et al., 1981; Hammerle et al., 1996; Hermann et al., 2008).

1.3.1.1. Facteurs de risque de résorption osseuse marginale autour des implants

A. L'effet de la technique chirurgicale sur la résorption osseuse marginale

Protocoles chirurgicaux sur l'altération du niveau de l'os crestal implant en un ou deux étages chirurgie dans le cas d'un pilier de cicatrisation un implant en une seule étape consiste à placer un pilier de cicatrisation en même séance d'implantation, puis le lambeau est remis en place et suturé autour.

Implantation en deux étapes: Après l'insertion de l'implant, la vis de l'implant est placée, le lambeau est rétracté et suture par-dessus. Après 3 à 6 mois, l'implant est exposé pour une deuxième intervention chirurgicale afin de placer le support de cicatrisation.

De nombreuses études cliniques et expérimentales ont étudié l'effet du type de technique chirurgicale. Les études expérimentales n'ont pas trouvé de différences significatives entre les deux techniques, que ce soit au niveau de l'évaluation radiologique ou au niveau histologique, en comparant plusieurs types d'implants (Abrahamsson et al., 1996 ; 1999). Le même résultat a également été trouvé lors de l'évaluation de la différence entre les deux méthodes dans le même type d'implants. (Astrand et al., 2004) ; (Kamppainen et al., 1997). Il n'y avait aucune différence dans le taux de réussite et de survie des implants ainsi que dans résorption osseuse marginale. La seule différence entre les deux techniques était que le patient n'avait pas à subir d'intervention chirurgicale ultérieure.

B. L'effet du temps de charge sur la résorption osseuse

Moment de charge et marge modifications du niveau osseux et des études ont recommandé de ne pas charger les implants avant 3 à 6 mois après la chirurgie pour assurer une ostéointégration complète. Dans le cas contraire, des mouvements fonctionnels dépassant 100 microns entraîneront un échec de l'ostéointégration et la formation de tissu fibreux, provoquant ainsi l'échec de l'implant. Cependant, plusieurs études ont montré que le chargement (Bronski., 1993 ; Adell et al., 1981), un contrôle fonctionnel accru de la charge augmente les taux de réussite de l'ostéointégration (Esposito et al., 2009).

La décision d'étudier la charge immédiate est liée aux taux de stabilité initiaux des implants ainsi qu'à l'étude précise de la qualité osseuse (Kenke et al., 2006, Weber et al., 2009).

Cannizzaro et Leone en 2003 ont constaté dans une étude comparative de 23 implants dentaires sur une période de deux ans que 91,3 % du groupe d'étude et 87,5 % du groupe témoin présentaient une résorption inférieure à 1 mm, et que 8,7 % du groupe test et 12,5 % du groupe témoin présentaient une résorption entre 1 et 2 mm. Aucun des implants étudiés n'a été perdu.

Calandriello et al en 2003 ont étudié la mise en charge immédiate de 20 implants et ont constaté une résorption de 1,22 mm après 1 an de surveillance.

Ont constaté un taux de réussite de 100 % après 6 mois de suivi et une résorption osseuse marginale de 1 mm sur des implants immédiatement protégés dans la région molaire inférieure.

En 2003, Glauser et ses collègues ont constaté que le taux d'absorption était de 1,2 mm après un an de suivi sur des implants immédiatement chargés.

En 2011, Koutouzis et ses collègues ont étudié l'effet de la charge immédiate sur les implants maxillaires placés à l'aide de la technique **Osteotome**. Un seul implant dans l'échantillon de l'étude a échoué, et la valeur d'absorption après 6 mois de suivi était de 0,08 mm et après 1 an de suivi était de 0,19 mm, ce qui est un faible pourcentage par rapport aux implants implantés selon la méthode traditionnelle.

En conclusion, la charge immédiate n'augmente pas la résorption osseuse marginale, et le taux de résorption osseuse est le plus élevé au cours des (3-6) premiers mois, et aucune résorption significative ne se produit dans les périodes suivantes.

C. L'effet de la greffe osseuse sur la résorption osseuse marginale

Le niveau osseux marginal autour des implants change avec la présence du greffon.

Bien que les recherches examinant l'effet des greffes sur la résorption osseuse autour des implants dentaires soient limitées. Dans une étude sur l'effet des implants de greffe, l'étude (DFDBA) a révélé que le taux de réussite des implants de greffe osseuse lyophilisés déminéralisés dans les échantillons témoins et d'étude était de 100 % et que la quantité de résorption était égale dans les deux cas à 0,15 mm (Koutouzis et al., 2010).

D. L'effet de la distance (implant-dent) et de la distance entre deux implants sur les valeurs de résorption osseuse

Chang et al en 2010 ont constaté que la distance entre la dent et l'implant n'avait aucun effet sur la résorption osseuse marginale. D'autres études ont montré que la résorption osseuse

marginale entre deux implants augmente à mesure que la distance entre eux diminue à moins de 3 mm (Tarnow et al., 2000 ; Cardoropoli et al., 2003).

E. L'effet de la localisation de la surface de contact entre l'implant et le pilier sur la résorption osseuse marginale

Cette titre et dit de la Position de l'interface fixation/pilier (FAI) par rapport aux modifications du niveau osseux alvéolaire supérieur et marginal .Pour obtenir une apparence esthétique optimale, le site FAI doit être situé sous le niveau osseux dans une position apicale (Buser & VonArx., 2000).

Cependant, certaines recherches ont montré que le fait de placer le FAI en dessous du niveau de l'os cortical a un effet négatif sur le niveau de l'os marginal et augmente la résorption osseuse (Pontes et al.,2008 ; Jung et al.,2008). D'autre part, certaines études ont montré que le placement du FAI en dessous du niveau de l'os cortical a un effet positif sur l'os marginal uniquement lorsque le diamètre du pilier est inférieur au diamètre de l'implant (Donovan et al., 2010, Koutouzis et al., 2011).

F. L'effet de la forme de la surface de contact entre l'implant et le pilier sur la résorption osseuse marginale

Cette titre et dit de l'effet de la conception de l'interface fixation/pilier sur les modifications du niveau osseux marginal ,implant-pilier a un effet sur la résorption des études ont montré que la forme de la jonction osseuse marginale et doit être conçue pour empêcher les micro-organismes de s'infiltrer dans la jonction et de provoquer une résorption osseuse. Il a été constaté que la connexion interne de l'implant avec le pilier interne (Hex) obtient les meilleurs résultats, en particulier lorsque le diamètre du pilier est inférieur au diamètre du dispositif de rétention, ce que l'on appelle (conception Morse), tandis que la valeur externe (Hex externe) d'absorption est maximale avec la connexion (Koutouzis & Wennstrom., 2007; Koutouzis et al., 2010).

I. L'effet de la charge implantaire sur la résorption osseuse marginale

Ce titre traite de l'effet des forces sur les changements du niveau osseux marginal. Une cause importante d'échec d'implantation tardive est la surcharge (Esposito et al., 1998).

Il faut ici distinguer deux types de forces appliquées à l'implant : les forces axiales et les forces de moment de flexion (Rangert et al., 1998).

Les forces longitudinales sont préférées car elles dissipent les contraintes sur le corps de l'implant, tandis que les forces de flexion augmentent les contraintes sur l'implant et donc sur l'os. Des forces de torsion peuvent survenir en raison de forces axiales sur la longueur lorsque des piliers ailés sont utilisés dans des prothèses et lorsque la couronne est grande.

Falk et al en 1989 ont constaté que lorsque des forces occlusales sont appliquées à un implant, ces forces sont réparties de telle sorte que le pilier ailé reçoit 70 % des forces, tandis que seulement 30 % des forces sont appliquées le long de l'axe longitudinal.

D'autres études n'ont trouvé aucune différence entre les implants recevant des forces le long de leur axe longitudinal et ceux qui sont inclinés et compensés par un pilier courbé en termes de taux de résorption accru (Krekmanov et al., 2000 ; Calandriello & Tomatis., 2005 ; Balshie et al., 1997).

J . L'impact des facteurs liés au patient

La sélection et l'évaluation des patients font partie du plan de traitement implantaire, car la résorption osseuse marginale est affectée par les soins bucco-dentaires du patient, le tabagisme, le diabète, la prédisposition à la parodontite, le type de tissus mous sus-jacents et la péri-implantite.

K. Fumeur

Une méta-analyse publiée en 2007 comprenait des recherches examinant le rôle du tabagisme dans l'échec des implants dentaires. Le tabagisme s'est avéré être un véritable facteur de risque et augmentait la résorption osseuse marginale par rapport aux non-fumeurs (Strietzel et al., 2007).

L. Histoire de parodontite

Dans une revue systématique de Schou et al en 2006 des études comparant le remplacement d'implants chez des patients ayant des antécédents de parodontite et le remplacement d'implants chez des patients ayant perdu des dents pour d'autres raisons, avec une période de suivi de plus de 5 ans, ont montré le même taux de réussite dans les deux groupes, mais la quantité de résorption osseuse marginale était plus importante dans le groupe ayant des antécédents de parodontite patients ayant des antécédents de parodontite (Karoussis et al., 2003, Hardt et al., 2002).

M. Diabète

L'effet du diabète sur le succès des implants se traduit par une susceptibilité accrue à l'inflammation des tissus. Péri-implantite (Ferreira et al., 2006).

N. Présence de muqueuse kératinisée

L'effet de l'attache gingivale a été étudié par Roos-Jansaker et ses collègues en 2006 dans une étude portant sur 218 implants en titane. Il n'y avait aucune association entre la présence ou l'absence d'attache gingivale et l'incidence de péri-implantite, en particulier si la plaque était contrôlée par le patient.

1.3.2. Densité osseuse

La structure interne de l'os est appelée qualité ou densité, qui est reflète les propriétés biomécaniques de l'os telles que la résistance et le module d'élasticité et la densité osseuse dans la zone recevant l'implant déterminent le plan de traitement. L'avenir le modèle de procédure chirurgicale, la période de cicatrisation proposée, la période de charge initiale de l'implant dentaire (Misch., 1990), et la qualité ou la densité de l'os dépendent de l'emplacement de la zone d'implant,

L'os le plus dense est souvent observé dans la région antérieure de la mandibule, suivi de la région antérieure du maxillaire, de la région postérieure de la mandibule et enfin de l'os le moins dense dans la région postérieure du maxillaire. (Esposito et al.,1998; Morris et al.,2004).

Adell et ses collègues ont rapporté en 1981 que les taux de réussite des implants dentaires dans la région antérieure de la mâchoire inférieure étaient supérieurs à 10 % des taux de réussite dans la région antérieure de la mâchoire supérieure.

Schnitman et al en 1988 ont rapporté que les taux de réussite dans la région postérieure de la mandibule étaient inférieurs à ceux de la région antérieure de la mandibule, tandis que la région postérieure du maxillaire présentait de nombreux échecs dans plusieurs études. (Esposito et al.,1998 Morris et al.,2004).

Engquist et ses collègues ont également noté en 1988 que 78 % des taux d'échec des implants dentaires se situaient dans des zones d'os mou (faible densité),

Friberg et ses collègues ont rapporté en 1991 que 66 % des échecs d'implants qu'ils ont réalisés se situaient au niveau du maxillaire, dans des zones de faible densité osseuse.

1.3.2.1. Classification de la densité osseuse

Linkow a classé en 1970 la densité osseuse en trois catégories principales :

- 1- **Classe I** : Os idéal constitué d'ostéophytes peu espacés et de petits espaces intercalaires.
- 2- **Classe II** : Espaces internucléaires légèrement plus grands et structure osseuse moins homogène.
- 3- **Classe III** : Grands espaces remplis de moelle osseuse entre les blocs.

Linkow a souligné que l'os du classe 3 s'accompagne d'une instabilité des implants dentaires, tandis que les résultats du deuxième type étaient quelque peu satisfaisants, comme c'était le cas pour le premier type, qui était complètement le meilleur (Linkow 1970) cité de Misch (2008).

En 1985, Lekholm et Zarb ont classé les densités osseuses de la région antérieure des

mâchoires en quatre catégories :

- 1- **Densité I** : Il s'agit d'un os dense et homogène.
- 2- **Densité II** : Elle est constituée d'une épaisse couche d'os dense entourant un centre contenant des sacs osseux denses.
- 3- **Densité III** : Elle est constituée d'une fine couche d'os dense entourant un centre avec des cloisons osseuses rapprochées.
- 4- **Densité IV** : Il est constitué d'une fine couche d'os dense entourant un centre avec des cloisons osseuses espacées (Lekholm.,1985. Cité de Misch., 2008). C'est comme dans la figure suivante :

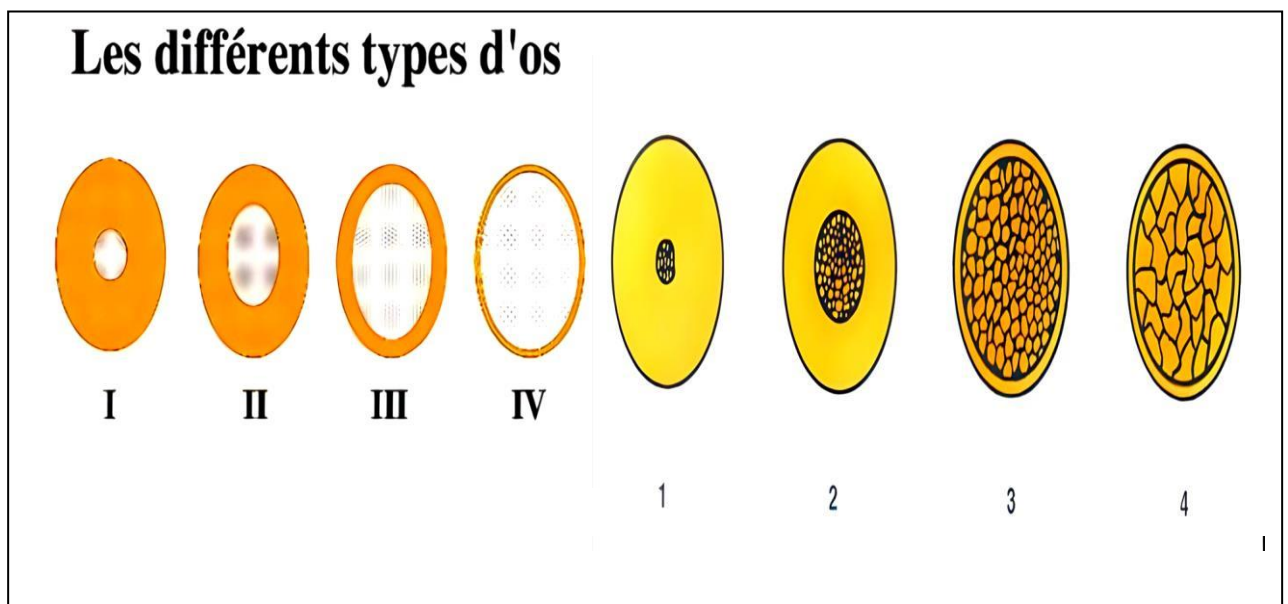


Fig. 1-1 . Les modèles osseux selon la classification de Lekholm et Zarb en 1985.

Il a également été démontré dans un certain nombre d'études que la quantité de perte osseuse marginale autour des implants dentaires a relation avec la distribution de la densité osseuse et la classification précédente (Misch et al.,2005).

Misch a également classé les densités osseuses en quatre catégories principales:

- 1- **D1**: Dans ce type, l'os est composé majoritairement d'os cortical dense.
- 2- **D2**: L'os est constitué d'os cortical épais et, en dessous, d'os spongieux composé de cloisons osseuses épaisses.
- 3- **D3**: L'os est constitué d'os cortical mince entourant de l'os spongieux avec des cloisons minces.
- 4- **D4**: Il ne contient presque pas d'os cortical et est composé principalement d'os spongieux. Septa osseux fins.

C'est comme dans la figure suivante :

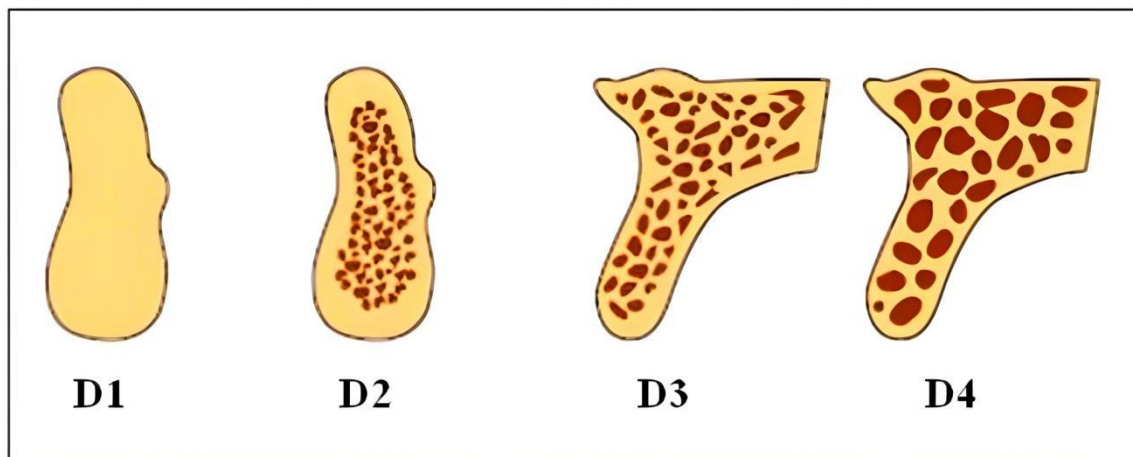


Fig. 1-2 . La classification de Misch 2008 du densité osseuse.

Les os très mous avec une minéralisation incomplète sont classés comme des os D5 et sont souvent observés dans des zones de densité des greffons osseux non minéralisés utilisés pour l'élévation du sinus maxillaire. La densité osseuse antérieure peut être déterminée en fonction de l'emplacement général de l'os, par palpation pendant la chirurgie ou par évaluation radiographique (Mish., 2008).

1.3.2.2. Les étapes six de résorption de la crête alvéolaire

Volksschössl en 1986 a décrit les six stades de résorption de la crête alvéolaire, allant de l'absence de résorption, de longueur et de largeur moyennes, de longueur et d'étroitesse longues et effilées, de largeur et d'étroitesse peu profond, et enfin, très résorbable ou atrophique, comme le montre dans la figure suivante :

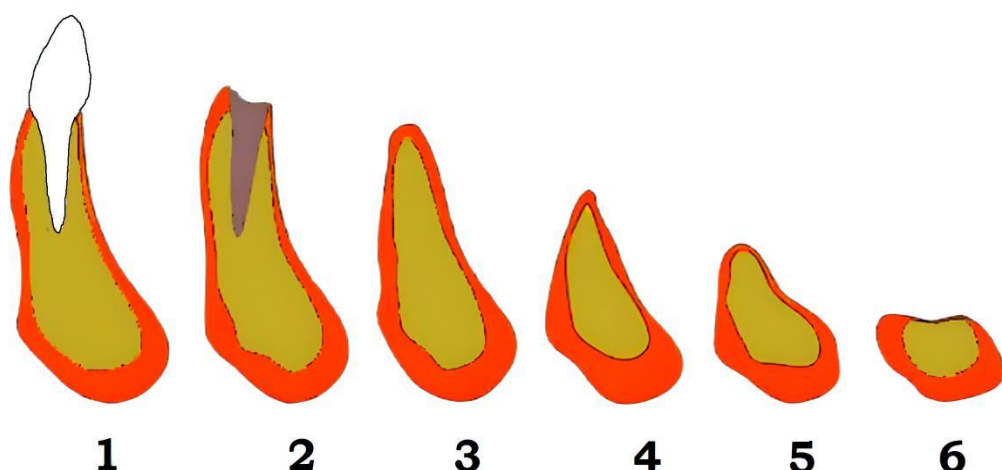


Fig. 1-3 . Les six étapes de la résorption de la crête alvéolaire dans les mâchoires.(Volksschössl1986).

L'os de densité D1 n'est pas visible au maxillaire et est rarement visible à la mandibule, où elle a été observée dans le type A selon la classification précédente à un taux de 6 % dans la région frontale et à un taux de 3% dans la région postérieure de la mâchoire inférieure. Le pourcentage de présence de cette densité était en la région antérieure de la mandibule avec le type (C-h) (atrophie modérée) était de 25 %. La densité D2 est le plus souvent observée dans la mandibule, environ 2/3 des patients ayant une densité D2 dans la région antérieure de la mandibule. Environ la moitié des patients présentent une densité D2 dans la région postérieure de la mandibule. Bien que la prévalence de la densité D2 au maxillaire soit inférieure à celle de la mandibule, environ 1/4 des patients présentent une densité D2 au maxillaire, qui correspond principalement aux zones de perte partielle de dents dans les régions antérieures et prémolaires. La densité osseuse D3 est plus fréquente au niveau du maxillaire, et plus de la moitié des patients ont une densité osseuse D3 au niveau du maxillaire. Environ 75 % des patients ont une densité osseuse D3 dans la région antérieure du maxillaire. Environ 50 % des patients présentent une densité maxillaire postérieure D3. Il s'agit généralement de la zone prémolaire. Alors que la moitié des patients (50%) ont une densité D3 dans la région postérieure de la mandibule, 25% des patients ont une densité D3 dans la région antérieure de la mandibule. La densité D4 se trouve le plus souvent dans la région postérieure du maxillaire, représentant environ 40 % de la masse maxillaire totale, en particulier dans la région molaire ou dans les zones où des procédures de greffe osseuse pour le sinus maxillaire sont réalisées. Seulement environ 10 % des patients présentent une densité D4 dans la région antérieure du maxillaire, ce qui est souvent le résultat d'une greffe utilisant des greffons de crête iliaque dans cette région. Alors que moins de 3 % des patients présentaient une densité D4 dans la mandibule, ce qui est souvent observé chez les patients atteints d'édentement complet ayant subi une ostéotomie du processus alvéolaire. La détermination de la densité osseuse en fonction de l'emplacement anatomique de la zone cible est la première méthode par laquelle le médecin peut élaborer un plan de traitement initial.

Il est préférable que le médecin soit prudent lors de la planification du traitement en fonction de la répartition de la densité osseuse par emplacement, en anticipant la pire densité osseuse qui pourrait être présente dans cette zone. Par conséquent, lors de la pose d'un implant dentaire, la région antérieure de la mâchoire supérieure avec une densité de D3, la région postérieure de la mâchoire supérieure avec une densité de D4, la région antérieure de la mâchoire inférieure avec une densité de D2 et la région postérieure de la mâchoire inférieure avec une densité de D3 sont prises en considération. Cité de (Misch., 2008).

1.3.2.3. Densité osseuse radiographique

Les images panoramiques et périapicales ne sont pas utiles pour déterminer la densité osseuse car les plaques osseuses corticales latérales masquent la densité des septa osseux entre elles. Ces images sont utilisées uniquement pour la planification initiale du traitement, tandis que la densité osseuse est déterminée soit approximativement en fonction de l'emplacement, soit précisément en fonction de radiographies transversales, en particulier la tomodensitométrie (TDM) , (Todisco et Trisi., 2005).

Les images CT fournissent des sections axiales, et chaque section contient 260 000 pixels. Chaque pixel est exprimé par un nombre (Unités Hounsfield : Hu) lié à la densité du tissu à l'intérieur de ce pixel. Plus la valeur de ce nombre est élevée, plus la densité de pixels est élevée. La classification précédente de la densité osseuse de Misch en 2008 était liée à ces valeurs de densité comme suit :

D1 > 1250 Unités Hounsfield.

D2 : 850-1250 : Unités Hounsfield.

D3 : 350- 850 :Unités Hounsfield.

D4 : 150- 350 :Unités Hounsfield.

D5 < 150 : Unités Hounsfield.

Lorsque la densité **D5** est exprimée à partir de zones d'os très mou qui sont souvent les zones de greffes Os non minéralisé. (kirocs. , 1999 ;Cité de Misch., 2008). Bien que l'augmentation de ces valeurs indique une augmentation de la densité osseuse et donc un taux de réussite plus élevé des implants. Une étude sur l'échec des implants a montré que l'échec des implants mandibulaires se produisait dans les zones avec des valeurs d'unité Hounsfield élevées. Cela est dû au manque d'apport sanguin dans ces zones denses, en plus des erreurs commises lors de la préparation de l'implant, qui entraînent une augmentation de la température osseuse. Au niveau du maxillaire, l'échec des implants se produisait dans les zones de faible densité, c'est-à-dire celles contenant un faible nombre d'unités Hounsfield (Rothman 1998, cité dans Misch 2008). La densité osseuse peut varier entre la zone de la crête osseuse alvéolaire et la zone apicale où l'implant dentaire sera placé. La zone la plus importante pour le succès des implants est la crête osseuse alvéolaire, à environ 7 à 10 mm de la crête osseuse alvéolaire. Par conséquent, lorsque les valeurs de densité osseuse diffèrent dans la zone où l'implant dentaire sera placé, le plan de traitement est basé sur la densité osseuse. Situé dans les 7 à 10 premiers mm de l'os alvéolaire. (Shahlaie et al., 2003. Cité À propos de Misch.,2008).

1.3.2.4 . Densité osseuse et pourcentage de contact Os / Implant

La densité osseuse dans la zone réceptrice de l'implant est liée non seulement à la stabilité initiale pour les implants dentaires, mais aussi dans les étapes qui suivent cette période, comme l'a noté Misch en 1990 la densité osseuse affecte la quantité de zones de contact os-implant (Misch., 1990, Cité dans Misch., 2008). Il est à noter que les zones de contact Os-Implant (BIC) sont plus élevées dans l'os cortical que dans l'os spongieux, et que les zones avec une densité osseuse D1 fournissent le pourcentage le plus élevé de zones de contact Os-Implant, avec un BIC de plus de 85 %. Alors que la densité D2 fournit environ 65 à 75 % de BIC. La densité D3 fournit 40 à 50 % de BIC. La densité osseuse D4, qui se trouve principalement dans la région postérieure du maxillaire, fournit un faible pourcentage de zones de contact Os-Implant, qui sont souvent inférieures à 30 % de BIC (Misch., 1990 ; cité de Misch., 2008).

1.4. Effet de la charge sur le succès des implants dentaires après extraction immédiate par rapport aux implants différées : une revue systématique

Pour étudier cette partie du titre, nous avons réalisé une revue systématique de chaque méthode. Cette démarche visait à déterminer la méthodologie de cette étude et a inclus les éléments suivants :

L'étude a été présentée dans l'article suivant, publié dans ***l'International Arab Journal of Dentistry (I A J D)*** : Par le lien : <https://e-journals.usj.edu.lb/iajd/vol17/iss1/15/>

Cet article abordait les sous titres suivants :

1.4.1. Résumé sur l'effet de la charge sur le succès des implants dentaires

Introduction: Cette étude porte sur les implants dentaires, utilisés pour remplacer les dents manquantes. Une décision cruciale en implantologie est le choix du moment de la pose de l'implant par rapport à l'extraction dentaire. Cette revue compare deux approches principales : la pose immédiate (implant posé lors de la même intervention que l'extraction dentaire) et la pose différée (implant posé après cicatrisation du site d'extraction, généralement 6 à 12 mois plus tard).

Objectifs: L'étude vise à comparer les taux de succès et les complications associés à ces deux stratégies, notamment en ce qui concerne la résistance de l'implant aux forces masticatoires. L'objectif principal était de comparer les taux de survie des implants posés après extraction (immédiatement) et ceux des implants posés de manière conventionnelle (différée) sous mise en charge immédiate (forces masticatoires). L'objectif secondaire était d'identifier les avantages et les inconvénients des deux approches. L'hypothèse nulle était qu'il n'y aurait pas

de différences significatives dans les principaux résultats entre les deux approches, bien que chaque méthode présente ses propres avantages et inconvénients.

Méthodes: À cette fin, une recherche bibliographique a été menée dans les bases de données PubMed, Scopus et Web of Science afin d'identifier les études cliniques et rétrospectives ainsi que les essais cliniques publiés entre 2013 et 2023. Les critères d'inclusion étaient les suivants : articles rédigés en anglais, publiés entre 2013 et 2023, afin de recueillir les types d'articles suivants : rapports de cas cliniques, essais cliniques randomisés, études rétrospectives et descriptives, études prospectives, protocoles et études cliniques en lien avec le sujet de cette revue, dont le texte intégral était librement accessible. Les critères d'exclusion étaient les suivants: articles non pertinents, articles publiés il y a plus de 10 ans, articles sans résumé, études in vitro ou sur des animaux. La recherche et la sélection ont permis de retenir 15 articles pour cette revue systématique.

Résultats: Les études analysées n'ont révélé aucune différence significative entre la pose immédiate et différée d'implants concernant les paramètres évalués : taux de succès, taux de survie, modifications osseuses, stabilité et résistance aux forces masticatoires. La pose immédiate d'implants constitue un traitement efficace et performant qui réduit la durée du traitement et offre une bonne résistance aux forces masticatoires.

Conclusions: La pose immédiate d'implants constitue une alternative valable à la pose différée.

Mots-clés: Implant différé, Implant dentaire, Implant immédiat, Mise en charge immédiate, Forces masticatoires.

1.4.2. Introduction

Les implants dentaires servent à remplacer les dents manquantes. Traditionnellement, un délai de plusieurs mois était nécessaire après la pose de l'implant avant la fixation d'une prothèse dentaire (mise en charge) afin de permettre l'ostéointégration (fusion osseuse avec l'implant). Cependant, la demande croissante des patients pour des résultats plus rapides a conduit au développement de techniques permettant une mise en charge immédiate, c'est-à-dire la fixation de la prothèse dans la semaine suivant l'intervention. Le moment optimal pour la mise en charge des implants posés immédiatement après une extraction dentaire (implants post-extractionnels) fait encore débat en dentisterie (Pastora R et al., 2024)[1].

La pose différée d'implants peut présenter certains avantages en favorisant une meilleure cicatrisation et une meilleure ostéointégration, améliorant ainsi la stabilité et le

succès à long terme de l'implant. Toutefois, elle nécessite une intervention chirurgicale supplémentaire, ce qui peut allonger la durée du traitement (Singh G et al., 2021) [2].

Le succès des implants, qu'ils soient posés immédiatement ou en différé, dépend de plusieurs facteurs, notamment la localisation de l'implant, la qualité et la quantité de l'os restant, ainsi que la santé bucco-dentaire du patient. Cependant, des études ont montré que les deux techniques peuvent être couronnées de succès, avec des taux de réussite allant de 90 % à 98 %. Cependant, la pose immédiate d'implants est associée à un risque légèrement plus élevé d'échec implantaire, notamment dans la région antérieure de la cavité buccale, où l'esthétique est primordiale (Canellas J et al., 2019) [3].

En définitive, la décision d'opter pour une pose d'implant immédiate ou différée après extraction doit être prise au cas par cas, en tenant compte de facteurs tels que la santé bucco-dentaire du patient, la localisation de l'implant et le résultat esthétique souhaité. Un diagnostic précis, un plan de traitement adapté et l'expertise de professionnels de santé sont essentiels pour déterminer la meilleure approche pour chaque patient (Canellas J et al., 2019) [3].

Pendant de nombreuses années, la procédure standard de pose d'implants dentaires consistait à les enfouir sous la gencive pendant trois à six mois afin de permettre leur intégration à l'os, un processus appelé ostéointégration. Cette méthode traditionnelle était lente. La mise en charge immédiate, qui consiste à fixer une dent de remplacement provisoire ou une prothèse immédiatement après la chirurgie implantaire, a été introduite pour accélérer le traitement. Les premières tentatives de mise en charge immédiate ont souvent échoué, mais les progrès réalisés dans les techniques chirurgicales, la conception des implants et la compréhension des forces en jeu ont permis d'obtenir de meilleurs résultats. Cette étude vise à comparer les performances des implants mis en charge immédiatement à celles des implants mis en charge de manière conventionnelle (après la période de cicatrisation) ; (Abdulaziz et al., 2016) [4].

Le remplacement des dents par des implants dentaires s'est avéré un traitement efficace. Les implants dentaires sont des dispositifs médicaux chirurgicaux pouvant être fabriqués en titane ou en zircone et recouverts de matériaux polymères formant une interface directe avec l'os alvéolaire pour soutenir la prothèse (Najeeb S et al., 2015) [5].

Cette alternative thérapeutique offre plusieurs avantages, tels qu'une durée de traitement réduite, la préservation osseuse, une esthétique améliorée et un nombre d'interventions chirurgicales limité. De plus, les résultats concernant les taux de survie et de succès des implants immédiats sont favorables et comparables à ceux des implants posés dans des alvéoles cicatrisées (Lang NP et al., 2012) [6].

1.4.3. Objectifs

L'objectif principal de cette étude était de comparer la pose d'implants post-extractionnels à la pose d'implants conventionnelle et de déterminer leurs taux de survie en cas de mise en charge immédiate. L'objectif secondaire est d'identifier les avantages et les inconvénients des deux approches. L'hypothèse nulle est qu'il n'existe pas de différences significatives de résultats entre les deux approches et que chacune présente ses propres avantages et inconvénients.

1.4.4. Matériel et méthodes

1.4.4.1. Méthodologie

Cette recherche a été menée sous forme de revue systématique. Les chercheurs ont effectué une recherche dans les bases de données **PubMed, Scopus et Web of Science** à l'aide de mots-clés spécifiques relatifs aux implants immédiats et différés, au succès et aux complications. Les critères d'inclusion exigeaient que les articles soient rédigés en anglais, publiés jusqu'en 2023 et présentent des méthodologies spécifiques telles que des essais cliniques randomisés, des études prospectives et des rapports de cas cliniques, avec un accès libre au texte intégral. Les critères d'exclusion ont permis d'éliminer les articles de synthèse, les études animales et les publications anciennes (plus de 10 ans). Le processus de sélection comportait plusieurs étapes : une recherche initiale dans les bases de données, une sélection par titre et résumé, et une analyse finale du texte intégral. Au final, 15 articles ont été inclus dans l'analyse. Les méthodologies des articles inclus étaient majoritairement des essais cliniques randomisés (53 %). Une recherche bibliographique a été menée dans les bases de données PubMed, Scopus et Web of Science à l'aide des mots-clés et associations **MeSH** suivants : « Implants dentaires », « Implantation dentaire », « Mise en charge immédiate des implants dentaires », « Résultats du traitement », « Forces masticatoires ».

L'analyse bibliographique de cette étude s'est appuyée sur 15 articles sélectionnés parmi 462 articles recensés. Ces articles ont été analysés selon les critères suivants :

1.4.4.2. Critères d'inclusion

Les critères d'inclusion étaient les suivants : articles rédigés en anglais, publiés au cours des 10 dernières années (jusqu'en 2023), afin de recueillir les types d'articles suivants : rapports de cas cliniques, essais cliniques randomisés, études rétrospectives et descriptives, études prospectives, protocoles et études cliniques en rapport avec le sujet de cette analyse, dont le texte intégral est accessible gratuitement.

1.4.4.3. Critères d'exclusion

Les articles non pertinents, ceux publiés il y a plus de 10 ans, ceux sans résumé, ainsi que les études in vitro ou animales ont été exclus de cette étude.

Pour cette revue, une stratégie **PICO** (Population, Intervention, Comparaison, Résultats et Conception de l'étude) a été élaborée (Tableau 1.1), et la question suivante a été posée « Existe-t-il des différences en termes de succès et de complications entre la pose d'implants après extraction et la pose d'implants différée ? ».

Tableau 1.1. Présente la stratégie **PICO** :

Population	Les personnes ayant perdu une dent et qui doivent se faire extraire une dent ne pouvant être restaurée et remplacée par un implant dentaire.
Intervention	Pose d'implant après extraction dentaire (en même temps que l'intervention chirurgicale ou après cicatrisation osseuse).
Comparaison	Comparaison entre les implants posés immédiatement après l'extraction et les implants posés ultérieurement.
Résultat	Taux de réussite et complications.
Conception de l'étude	Rapports de cas cliniques, essais cliniques randomisés, études rétrospectives et descriptives, études prospectives, protocoles et études cliniques.

Pour sélectionner les articles, une recherche avancée a d'abord été menée à l'aide de mots-clés dans la base de données, combinés de diverses manières. Dans un second temps, les études potentiellement éligibles répondant aux critères d'inclusion ont été examinées en détail et leur éligibilité évaluée. Enfin, une évaluation complète des articles a été réalisée. Les données ont été extraites et organisées sous forme de tableau (auteur/année, titre, objectif, type d'étude, échantillon, suivi, résultats, conclusion) (Tableau 1.2).

1.4.5. Résultats de cette revue systématique

La recherche bibliographique a permis d'identifier 462 articles dans les bases de données **PubMed**, **Scopus** et **Web of Science**. 343 ont été exclus car il s'agissait de doublons. 119 études potentiellement pertinentes ont été évaluées sur la base du titre et du résumé, et 90 ont été exclues car elles ne répondaient pas aux critères d'inclusion ou n'étaient pas pertinentes au sujet traité. Il restait ainsi 29 articles pour une évaluation du texte intégral, dont 9 ont été jugés non pertinents. Les 20 articles restants ont été analysés en texte intégral et leur pertinence a été évaluée ; 5 d'entre eux ont été jugés non pertinents et donc exclus. Finalement, **15 articles** ont été inclus dans cette revue systématique (Figure 1-4).

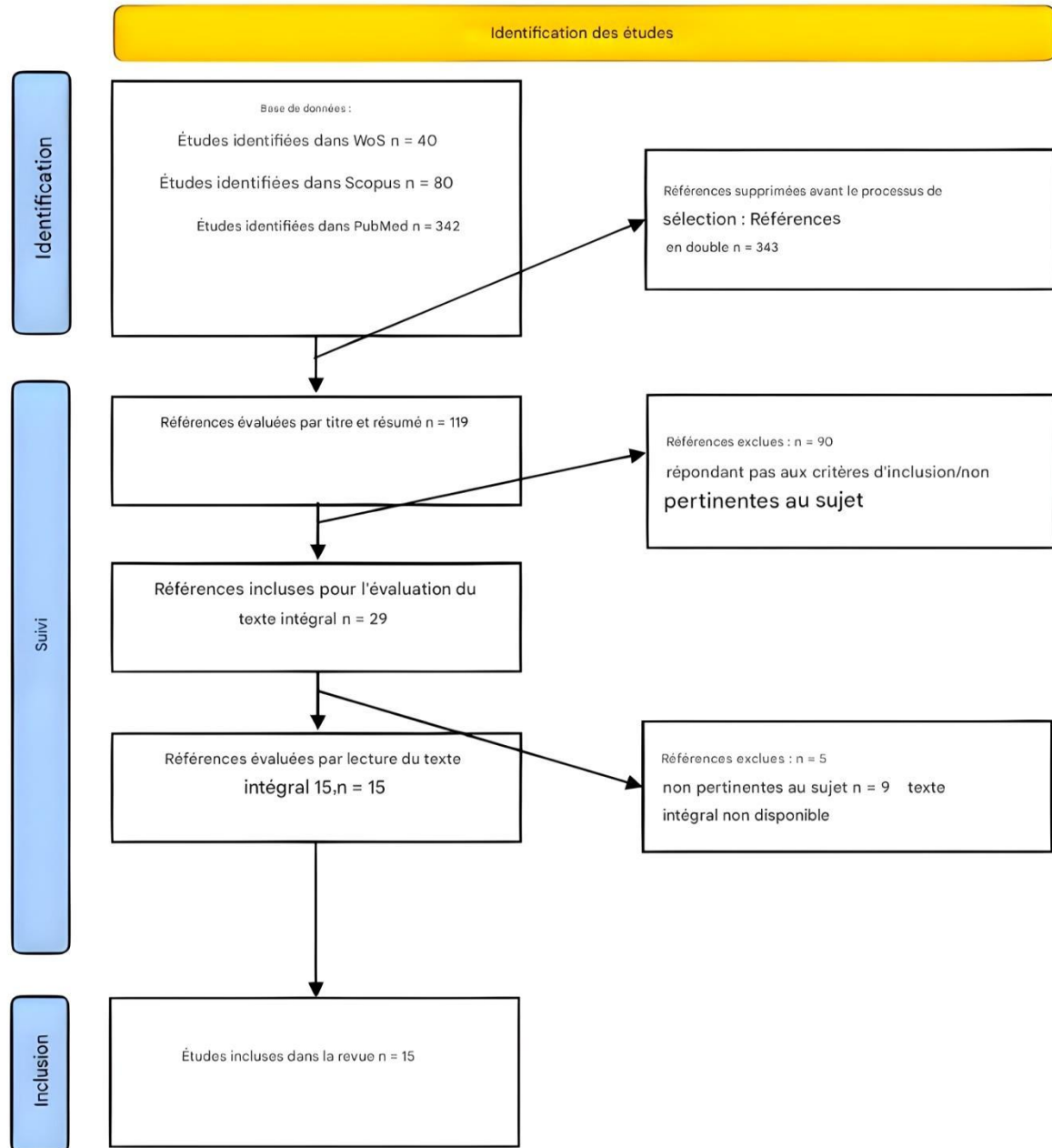


Fig. 1-4. Diagramme de flux **PRISMA**.

Concernant les périodes de publication, 2015, 2018 et 2019 ont enregistré le plus grand nombre d'articles sur le sujet, avec trois articles par an. 2014, 2017, 2021 et 2023 ont chacune compté un article, et enfin, 2020 en a compté deux. Aucune publication n'a été recensée pour 2013, 2016 et 2022. La figure (1-5) illustre la répartition par année de publication. Quant au type d'études dans les articles évalués, on dénombre 8 essais cliniques randomisés (53 %), 2 études prospectives (13 %), 1 étude clinique (7 %), 1 essai clinique (7 %), 1 étude

observationnelle (7 %), 1 étude rétrospective (7 %) et 1 essai clinique randomisé (7 %) (figure 1-6).

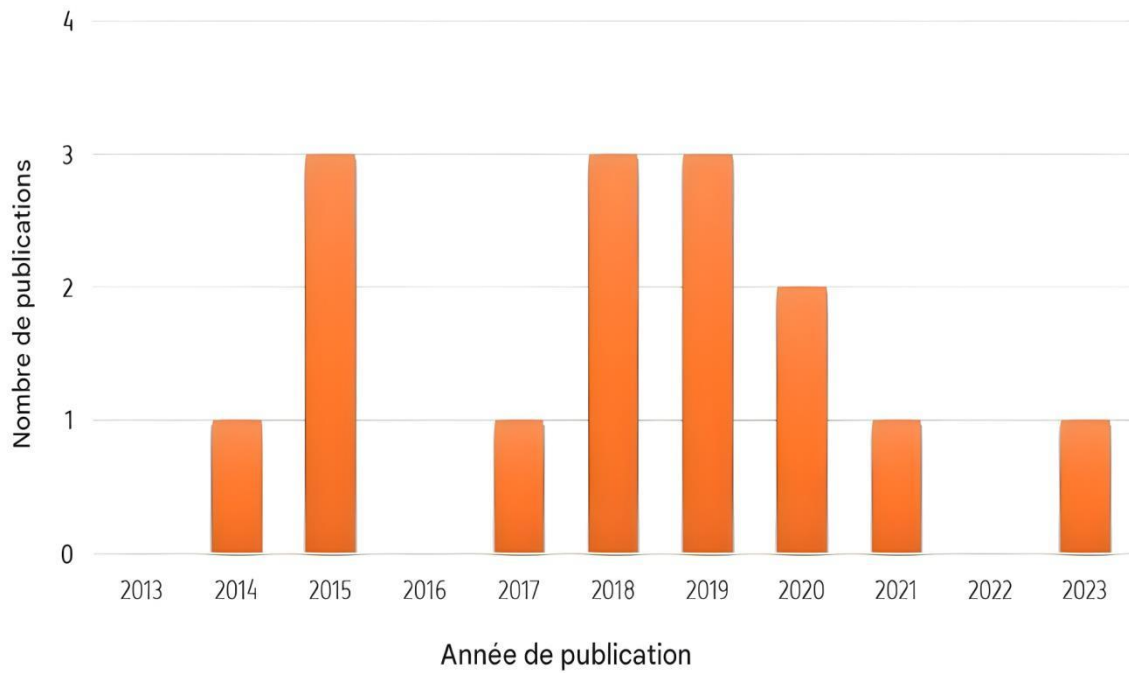


Fig. 1-5. Répartition par année de publication de l'article inclus.

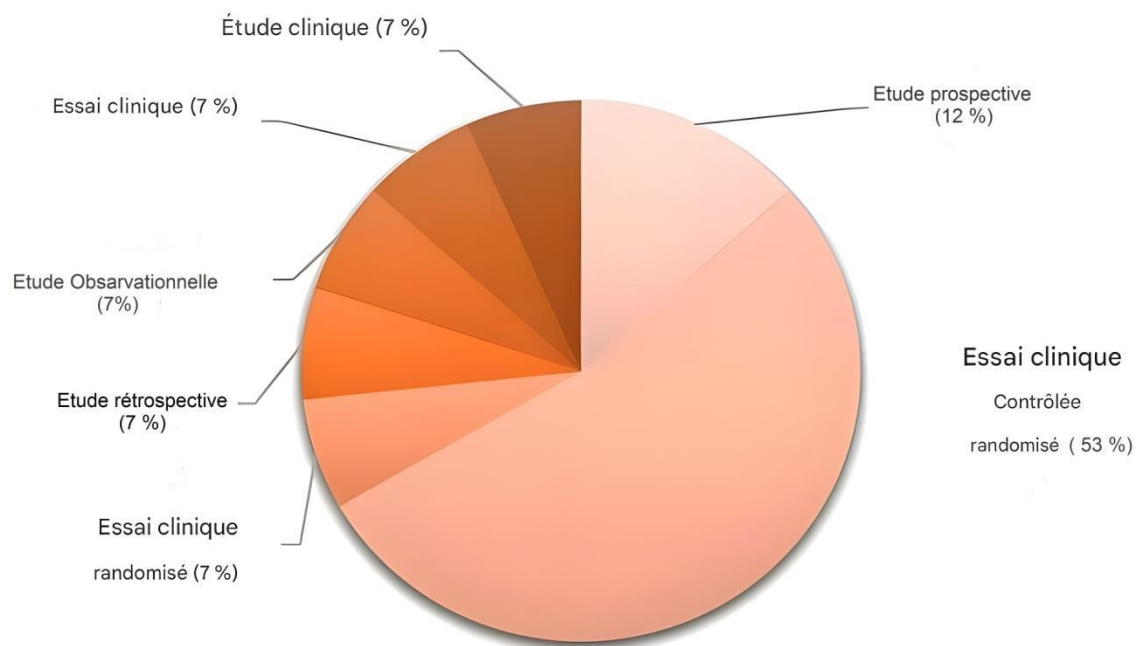


Fig. 1-6. Répartition selon le type d'étude.

Les résultats les plus pertinents de chaque étude ont été extraits puis organisés dans un tableau afin de faciliter l'analyse (Tableau 2).

Tableau 1.2. Données pertinentes issues des études sélectionnées :

Auteurs et année	Titre	Objectif	Type d'étude	Échantillon	Suivi	Resultants	Conclusions
Tealdo T, et al. (2014) [7].	Immediate versus delayed loading of dental implants in edentulous patients' maxillae: a 6-year prospective study	Compare the success rate of immediate and delayed implants.	Prospective study	34 treated with immediate implants and 15 with delayed implants	72 months	Survival rate: - Immediate implants: 93.9% - Delayed implants: 95.9%	The survival rate of immediate and delayed implants was similar
Esposito M, et al. (2015) [8].	Immediate loading of post-extractive versus delayed placed single implants in the anterior maxilla: outcome of a pragmatic multicenter randomised controlled trial 1-year after loading	To compare the efficacy of immediate implants with delayed implants.	Randomised Controlled Clinical Trial	54 treated with immediate implants and 52 with delayed implants	12 months	Failure rate: - Immediate implants: 6% - Delayed implants: 0% Bone loss: - Immediate implants: 0.23 mm - Delayed implants: 0.29 mm	More complications were observed with immediate implants compared with delayed implants.
Granić M, et al. (2015) [9].	Implant stability comparison of immediate and delayed maxillary implant placement by use of resonance frequency analysis--a clinical study	To compare the stability of implants placed immediately after tooth extraction and delayed implants.	Observational study	30 patients treated with immediate implants and 30 with delayed implants	6 months	Implant stability quotient (immediate vs. delayed): - After placement: 61.43 vs. 64.17 - After 20 weeks: 66.23 vs. 68.8	There appear to be no significant differences between the stability of immediate and delayed implants.
Felice P, et al. (2015) [10].	Immediate nonocclusal loading of immediate postextractive versus delayed placement of single implants in preserved sockets of the anterior maxilla: 1-year post-loading outcome of a randomised controlled trial	To compare the effectiveness of immediate implants with delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	25 patients treated with immediate implants and 25 with delayed implants	12 months	Failure rate: - Immediate implants: 8% - Late implants: 0% Bone loss: - Immediate implants: 0.1 mm - Late implants: 0.06 mm	No significant differences were observed between the two procedures.

Tableau 1.2 . (Suite)

Auteurs et année	Titre	Objectif	Type d'étude	Échantillon	Suivi	Resultants	Conclusions
Akoglan M, et al.(2017) [11].	Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of the single implants in the posterior maxilla	Evaluate immediate and late loading protocol on secondary stability and peri-implant bone density	Randomized Controlled Clinical Trial	13 patients treated with immediate implants and 13 with late implants	12 months	Stability quotient (1 year): - Immediate implants: 86.00 - Late implants: 82.00	No significant difference was observed in the peri-implant bone of immediate and delayed implants after 1 year after placement.
Kern M, et al.(2018) [12].	Survival and Complications of Single Dental Implants in the Edentulous Mandible Following Immediate or Delayed Loading: A Randomized Controlled Clinical Trial	To evaluate the survival of an immediate implant and compare it with a delayed implant.	Randomized Controlled Clinical Trial	158 patients: 81 immediate implants and 77 delayed implants	24 months	Immediate implant placement has demonstrated inferior survival compared to delayed placement.	Immediate implants have shown lower survival rates than late implants and should therefore only be considered in exceptional cases.
Mitsias M, et al.(2018) [13].	Immediate, early (6 weeks) and delayed loading (3 months) of single, partial and full fixed implant supported prostheses: 1-year post-loading data from a multicentre randomised controlled trial	To compare the clinical outcome of immediate and late implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	54 patients	12 months	100% success rate in both groups. One complication reported in each group	Both strategies were successful and no significant difference in survival and complications was observed between immediate and delayed implants.
Primo BT, et al. (2018) [14].	Clinical and Radiographic Assessment of Three-Implant-Supported Fixed-Prosthesis Rehabilitation of the Edentulous Mandible: Immediate Versus Delayed Loading	To compare the clinical and radiographic results of mandibular rehabilitation with immediate and delayed implants.	Prospective study	21 patients treated with immediate implants and 23 with delayed implants	30 months	Success rate: - Immediate implants: 95.23% - Late implants: 95.65%	Both therapeutic strategies have been shown to be viable in oral rehabilitation.

Tableau 1.2 . (Suite 1)

Auteurs et année	Titre	Objectif	Type d'étude	Échantillon	Suivi	Resultants	Conclusions
Ayna M, et al.(2019) [15].	A 5-year prospective clinical trial on short implants (6 mm) for single tooth replacement in the posterior maxilla: immediate versus delayed loading	Evaluate the results of treatment with immediate and delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	28 patients treated with immediate implants and 15 with late implants	60 months	Failure rate: - Immediate implants: 6.3% - Late implants: 0%	The implants presented satisfactory clinical results in both immediate and late concepts.
Pera P, et al.(2019) [16].	Immediate Versus Delayed Loading of Dental Implants Supporting Fixed Full-Arch Maxillary Protheses: A 10-year Follow-up Report	Compare the clinical results of immediate and delayed implants.	Clinical study	34 patients treated with immediate implants and 15 with late implants	120 months	Survival rate: - Immediate implants: 93.25% - Late implants: 94.85%	Immediate implants present a valid alternative to late implants.
Salman A, et al. (2019) [17].	Immediate versus delayed loading of mandibular implant-retained overdentures: A 60-month follow-up of a randomized clinical trial	Compare the clinical results of immediate and delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	23 patients; 12 delayed implants and 11 immediate implants	60 months	Success rate: 100% in both groups. Average change in bone level: - Immediate implants: 0.18 mm - Delayed implants: 0.89 mm	Both immediate and delayed implants demonstrated similar clinical results.
Anitua, et al. (2020) [18].	Long-Term Retrospective Study of 3.0-mm-Diameter Implants Supporting Fixed Multiple Protheses: Immediate Versus Delayed Implant Loading	To evaluate the influence of delayed and immediate implant loading on the long-term results of dental implants supporting multiple fixed protheses.	Retrospective study	202 implants (131 immediate and 71 delayed)	106 ± 40 months and 117 ± 38 months (immediate, late)	Survival rate: - Immediate implants: 97.2% - Delayed implants: 96.2% Marginal bone loss: - Immediate implants: 1.2 ± 1.0 mm - Delayed implants: 1.2 ± 1.0 mm	The immediate or delayed protocol does not influence long-term outcomes in terms of survival and marginal bone loss.

Tableau 1.2 . (Suite 2)

Auteurs et année	Titre	Objectif	Type d'étude	Échantillon	Suivi	Resultants	Conclusions
Wang J, et al. (2020) [19].	Immediate versus delayed temporization at posterior single implant sites: A randomized controlled trial	To evaluate the clinical results of two protocols involving immediate and delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	52 patients: 27 immediate implants and 25 delayed implants	12 months	Average bone level change: - Immediate implants: 1.2 mm - Late implants: 1.6 mm	The two protocols obtained similar results
Gjelvold B, et al. (2021) [20].	A Randomized Clinical Trial Comparing Immediate Loading and Delayed Loading of Single-Tooth Implants: 5-Year Results	Compare the results of clinical treatment with immediate or delayed single dental implants.	Randomized Clinical Trial	50 patients; 25 immediate implants and 25 delayed implants	60 months	Survival rate: - Immediate implants: 100% - Delayed implants: 95.8% Success rate: - Immediate implants: 91.7% - Delayed implants: 83.3% Marginal bone loss: - Immediate implants: - 0.50 ± 0.73 mm - Delayed implants: - 0.54 ± 0.65 mm	No significant differences were observed between immediate and delayed implants.
Mundt T, et al. (2023) [21].	Survival and stability of strategic mini-implants with immediate or delayed loading under removable partial dentures: a 3-year randomized controlled clinical trial	Stability and survival of immediate and delayed loading mini-implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	12 patients; 76 implants (38 immediate and 38 delayed)	36 months	Survival rate: - Immediate implants: 92% - Late implants: 95%	No relevant differences were observed between immediate and late loading in relation to survival and stability.

L'analyse a porté sur les données de 15 études sélectionnées :

1. Taux de survie et de succès : La plupart des études n'ont pas mis en évidence de différences statistiquement significatives en termes de survie ou de succès entre les implants immédiats et différés. Les taux de survie se situaient généralement entre 93 % et 100 % pour les deux groupes, selon les études.

2. Complications/Taux d'échec : Certaines études ont indiqué un risque d'échec légèrement supérieur ou davantage de complications associées aux implants immédiats (par exemple, des taux d'échec de 6 % à 8 % pour les implants immédiats contre 0 % pour les implants différés dans quelques essais spécifiques).

3. Stabilité osseuse (ISQ) : Les mesures du quotient de stabilité implantaire (qui évalue la qualité de la fixation de l'implant dans l'os) ont donné des résultats variables selon les études, mais globalement, aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre les deux approches à long terme.

4. Perte osseuse : Certaines études ont rapporté une perte osseuse marginale légèrement plus importante pour les implants différés, tandis que d'autres n'ont constaté aucune différence significative. Une étude a toutefois mis en évidence une différence statistiquement significative en faveur des implants immédiats concernant la variation du niveau osseux. Les résultats de la synthèse quantitative (méta-analyse) ont été omis car cette étude était uniquement une comparaison et une description entre les deux approches et entre les résultats obtenus par les chercheurs dans des études précédentes.

1.4.6. Discussion

Six articles de référence, publiés entre 2013 et 2023 par Tealdo et al. (2014), Kern et al. (2018), Pera et al. (2019), Anitua et al. (2020), Gjelvold et al. (2021) et Mundt et al. (2023), [7, 12, 16, 18, 20, 21] ont évalué les taux de survie des implants. L'analyse de ces études n'a révélé aucune différence statistiquement significative entre les taux de survie des implants immédiats et différés, malgré une tendance favorable à ces derniers. Les taux de survie variaient de 93,25 % à 100 % pour les implants immédiats et de 94,85 % à 96,2 % pour les implants différés. Les critères de succès implantaire ont été évalués dans les études de Metsias et al. (2018), Ayna et al. (2019), Gjelvold et al. (2021), Salman et al. (2019) et Primo et al. (2018) [13-15, 17, 20]. Les résultats ont indiqué un taux de succès comparable entre la pose immédiate et la pose différée d'implants, avec des valeurs allant de 91,7 % à 100 % pour la pose immédiate et de 83,3 % à 100 % pour la pose différée. Cependant, Esposito et al. (2015) et Ayna et al. (2019) [8, 15], ont évalué les résultats en termes de taux d'échec, qui était de 0 % pour la pose différée et variait de 6 % à 8 % pour la pose immédiate. L'ISQ obtenu est utilisé en pratique clinique comme indicateur de la stabilité mécanique de l'implant et est reconnu pour son fort pouvoir prédictif des résultats cliniques. Deux études ont comparé les approches de pose d'implants immédiate et différée à l'aide de l'ISQ. Dans l'étude de Granić et al. (2015) [9], l'ISQ était plus élevé pour la pose différée, mesuré immédiatement après

l'implantation (61,43 vs 64,17) et 20 semaines après (66,23 vs 68,83). En revanche, Akoğlu et al. (2017) [11], ont observé une valeur d' **ISQ** plus élevée pour les implants immédiats que pour les implants différés, un an après la pose (86,00 vs 82,00). On constate des différences de valeurs d' **ISQ** entre les deux études. Ceci pourrait s'expliquer par l'influence de plusieurs facteurs, tels que la qualité osseuse, la forme de l'implant, le filetage, le traitement de surface, la technique chirurgicale et l'expérience du chirurgien. Cependant, malgré les différences de valeurs observées dans les deux études, aucune différence statistiquement significative n'a été constatée concernant les valeurs **ISQ** entre les deux approches. En 2015, 2019, 2020 et 2021, Esposito et al. (2015) [8], Salman et al. (2019) [17], Anitwa et al. (2020) et Wang et al. (2020) [18], [19], , respectivement, ont évalué des niveaux de perte osseuse allant de 0,1 mm à 1,2 mm pour les implants immédiats et de 0,06 mm à 1,6 mm pour les implants différés. Dans l'étude de Salman et al., (2019), des différences statistiquement significatives ont été observées entre les deux approches.

Cette discussion met en lumière les avantages et les inconvénients de chaque approche. Les implants immédiats offrent des avantages considérables aux patients, tels qu'une durée de traitement réduite, un résultat esthétique immédiat et l'absence de seconde intervention chirurgicale. Cependant, ils présentent un risque théorique légèrement plus élevé d'échec ou d'infection, probablement dû à l'application immédiate des forces de mastication avant la consolidation osseuse complète. Les implants différés nécessitent un délai d'attente plus long, ce qui peut être insatisfaisant pour les patients, mais ils permettent une consolidation osseuse complète, ce qui peut conduire à une meilleure stabilité à long terme grâce à une ostéointégration renforcée. Le consensus général qui se dégage de la littérature analysée suggère que la pose immédiate d'implants est une alternative valable et efficace à la pose différée, malgré de légères différences dans les risques de complications observées dans certains essais.

1.4.7. Conclusion du revue systématique

- 1- Outre l'obtention d'un résultat esthétique immédiat et un confort accru pour le patient, les implants immédiats présentent l'avantage d'éviter une seconde intervention chirurgicale. Cependant, ils comportent l'inconvénient d'un risque plus élevé d'échec et d'infection, dû à la mise en charge des forces masticatoires immédiatement après leur pose.
- 2- La pose différée d'implants dentaires présente l'inconvénient d'un temps de cicatrisation plus long que pour les protocoles immédiats, ce qui est insatisfaisant pour les patients. Il est donc recommandé d'opter pour la pose immédiate, qui préserve la structure osseuse et

gingivale améliorée à moindre coût, offre une durée de traitement plus courte et une meilleure résistance aux forces masticatoires grâce au temps de cicatrisation et de stabilisation de l'implant.

1.4.7.1. Contributions au domaine

Cette revue synthétise les données récentes (jusqu'en 2023) comparant la pose immédiate et la pose différée d'implants. Elle confirme que les techniques modernes permettent aux implants immédiats d'atteindre des taux de succès comparables à ceux de la pose différée traditionnelle, répondant ainsi directement à la question clinique posée par la stratégie **PICO**. Cette étude offre une vue d'ensemble structurée des données probantes, en soulignant notamment l'équilibre entre le confort du patient (implants immédiats) et la réduction potentielle des risques de complications à court terme (implants différés).

1.4.7.2. Résultats et importance

Le principal résultat est la conclusion que la pose immédiate d'implants est une option de traitement efficace et performante qui réduit significativement la durée globale du traitement pour les patients. Elle confirme l'idée que, lorsqu'ils sont posés correctement, les implants immédiats résistent bien aux forces de mastication et présentent des taux de survie élevés, ce qui en fait un choix judicieux en dentisterie restauratrice moderne.

1.4.7.3. Limites et perspectives

Cette revue présente des limites liées à la qualité et à l'hétérogénéité des 15 études incluses. Par exemple, les résultats concernant le quotient de stabilité implantaire (ISQ) varient d'une étude à l'autre, ce que les auteurs attribuent à des différences de qualité osseuse, de conception des implants et de technique chirurgicale – des facteurs qui n'ont pas été contrôlés dans l'ensemble de la revue. De plus, aucune publication n'a été trouvée pour les années 2013, 2016 et 2022, ce qui indique des lacunes potentielles dans la littérature récente pour ces années-là. Les travaux futurs devraient se concentrer sur la standardisation des protocoles de mesure entre les études afin de mieux comparer des facteurs tels que la stabilité osseuse et les taux de complications à long terme.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons vu des généralités sur le phénomène des implants dentaires, la densité osseuse et le pourcentage de contact entre l'os et l'implant. Différents types d'os Différents types de densité osseuse. Facteurs affectant la durée de vie des implants dentaires. Types de Radiographier disponibles en dentisterie, leurs avantages et inconvénients, et études de littérature antérieures sur l'évaluation du travail de ces appareils, tels que : IR , PA , CR, CT-Scan, TCM , IRM ,CBCT... etc. Identification des facteurs de risque de résorption osseuse marginale autour des implants. Applications pratiques de l'imagerie CBCT en dentisterie.

Les biomatériaux sont utilisés dans la fabrication d'implants dentaires et leur compatibilité avec l'os de la mâchoire est étudiée. Ils étudient également les phénomènes qui se produisent lors de la pose d'implants, tels que l'échec de l'implant ou la résorption osseuse marginale qui se produit lors de l'activité de diverses forces de mastication sur l'implant dentaire et l'os environnant. Cela nous encourage à mener des recherches approfondies sur ces matériaux, les implants dentaires et les différents phénomènes qui se produisent sur les implants dentaires au cours de leur activité sous l'influence de différentes charges comme les forces de masticatoires normale dans la vie du humaine. Ceci nous a conduits à réaliser une étude de **revue systématique** sur l'effet des contraintes sur deux méthodes d'implantation immédiate et différée, qui sont abordées dans ce chapitre. La méthode d'implantation immédiate sous différentes contraintes a été choisie pour cette recherche et sera explorée plus en détail dans les chapitres suivantes. Et c'est le but du cette recherche.

Partie 01 :

ETUDE EXPERIMENTALE

CHAPITRE II :

METHODES D'ESSAIS ET

MATERIAUX UTILISES

Introduction

Les implants dentaires sont devenus une option thérapeutique populaire pour de nombreux malades souffrant de perte de dents. La quantité et la qualité osseuses sont des facteurs clés qui contribuent au succès à long terme des implants dentaires. La mesure de l'épaisseur de l'os cortical et de la densité osseuse spongieuse par tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) s'est avérée utile pour la réussite de la pose d'implants.

Le but de cette étude était de mesurer l'épaisseur de l'os apical à différents endroits de l'implant avant la chirurgie, en utilisant la tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT), et d'évaluer et de quantifier les changements quantitatifs dans l'os mandibulaire résultant des implants dentaires après une période de temps de 1 jour à plusieurs mois après la procédure d'implant dentaire lorsque l'implant a été soumis à différentes forces de mastication. Cette étude s'est concentrée sur l'examen de l'évolution de la valeur de l'absorption osseuse dans la zone implantaire de la mandibule chez 15 malades avec un échantillon de 30 implants dentaires par rapport à 2 implants dentaires pour chaque malade dans différentes zones de la mandibule pour chaque malade soit dans les prémolaires soit dans la zone des molaires, et en comparant le pourcentage de changement entre l'épaisseur de l'os apical avant l'implantation et plusieurs mois après l'implantation et le taux d'absorption dans les os mandibulaires a été mesuré en millimètres. La méthode de travail a été réalisée pour mesurer la différence de valeur du changement d'absorption osseuse en prenant une image CBCT appelée image numéro 01 pour chaque malade, et ce immédiatement après l'implantation et enregistrée dans l'ordinateur. Après plusieurs mois, l'image numéro 02 a été prise pour le même malade avec la même technique CBCT et comparée entre les images 1 et 2 dans la valeur de changement de la quantité d'absorption osseuse par le logiciel d'imagerie White Fox v3.1. La valeur de changement a été calculée en unités de mm et la valeur d'absorption était pour chaque individu dans cette étude. La valeur de changement a été calculée en mm et la valeur d'absorption était de $D = (-0,6 \pm 0,35)$ mm pour chaque individu dans cette étude.

Dans ce chapitre, une étude expérimentale a été menée sur 15 malades dans une clinique dentaire. En utilisant le résumé revue littérature fourni dans le premier chapitre et ce qui en a été extrait, l'étude a été déterminée pour inclure et se concentrer sur l'effet des implants dentaires après avoir été exposés à différentes forces de mastication, qu'il s'agisse d'une charge immédiate ou non immédiate, pendant une période allant de 1 jour à plusieurs mois.

Notre objectif dans cette étude est une analyse tridimensionnelle des dimensions de l'os cortical entourant l'implant dentaire après la pose de l'implant. Les travaux ont été réalisés en deux étapes :

Phase expérimentale et phase d'analyse numérique tridimensionnelle à l'aide du programme ANSYS V.10, qui comprenait une étude expérimentale résumée dans ce chapitre 02

Trente (30) implants dentaires ont été posés chez 15 malades en utilisant le même matériau (Titanium type 4 : Ti-6Al-4V) , le même type et le même fabricant. L'effet de différentes forces de charge, se produisant naturellement entre (180-250) N, sur le pourcentage de résorption osseuse corticale sur les côtés marginaux a été étudié. L'objectif de cette partie était d'étudier les modifications osseuses autour des implants dentaires par radiographie en utilisant la technologie de tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT) à travers :

1. Evaluation de la résorption osseuse marginale vestibulaire autour des implants.
2. Etude de l'évolution de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire.
3. Évaluation des changements du densité osseuse radiographique autour de l'implant.

Nous visons à acquérir la technologie d'imagerie numérique 3D des prothèses dentaires, pouvant ainsi évaluer le pourcentage de résorption osseuse autour de l'implant, le pourcentage de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale autour de l'implant et le pourcentage de changement de la densité osseuse radiographique autour de l'implant après les avoir exposés à différentes charges des forces naturelles de mastication humaine afin d'estimer le succès de l'implant ou son échec expérimentalement pour 15 malades et de comparer les résultats de l'imagerie 3D utilisant la technologie CBCT et analysés statistiquement à l'aide de SPSS.V.22.00 et comparés à la simulation numérique utilisant ANSYS, dans laquelle les mêmes modèles d'implants utilisés sur les malades en clinique ont été sélectionnés.

Nous résumons les étapes expérimentales dans ce chapitre, qui sont résumées dans les titres mentionnés ci-dessous :

2.1. Échantillon d'étude

2.1.1. Description de l'échantillon

2.1.1.1. Matériels et méthodes

L'étude a été menée sur des malades visitant la clinique dentaire de la ville de la commune M'chira, Mila- Algérie- en 2024 pour réaliser des implants dentaires. L'étude a porté sur 30 implants dentaires appliqués dans la région postérieure inférieure ou supérieur

sur 15 malades hommes et femmes des deux sexes (8 hommes et 7 femmes). L'âge des malades variait entre 24 et 50 ans, avec un âge moyen de 34 ans.

2.1.2. Critères de sélection des patients de l'échantillon

2.1.2.1. Critères d'inclusion

1. Le consentement personnel et écrit du malade à participer à l'échantillon de l'étude.
2. Être en bonne santé (pas de maladies systémiques générales telles que le diabète, les troubles cardiovasculaires ou la leucémie).
3. Femmes non enceintes.

2.1.2.2. Critères d'exclusion

1. La présence d'une contre-indication absolue ou relative aux implants dentaires.
2. La présence de maladies métaboliques affectant les Os, telles que l'ostéoporose, l'hyperparathyroïdie primaire ou secondaire, l'ostéomalacie, la polyarthrite rhumatoïde et le myélome multiple.
3. Prendre des médicaments qui affectent le métabolisme osseux pendant une longue période, tels que les corticostéroïdes, les antiacides et les anticonvulsivants.
4. Fumer ou boire de l'alcool.

2.2 . Matériel de recherche

2.2.1. Tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT)

Un scanner CBCT White Fox v3.1 a été utilisé et est disponible dans la clinique du Dr Gardi Salah Eddine (Mila) , la radiographie sécurisée est fabriquée par :

De Gotzen®s.r.l.Via Roma, 45 21057Olgiate Oloma. Voir la figure suivante :



Fig. 2-1 . Le scanner CBCT utilisé dans cette étude. (Auteur).

2.2.2. Logiciel de traitement d'images radiographiques utilisé

Pour cette étude, le logiciel de traitement d'images CBCT et une Whitefox v 3.1, qui est la même version que le dispositif d'imagerie précédent, a été utilisé. Il s'agit du même

exemplaire fourni avec le dossier qui a été photographié par l'étudiant et le médecin de la clinique dentaire pour établir un diagnostic et effectuer quelques analyses radiologiques à l'aide de la liste d'outils du programme d'études.

2.2.3. Ordinateur utilisé pour la recherche

Type Acer : processeur Intel (R) Core (TM) 2 Duo T5800 à 3,00 GHz/798 MHz, 2,87 Go de RAM, extensions d'adresses physiques.

2.2.4. Implants dentaires utilisés

Trente implants dentaires GS3 Osstem, fabriqués par la société coréenne Osstem, ont été utilisés. La forme de l'implant est conique, effilée avec des spirales en V (Titanium type 4). L'apex est plat et doté d'une gouttière. La connexion de l'implant au pilier est interne, comme illustré à la figure 2-2 : <http://www.osstemuk.com/>



Fig. 2-2. Le type d'implants dentaires utilisés dans cette étude. (<http://www.osstemuk.com/>)

2.3. Méthode de travail sur le terrain

2.3.1. Phase préopératoire

2.3.1. 1. Examen médical et clinique

Le malade a été examiné : antécédents médicaux, médicaments pris, maladies métaboliques éventuelles, et un examen clinique de la bouche, des mâchoires et des dents a été réalisé. Lorsque le malade remplissait les conditions de l'étude, un formulaire d'étude spécifique était rempli, incluant ses informations personnelles (nom, sexe, âge, numéro de Tél., etc.) et ses antécédents médicaux.

2.3.1. 1. Étude de cas

A- Réalisation de modèles en plâtre

Les empreintes d'alginate du patient ont été prises, coulées en plâtre et montées sur la prothèse selon l'apex en cire, en alternative à l'étude radiographique, comme illustré à la figure (2-3).



Fig. 2-3. L'étude de cas sur l'application. (Auteur).

B- Réalisation d'un scanner CBCT diagnostique

Un scanner CBCT a été réalisé pour le malade et un plan de traitement adapté a été élaboré, déterminant l'emplacement de l'implant, sa longueur, son diamètre et son axe. La procédure s'est déroulée comme suit :

Après avoir ouvert le programme depuis le dossier du malade, accédez à la page d'accueil en cliquant sur l'icône de visualisation d'images, puis en double-cliquant sur l'icône de groupes d'images. L'image est chargée et affichée sur l'écran de l'ordinateur au format MBR. Ensuite, dans l'icône de sélection de la disposition, sélectionnez « CPR » et, dans le menu déroulant, sélectionnez la mâchoire inférieure ou supérieure. Une boîte de dialogue apparaît, permettant de choisir la méthode « dessin manuel ». Tracez ensuite la ligne médiane sur la crête alvéolaire pour obtenir une image en coupe transversale, activable uniquement en cliquant sur l'icône de fin. L'emplacement de l'implant est déterminé à une distance de (1,5 à 2 mm) de la dent adjacente ou de (3 mm) d'un implant adjacent (Misch et al .,2005 ; 2008). À l'aide de l'icône de règle de la barre d'outils, la largeur mésio-latérale et la largeur vestibulaire-linguale du processus alvéolaire ainsi que la hauteur de l'os au-dessus du canal du nerf alvéolaire inférieur sont mesurées afin de déterminer le diamètre et la longueur de l'implant. L'angulation mésio-distale de l'implant est déterminée en fonction de l'axe de la dent adjacente (voir la figure 2-4), et l'angulation bucco-linguale est déterminée en fonction de l'axe de la dent opposée (voir la figure 2-5). Des scanners CBCT ont été réalisés sur 30 implants chez 15 malades (âge moyen = 34 ans) (8 hommes, 7 femmes) immédiatement après l'intervention et évalués plusieurs mois après l'intervention. La section oblique de chaque implant a été identifiée et des mesures ont été effectuées à des niveaux prédéfinis. Les mesures de chaque implant ont été enregistrées par un seul examinateur trois fois sur quatre sites différents, et les variations dimensionnelles et la densité osseuse ont été calculées. Les données ont été analysées statistiquement à un seuil de signification de $p = 0,05$.

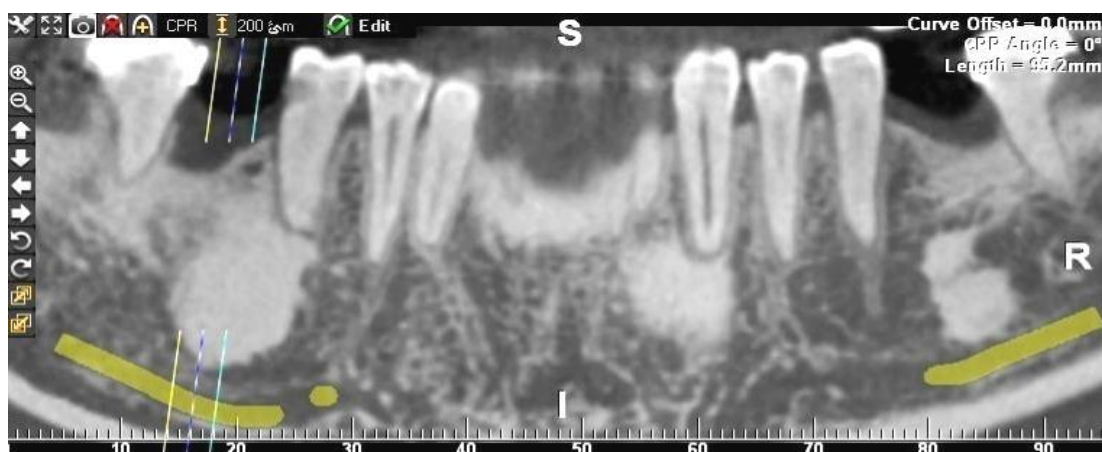


Fig. 2-4 . Exemple pour site sélectionné pour l'implantation, à mi-chemin entre les deux dents adjacentes, avec son axe mésio-latéral parallèle à l'axe de la dent opposée. (Auteur).

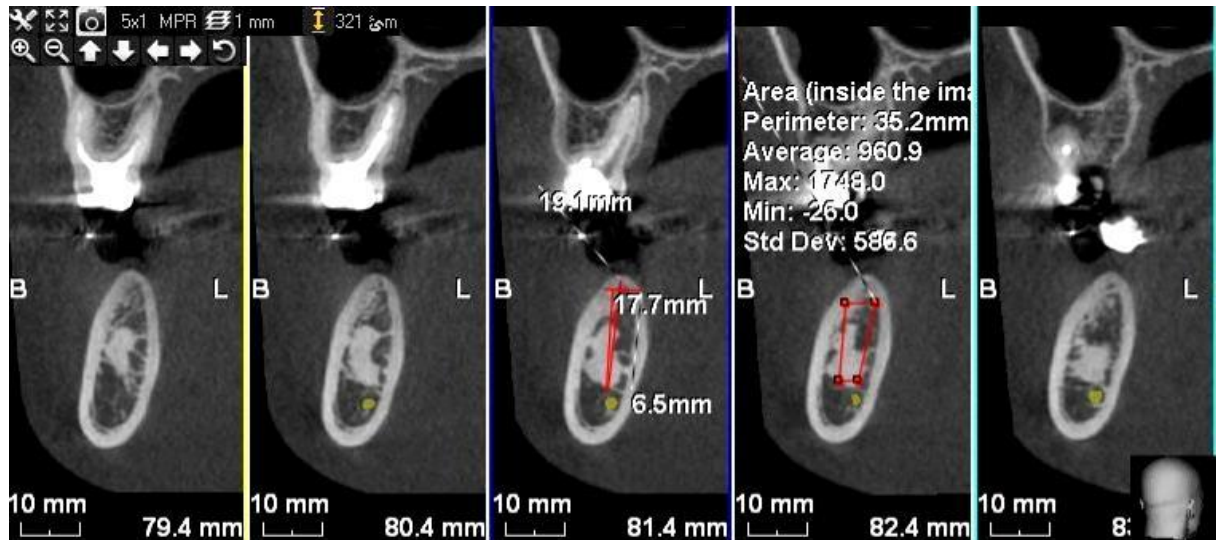


Fig. 2-5. Les coupes obliques du site d'implantation sélectionné, indiquant la largeur de l'os vestibule-lingual, la longueur de l'os au-dessus du canal mandibulaire et l'angle de l'implant vestibulo-lingual. Elle indique également la surface de la zone d'étude, la moyenne arithmétique des valeurs de densité en unités Hounsfield, ainsi que les valeurs de densité maximale et minimale de la zone sélectionnée. (Auteur).

2.3.2. Phase chirurgicale

Les implants dentaires ont été posés sur les membres de l'échantillon de recherche à la clinique dentaire du Dr Garda, après avoir rempli le formulaire du service d'implantologie, selon les étapes suivantes :

- 1- Préparation du malade admis au bloc opératoire, conformément aux instructions du service d'implantologie.
- 2- Anesthésie locale de la zone d'implantation dentaire, puis incision chirurgicale à l'aide de lames N° : 15, puis soulèvement d'un lambeau de pleine épaisseur pour exposer l'os, comme illustré à la figure (2-6) :

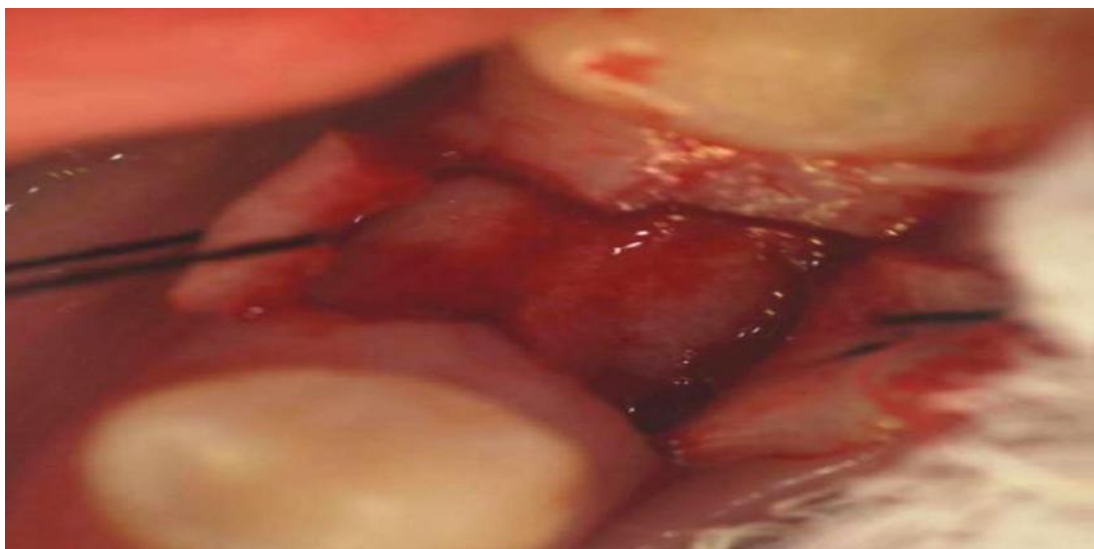


Fig. 2-6 · L'incision chirurgicale et l'exposition osseuse. (Auteur).

3- Preparing the implant bed using the bone drill bits designated for this purpose according to the system used in the study as in Fig.(2-7):

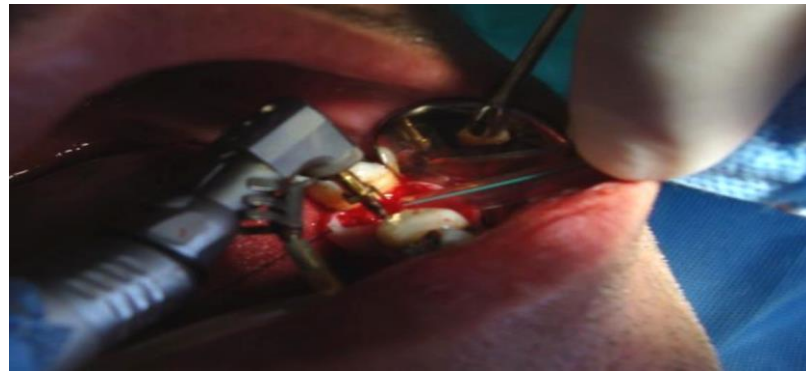


Fig. 2-7. La préparation du lit de plantation. (Auteur).

4- Insertion de l'implant, positionnement de la gencive et suture comme indiqué sur la Fig.(2-8).

5- Le malade quitte le service de transplantation conformément aux instructions.

6- Les points de suture sont retirés une semaine après l'intervention.

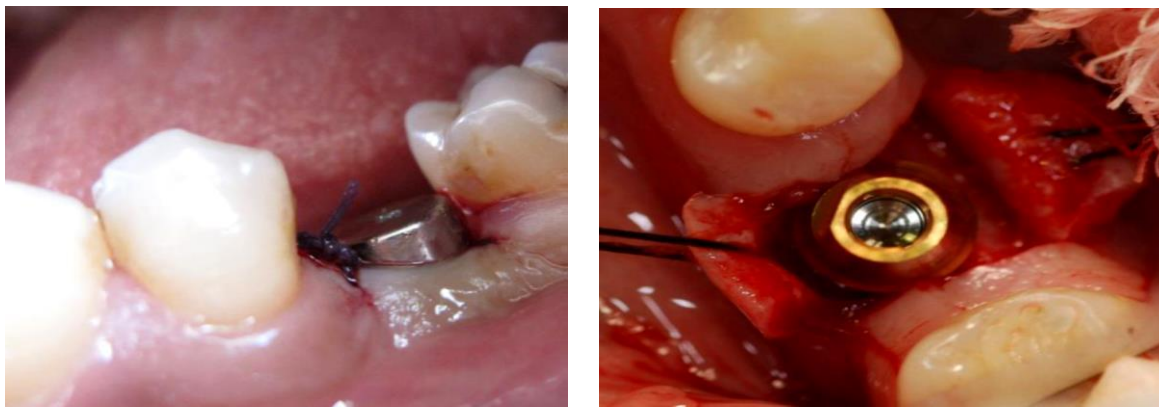


Fig. 2-8 . L'insertion de l'implant dans l'os et la suture. (Auteur).

2.3.3. Phase postopératoire

Une image CBCT est prise immédiatement après l'intervention image 1 et une image est prise plusieurs mois après l'intervention image 2. L'appareil d'imagerie CBCT produit des images bidimensionnelles en trois coupes standard (sagittale, frontale et coronale axiale) et tridimensionnelles de la zone imagée. Les coupes peuvent également être réalisées à un niveau différent de ceux mentionnés précédemment, appelé Reformation Multiplanare (MPR), comme illustré à la fig.(2-9).

La comparaison entre les images (1) et (2) est effectuée en fonction des variables de l'étude afin de calculer la différence d'absorption osseuse résultant de l'implantation directe et, plusieurs mois après l'implantation, de l'exposition de l'implant à différentes forces de mastication par le malade, résultant de l'alimentation et de la boisson.

Les images suivantes illustrent la méthode de calcul de la différence d'absorption osseuse.



Fig. 2-9 . L'interface du programme white Fox v3.1 au format MBR, montrant l'image mère 3D et les sections axiales, coronales et sagittales de l'un des cas d'étude. (Auteur).

Le rapport d'agrandissement a été fixé à 300 % pour faciliter le calcul. L'icône Outils permet ensuite de sélectionner la commande « Filtrer l'image », puis le filtre médian avec une puissance de 100 % afin d'éliminer autant que possible l'effet de distorsion causé par les objets métalliques dans l'image (artefact d'implant), comme illustré à la (Fig. 2-10). L'icône Outils permet ensuite de sélectionner la commande « Suppression osseuse » pour supprimer l'implant de la section après avoir défini le seuil de suppression à 5 000 HU, afin de clarifier les limites osseuses étudiées. Comme illustré à la (Fig. 2-11) et Fig. 2-12 : Cette figure illustre la méthode de suppression de l'implant de la section étudiée pour faciliter et optimiser la mesure. L'icône de niveau et la fenêtre d'affichage (Valeur) permettent de supprimer l'os spongieux de l'image après avoir déterminé le seuil d'os cortical à 960 HU. Le programme supprime de la section étudiée toutes les structures osseuses dont le seuil dépasse le seuil précédent, afin d'obtenir une image contenant uniquement l'os cortical, comme illustré à la (Fig.2.12).

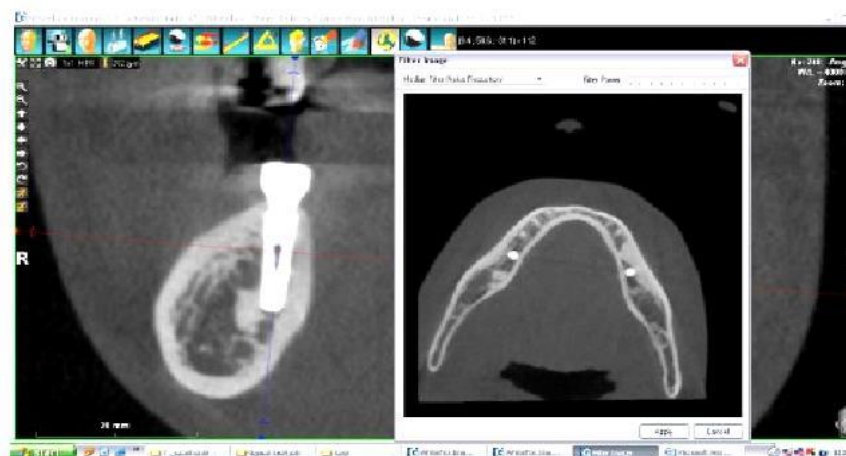


Fig. 2-10 . Utiliser le filtre pour réduire l'effet de la présence de l'implant (Artifac Implant) sur la qualité de l'image. (Auteur).



Fig. (2-12) : Image montrant la section étudiée sans l'implant et contenant uniquement l'os cortical. (Auteur).

Fig. 2-11 . La méthode de retrait de l'implant de la section étudiée pour faciliter et mesurer avec précision. (Auteur).

À partir de l'image précédente et en utilisant l'icône de règle de la barre d'outils, les variables suivantes sont calculées comme dans la **Fig. (2-13)**.

- ✓ D est la distance entre la jonction radiale de l'implant et le pilier et la crête alvéolaire. ; (A) Épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire au point a. ; (B) Épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire au point B : (C) Épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire au point C. Où : -(a) est le point situé à 1 mm de la jonction radiale de l'implant et du pilier dans la direction apicale ; (b) est le point situé au milieu de l'implant radial. ; (c) est le point situé à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale (Sabit et al., 2015). Les mesures précédentes sont répétées trois fois par le chercheur et la moyenne arithmétique des trois lectures est prise pour augmenter la fiabilité de la mesure.

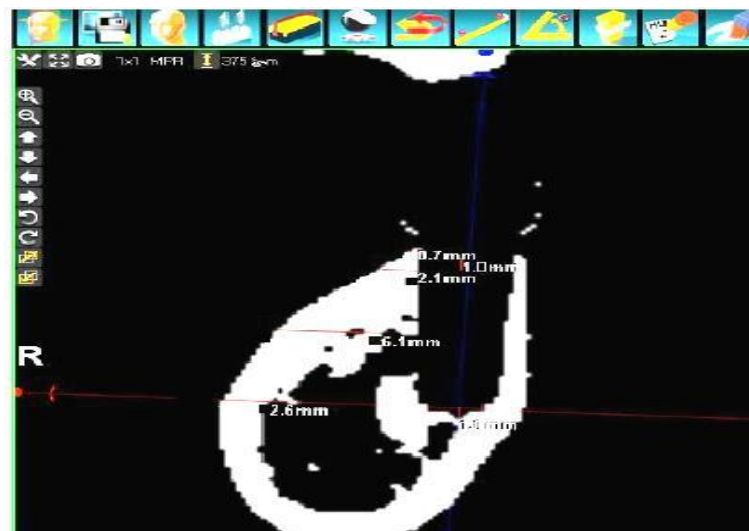


Fig. 2-13 .Une image illustrant la méthode de mesure des variables D = la distance de la jonction radiographique de l'implant-pilier à la crête osseuse alvéolaire, A = l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire 1 mm après la jonction précédente apicale au point B, a = l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire au milieu de l'implant au point a, l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire 1 mm de l'apex de l'implant coronairement au point c. (Auteur).

Sauvegarde et exportation des images : les images ont ensuite été enregistrées séparément du programme au format BMP pour être traitées ultérieurement. Il suffit de cliquer sur l'outil « capturer une image », de lui attribuer un nom et de l'enregistrer dans un

fichier spécifique à chaque cas. Les étapes précédentes sont réalisées sur les deux images immédiatement après l'implantation et plusieurs mois plus tard. La variation, les moyennes arithmétiques, les pourcentages et les relations entre les variables sont calculés à l'aide de tests statistiques.

2.3.3.1. L'évaluation de la densité autour des implants

- L'image est ouverte au format MPR/ 3D.
- Le rapport de grossissement est de 300 et le numéro de segment, le niveau et la largeur de la fenêtre sont respectivement (360-960) entre les deux images.
- Les sections bidimensionnelles sont ajustées de manière à ce que les fonctions passent par l'axe longitudinal de l'implant. Dans les sections frontales et sagittales.
- L'implant radiographique est simulé avec un implant virtuel presque identique de même longueur et. Le même diamètre et selon les axes de l'implant d'origine et sont inclus dans la commande ,Insérez les implants comme indiqué sur la figure (2-14).

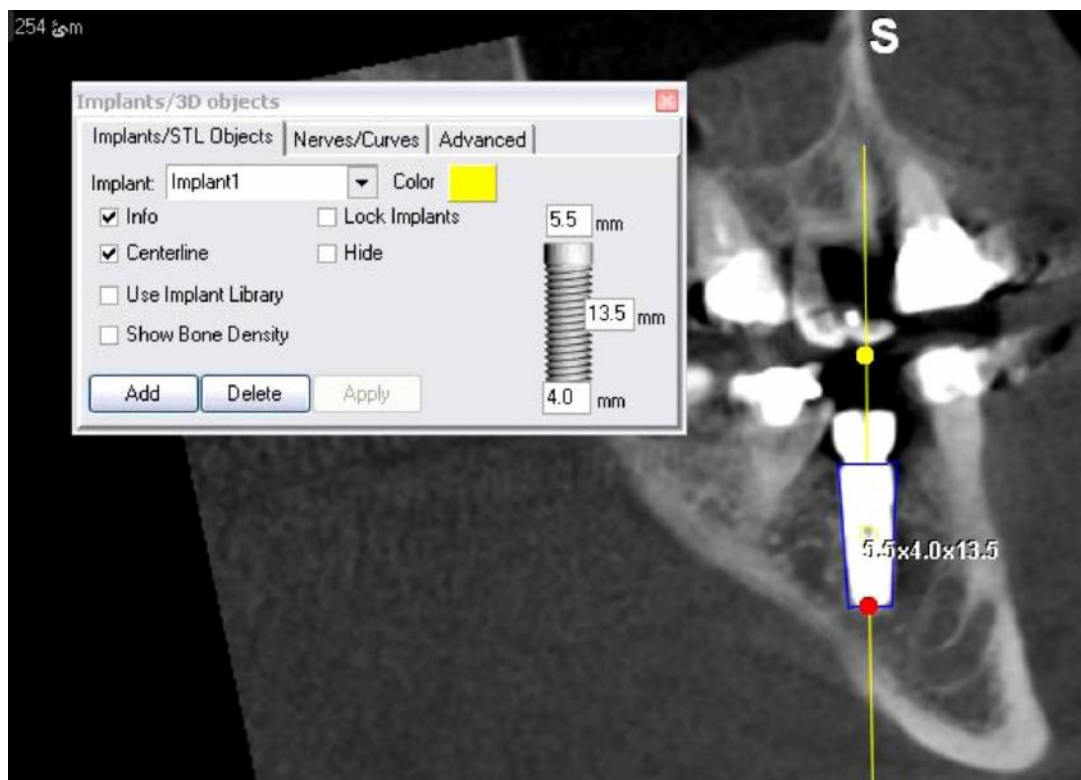


Fig. 2-14 . La méthode de simulation d'un implant réel avec un implant d'environ la même longueur, diamètre et forme. (Auteur).

A partir de la commande (Advance), l'épaisseur est de 1,5 mm sur tout le périmètre de l'implant. La valeur de 1,5 a été adoptée pour l'épaisseur car c'est la plus petite valeur qui sépare l'implant d'une dent adjacente ou d'un implant adjacent.

Et elle est adoptée selon (Misch., 2008), comme dans la figure ci-contre :

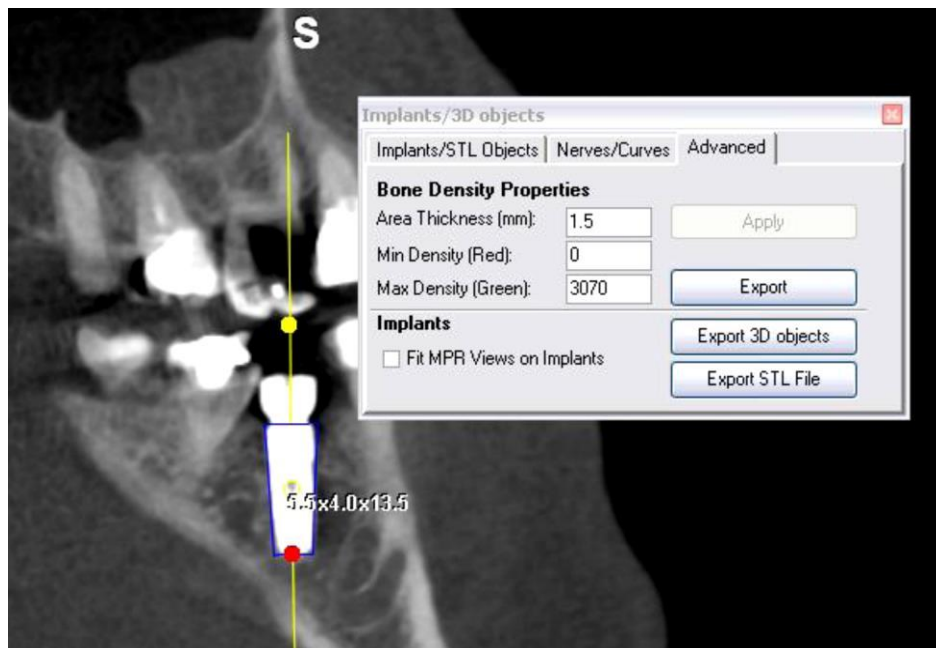


Fig. 2-15 . L'épaisseur de la longueur totale de l'implant.(Auteur).

À partir de la commande Afficher une densité, la densité dans la zone étudiée est connue.

En unités Hounsfield (HU), qui apparaissent sur la radiographie sous forme de carte couleur, dans laquelle la couleur verte indique les zones à haute densité et la couleur rouge indique les zones à faible densité, comme le montre la fig.(2-16).

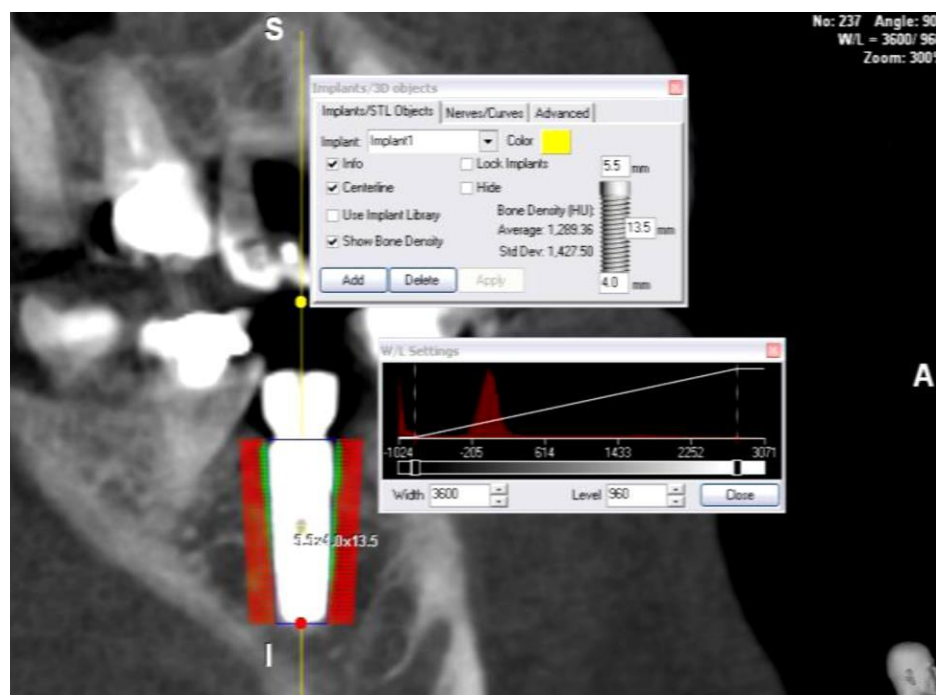


Fig. 2-16 . La valeur approximative de la densité avec l'épaisseur précédemment approuvée et sur l'ensemble La longueur de l'implant, le rapport de grossissement, le niveau et la largeur de la fenêtre adoptée sont indiqués sur toutes les images. (Auteur).

Note : Les mêmes étapes sont réalisées que dans la image n° (2). Les valeurs de densité dans la zone d'étude autour des cultures sont enregistrées dans les deux images, et la quantité de changement des valeurs de densité entre les deux périodes d'étude et la moyenne arithmétique du changement de densité dans l'échantillon d'étude sont calculées.

2.3.3.2. Détermination de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire

Pour déterminer l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire sur les deux images immédiatement après l'implantation et plusieurs mois après, il a été nécessaire de définir des sections de référence fixes sur les deux images.

A)- Déterminer la section de référence comparative

Le numéro de section est déterminé et au moyen du curseur, le plan où les curseurs se croisent au centre de l'implant dans le plan axial est choisi, **Fig. (2-17)**. À partir de l'image de la section sagittale, l'angle frontal est modifié pour être parallèle à l'axe longitudinal de l'implant et passant par son milieu dans le sens bucco-lingual, **Fig. (2-18)**. À partir de l'image de la section frontale, l'angle sagittal est modifié pour être parallèle à l'axe longitudinal de l'implant et passant par son milieu dans la direction mésio-distale, **Fig. (2-19)**. La section de référence dans les deux images est une section transversale oblique parallèle à l'axe longitudinal de l'implant et passant par son milieu et perpendiculaire à la fois au plan sagittal et au plan axial. Comme dans la **Fig. (2-20)**.

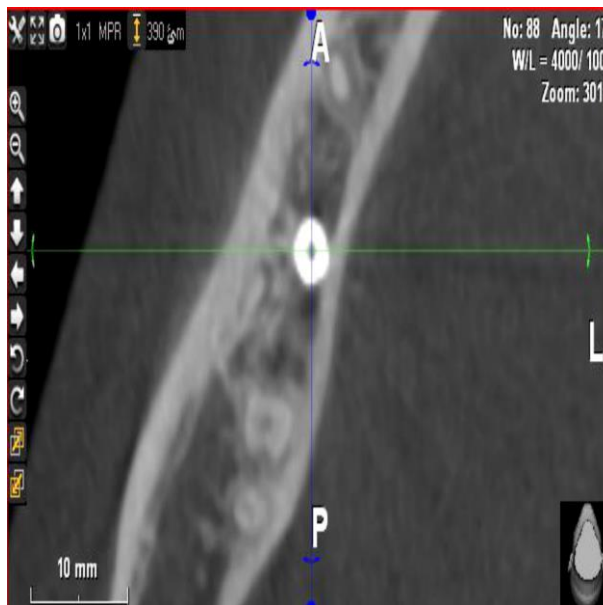


Fig. 2-17 . Une coupe axiale perpendiculaire du plan sagittal par rapport au plan frontal au centre de l'implant. (Auteur).



Fig. 2-18. Une coupe sagittale montrant la perpendicularité des plans frontal et axial au centre de l'implant. (Auteur).

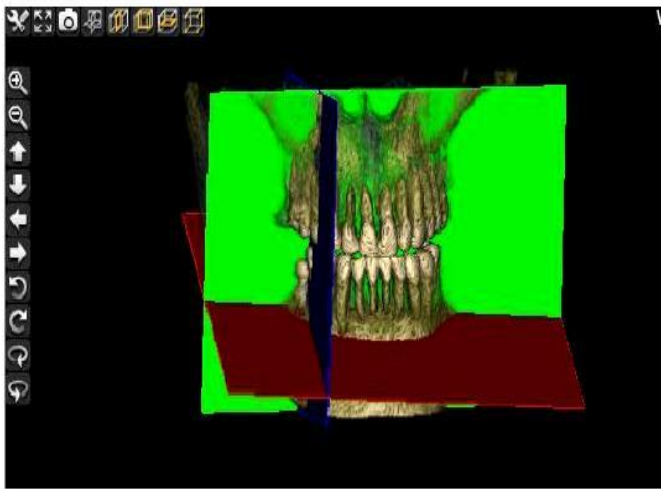


Fig. 2-20 . La perpendicularité et l'intersection des trois niveaux au centre de l'implant. (Auteur).

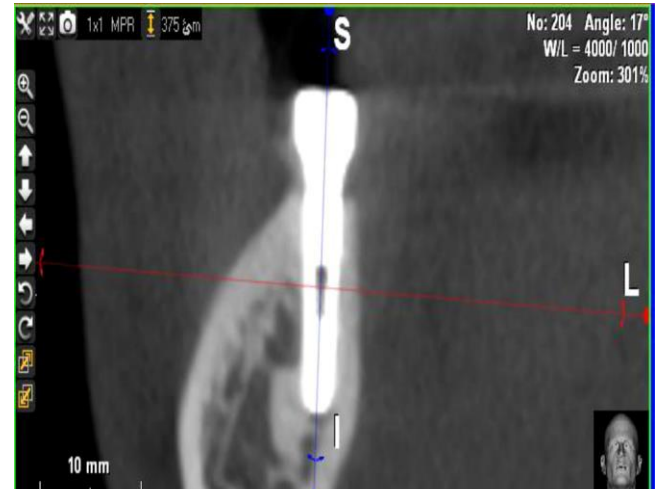


Fig. 2-19 . Une coupe frontale montrant la perpendicularité des plans sagittal et axial au centre de l'implant.(Auteur).

B)- Sauvegarde et exportation des images

Les images ont ensuite été enregistrées individuellement à partir du programme sous forme d'images. BMP à travailler plus tard, en cliquant sur l'outil Capture d'image, en lui donnant un nom, puis en l'enregistrant dans un fichier spécial pour chaque cas. Les étapes précédentes sont réalisées sur les deux images immédiatement après l'implantation et des plusieurs mois après. La variabilité, les moyennes, les pourcentages et les relations entre les variables sont calculés à l'aide de tests statistiques.

2.3.4. Étude statistique

La version 22.00 de **SPSS** a été utilisée pour l'étude statistique. Des statistiques descriptives ont été initialement réalisées pour les variables de l'étude, tandis que l'analyse statistique comprenait la réalisation du test **T-Student** pour trouver la signification des différences dans les moyennes. Le test de **Pearson** a été utilisé pour déterminer l'existence d'une corrélation entre les variables de recherche et la détermination de la force de ces corrélations.

L'étude statistique comportait deux étapes : la description de l'échantillon (**Statistiques Descriptives**) et la seconde était l'étude analytique (**Statistiques Analytiques**) et la détermination de la puissance de la taille de l'échantillon. Pour calculer la puissance de la taille de l'échantillon, utilisez la relation suivante :

2.3.4.1. Calculer la puissance de la taille de l'échantillon

A)- Erreur d'échantillonnage e :

Une erreur d'échantillonnage de 5 % ($e = 0,05$) a été choisie avec un niveau de confiance de 95 %. Elle est considérée comme idéale dans ce type d'études.

B)- Valeur Z : La valeur Z a été prise avec un niveau de confiance de 95 %, sa valeur idéale étant $Z = 1,96$.

C)- Mesurez la probabilité d'apparition, P , et la probabilité de non-apparition, $1-P$

La taille de l'échantillon de n_0 a été calculée avec la relation suivante : $n_0 = \frac{Z^2 \times P(1-P)}{e^2}$.

Dans cette étude, ($n_0 = 30$ implants) a été choisi. Après calcul, nous obtenons un taux d'occurrence avec un niveau de confiance de 95 %. La probabilité de non-apparition, $1-P = 0,01$, au niveau de confiance est de 5 %, soit $e = 0,05$.

2.4. Calcul des différentes données numériques pour l'échantillon de l'étude

2.4.1. Introduction

La mastication est l'une des fonctions buccales les plus importantes affectées par la perte de dents. Plusieurs méthodes sont utilisées pour améliorer l'efficacité de la mastication en optimisant les différentes forces de mastication de chaque malade et de chaque individu. Les plus importantes de ces méthodes sont le traitement orthodontique et les implants dentaires. (Feine et al., 2003 ; Fontijn-Tekamp FA., 2004, Sun X et al., 2014, Misch, C.E. et al., 2005).

2.4.2. Détermination des différentes forces masticatoires dans l'échantillon de l'étude

Cette étude a porté sur un groupe composé de ($n = 4$) hommes et ($n = 4$) femmes. Il s'agit du même groupe que l'étude précédente, où les malades des deux groupes avaient reçu deux implants dentaires à la mandibule. L'activité masticatoire et les forces masticatoires maximales et minimales ont été évaluées pour les deux groupes après la cicatrisation de l'implant et des crêtes alvéolaires, et le pourcentage de forces masticatoires a été mesuré. Le pourcentage moyen des forces masticatoires minimales et maximales a ensuite été calculé. L'activité masticatoire a été évaluée pour chaque individu à l'aide d'appareils de mesure de la force masticatoire disponibles à la clinique dentaire précédente. Des mesures répétées ont été effectuées deux fois pour chaque individu tous les plusieurs mois de l'étude, pour un total de deux mesures. Le pourcentage moyen des forces masticatoires minimales et maximales pour les membres de l'échantillon a été calculé à l'aide du logiciel statistique SPSS.v22.00.

Les résultats sont présentés dans le tableau suivant :

Tableau (2-1) . Les résultats de la pourcentage des forces masticatoires moyenne des malades avant et après guérison pour les groupes d'échantillons :

Numéro du malade	sexe	1ère test d'activité de force masticatoire (%) (avant guérison)	2ème test d'activité de force masticatoire (%) (Après guérison)	Valeur du changement dans l'activité de mastication (%)	Pourcentage de variation (%)
01	M	43%	60%	17%	40%
02	M	47%	62%	15%	30%
03	M	45%	60%	15%	32%
04	M	44%	59%	15%	33%
05	F	42 %	67%	25%	60%
06	F	54%	71%	17%	30%
07	F	42%	60%	18%	42%
08	F	43%	70%	27%	61%
Moyenne Groupe	n =08	45%	63.62%	18.62%	41%
SPSS Moyenne du forces de mastications (N).	n=08	(212.02 ±37.94) N	(216.32±29.78) N	(4.3 ± 8.16) N	(214.17 ± 33.86)N

À partir de ces résultats statistiques, nous avons déduit les valeurs moyennes de la force de mastication pour cet échantillon d'étude, qui ont été appliquées aux 15 malades de l'échantillon.

Les valeurs minimales de la force de mastication variable pour l'ensemble des malades concernés étaient d'environ ($F_{\min} \approx 180 \text{ N}$).

Les valeurs maximales de la force de mastication variable pour l'ensemble des malades concernés étaient d'environ ($F_{\max} \approx 250 \text{ N}$).

Sur la base de ces résultats, nous avons complété notre étude analytique afin d'évaluer l'évolution et les effets de différentes forces masticatoires sur les implants dentaires au cours de la vie normale des malades.

2.4.3. Détermination des calculs statistiques utilisés dans l'échantillon de l'étude

2.4.3.1. Détermination des nombre de échantillon étudié et des différents données pour l'étude

À partir des données contenues dans le tableau (2.2), la fig. (2-21) et les autres figures suivantes, nous concluons les données suivantes pour cette étude, qui ont été extraites de l'étude médicale qui a été réalisée dans la clinique dentaire pour sélectionner l'échantillon et les patients :

-Sur les 15 patients, 53,5 % étaient des hommes (n = 8) et 46,5 % étaient des femmes (n = 7).

-L'âge moyen était de 34 ans. La différence entre le nombre d'hommes ($n = 8$) et le nombre de femmes ($n = 7$) n'était pas statistiquement significative ($p < 0,05$, $n = 15$ malades).

-Sur les 30 sites d'implantation ($n = 30$), 14/30 étaient situés au maxillaire et 16/30 à la mandibule. Cette différence n'était pas statistiquement significative ($p < 0,05$, $n = 30$ patients). Sur les sites d'implantation dentaire au maxillaire ($n = 14/30$), 4/14 étaient situés dans la partie antérieure du maxillaire et 10/14 dans la partie postérieure. La distribution était statistiquement significative ($p = 0,14$, $n = 14/30$ patients). Concernant les sites d'implantation dentaire mandibulaire ($n = 16/30$), 6/16 étaient situés dans la partie antérieure et 10/16 dans la partie postérieure. Cette distribution n'était pas statistiquement significative ($p = 0,14$, $n = 16/30$). Les résultats concernant les dimensions moyennes de l'épaisseur osseuse corticale le long des axes tridimensionnels (x , y , z) étaient les suivants :

Dans la partie antérieure du maxillaire, la moyenne $\pm$ écart type était de ($0,6 \pm 0,15$) mm. Dans la partie postérieure du maxillaire, la moyenne $\pm$ écart type était de ($0,6 \pm 0,35$) mm, ce qui représente la valeur la plus élevée de résorption osseuse sévère pendant la période d'implantation et après 5 mois de suivi pour l'échantillon de l'étude. Dans la partie antérieure de la mandibule, la moyenne $\pm$ écart type était de ($1,3 \pm 0,52$) mm. Dans la partie postérieure de la mandibule, la moyenne (écart type) était de $\pm$ ($1,3 \pm 0,24$) mm, ce qui représente la valeur de résorption osseuse la plus faible pendant la période d'implantation et après 5 mois de suivi pour l'échantillon étudié. La partie postérieure de la mandibule était la zone présentant le taux de absorption osseuse le plus faible (Fig. 2-22 : a, b, c). Les résultats présentés dans la Fig. (2-22) permettent de conclure ce qui suit :

Tableau (2-2) . Les résultats de la distribution des malades et l'épaisseur moyenne de l'os cortical dans toutes les régions avant la pose de l'implant dentaire (moyenne + écart type) et 5 mois après la pose de l'implant dentaire (moyenne – écart type) dans 4 régions de chaque mâchoire. Les mesures ont été prises avec un appareil CBCT.

Tous les membres de l'échantillon $n = (15 \text{ malades})$				
	Hommes $n = 8$	Femmes $n = 7$	Valeur de $p = 1$	
Regions	Moyenne $\pm$ écart type (mm)	Maximum (mm)	Minimum (mm)	Valeur -p
Maxillaire antérieur	$0,6 \pm 0,15$	1,96	0,14	0.01
Maxillaire postérieur	$0,6 \pm 0,35$	1,78	0,13	0.01
Mandibule antérieure	$1,3 \pm 0,52$	2,12	0,41	0.01
Mandibule postérieure	$1,3 \pm 0,24$	3,60	0,38	0.01

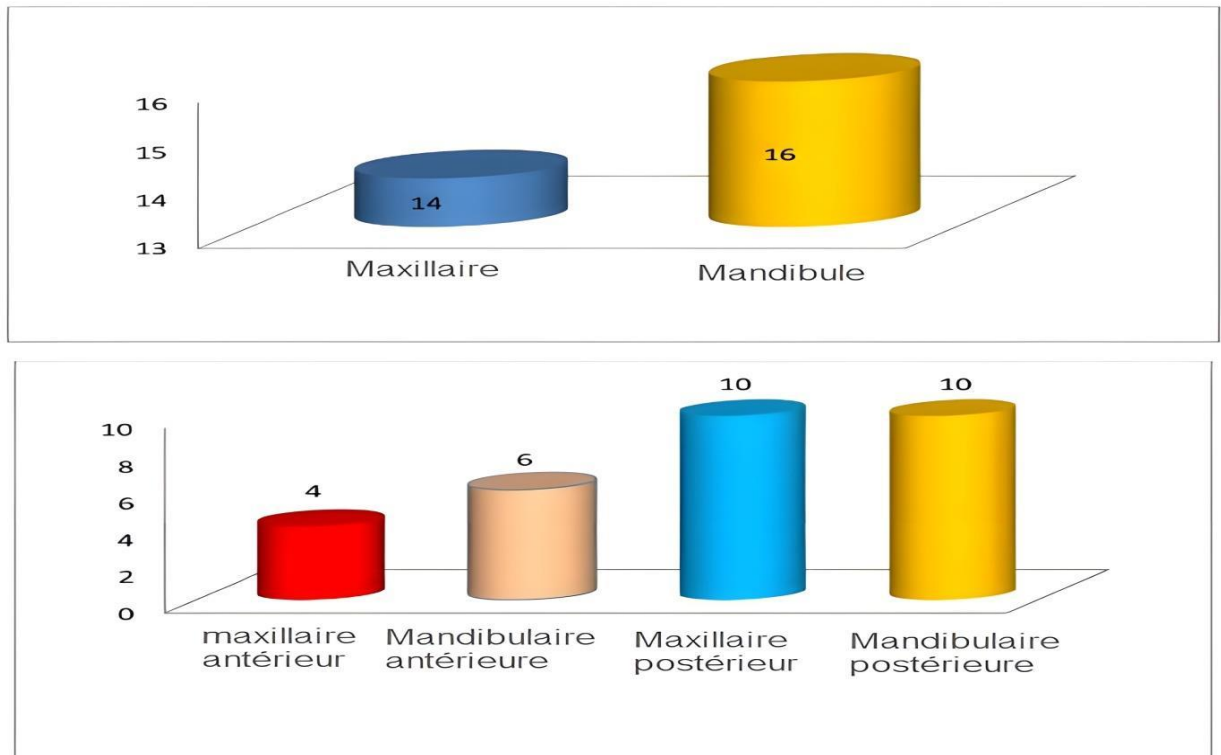


Fig. 2-21. La répartition des sites d'implantation et la répartition des implants par région de la mâchoire. (Auteur).

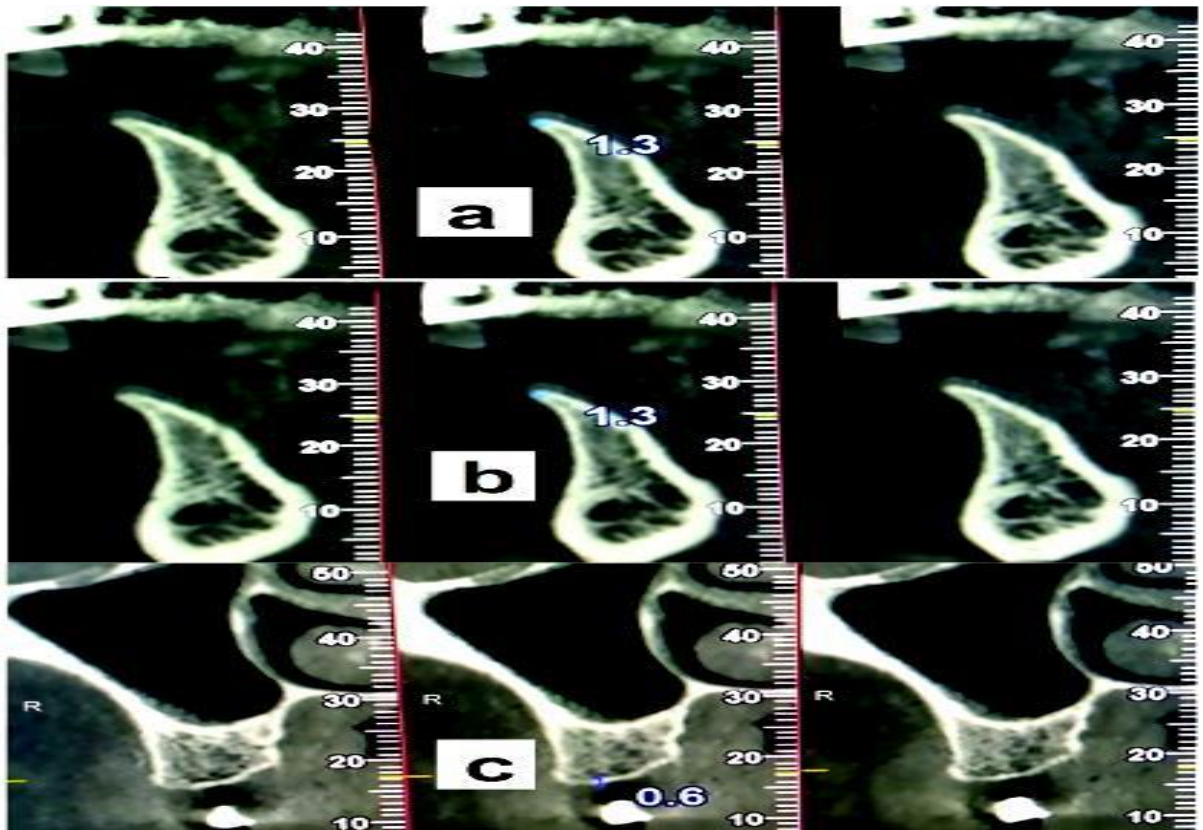


Fig. 2-22:(a, b, c) . Les valeurs moyennes arithmétiques de l'épaisseur de l'os cortical pour tous les patients de l'échantillon avant la transplantation. (Auteur).

Les données enregistrées dans la fig. (2-23) permettent de conclure ce qui suit :

La fig. (2-23) montre l'évolution des forces masticatoires moyennes au cours de la période d'étude entre les malades hommes et femmes au moment de la pose de l'implant et 5 mois après la pose.

- Lors de la pose de l'implant, les forces masticatoires moyennes les plus élevées pour l'échantillon étudié étaient de 249,98 N pour les hommes et de 182,13 N pour les femmes.
- Cinq mois après la pose de l'implant, la moyenne la plus élevée pour l'échantillon étudié était de 265,17 N pour les hommes et de 205,81 N pour les femmes.

C'est-à-dire qu'après 5 mois de pose de l'implant dentaire, les forces masticatoires maximales moyennes des patients ont augmenté de 15,19 N pour les hommes et de 23,68 N pour les femmes. Cette augmentation a été compensée par une diminution correspondante de l'épaisseur moyenne de l'os cortical, avec les valeurs suivantes : maxillaire antérieur : $0,6 \pm 0,15$ mm ; maxillaire postérieur : $0,6 \pm 0,35$ mm ; mandibule antérieure : $1,3 \pm 0,52$ mm ; mandibule postérieure : $1,3 \pm 0,24$ mm.

2.4.3.2. Détermination l'évolution des forces masticatoires moyennes

Les forces masticatoires ont été déterminées au cours de la période d'étude chez des malades masculins et féminins (n = 15) au moment de la pose de l'implant et 5 mois après la pose.

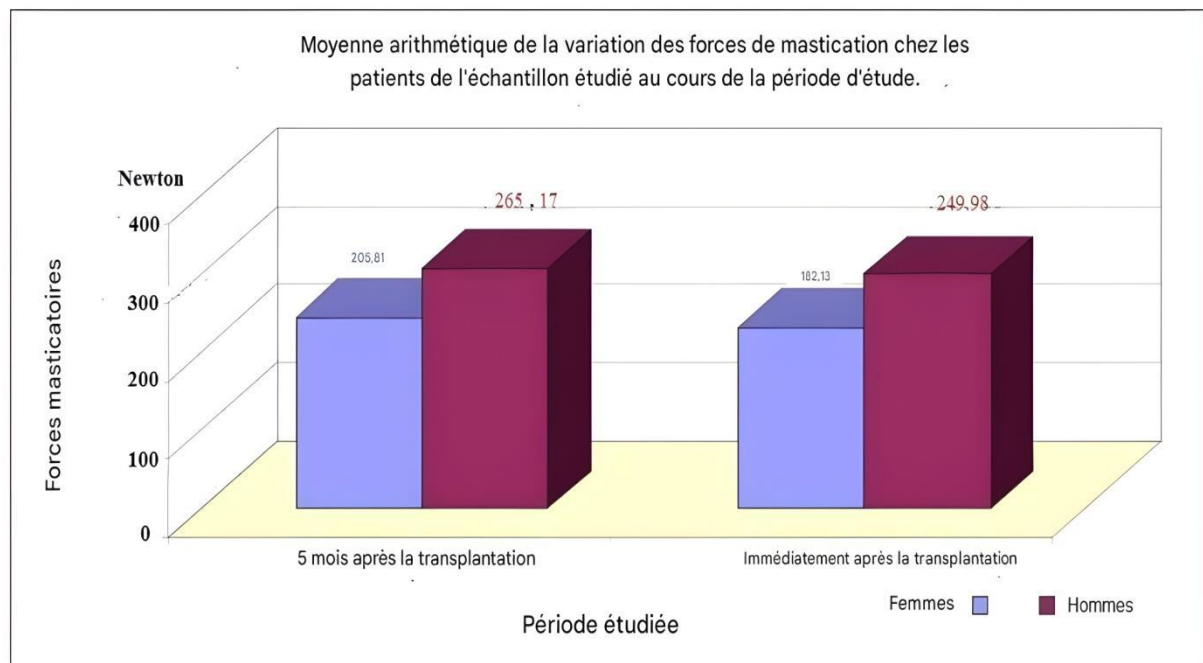


Fig. 2-23 . L'évolution des forces masticatoires moyennes au cours de la période d'étude entre les malades hommes et femmes au moment de la pose de l'implant et 5 mois après la pose.(Auteur).

2.4.3.3. Détermination l'évolution du ratio moyen d'activité masticatoire et du ratio d'efficacité masticatoire

Les l'évolution du ratio moyen d'activité masticatoire et du ratio d'efficacité masticatoire ont été déterminées au cours de la période d'étude pour tous les patients des échantillons, au moment de la pose de l'implant et 05 mois après. Les données enregistrées dans la fig. (2-24) ,ont permis de tirer les conclusions suivantes :

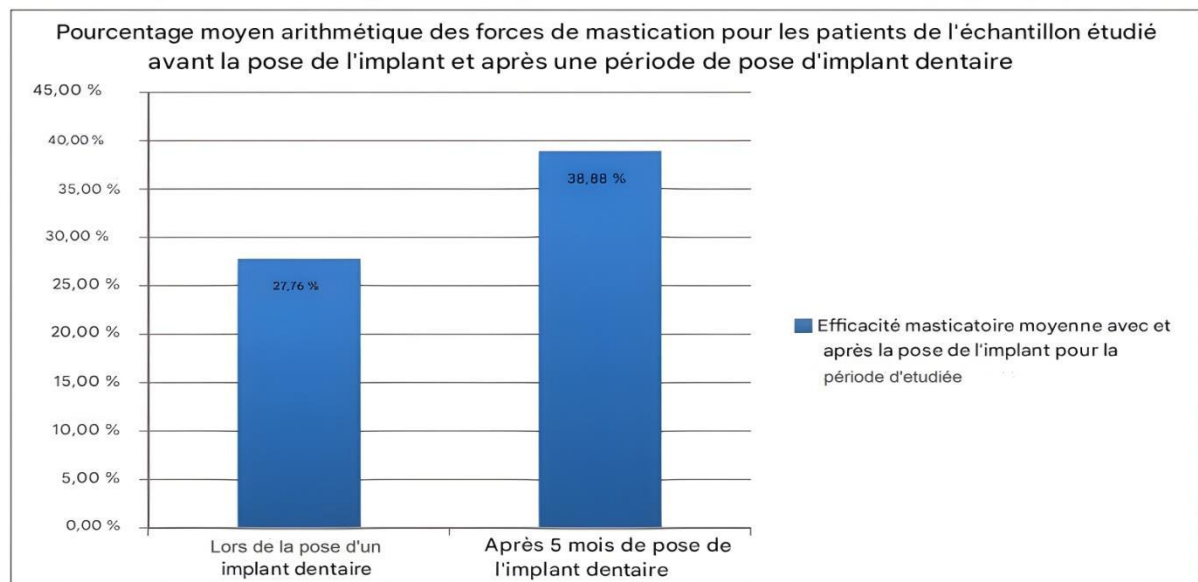


Fig.2.24 . L'évolution du ratio moyen d'activité masticatoire et du ratio d'efficacité masticatoire au cours de la période d'étude pour tous les malades des échantillons, au moment de la pose de l'implant et cinq mois après.(Auteur).

- Après la pose de l'implant, le ratio moyen d'activité masticatoire et le ratio d'efficacité masticatoire pour l'échantillon étudié étaient de 27,76 %.
 - Cinq mois après la pose de l'implant, le ratio moyen d'activité masticatoire et le ratio d'efficacité masticatoire pour l'échantillon étudié étaient de 38,88 %.
- Cinq mois après la pose de l'implant, le ratio moyen d'activité masticatoire et le ratio d'efficacité masticatoire pour l'échantillon étudié ont augmenté de 11,12 %.

2.4.3.4. Détermination l'évolution de la force de morsure maximale moyenne

La force de morsure maximale moyenne ont été déterminées de tous les membres de l'échantillon étudié pendant la période d'étude, au moment de la pose de l'implant et cinq mois après. À partir des données enregistrées dans la fig. (2-25), les conclusions suivantes ont été tirées :

- Au moment de la pose de l'implant, la force de morsure maximale moyenne parmi tous les membres de l'échantillon étudié était de 220, 619 N.

- Cinq mois après la pose de l'implant, la force de morsure maximale moyenne parmi tous les membres de l'échantillon étudié était de 257,375 N.

En d'autres termes, cinq mois après la pose de l'implant, la force de morsure maximale moyenne parmi tous les membres de l'échantillon étudié a augmenté de 36,756 N.

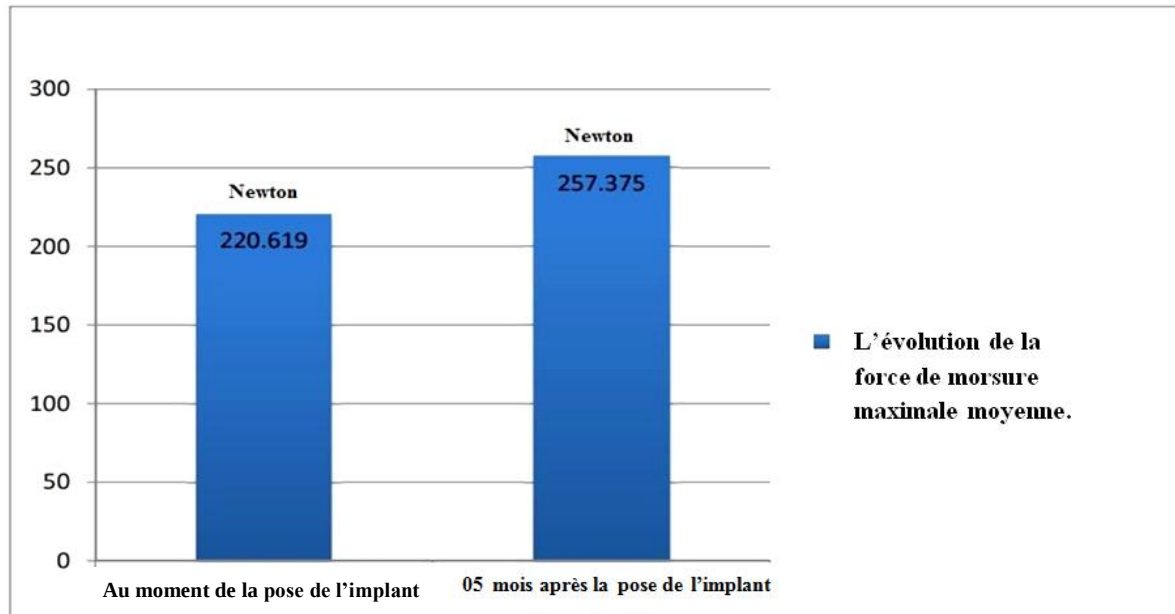


Fig. 2-25. L'évolution de la force de morsure maximale moyenne parmi tous les membres de l'échantillon étudié pendant la période d'étude, au moment de la pose de l'implant et cinq mois après.(Auteur).

Conclusion et discussion

Dans ce chapitre, j'ai résumé et documenté les résultats de l'étude expérimentale selon les étapes suivantes :

La version 22.00 de SPSS a été utilisée pour l'étude statistique. Des statistiques descriptives ont été initialement réalisées pour les variables de l'étude, tandis que l'analyse statistique comprenait la réalisation du test T-Student pour trouver la signification des différences dans les moyennes. Le test de Pearson a été utilisé pour déterminer l'existence d'une corrélation entre les variables de recherche et la détermination de la force de ces corrélations. Les résultats de l'étude statistique descriptive ont été consignés sous forme de graphiques, et ceux de l'étude analytique sous forme de tableaux. Les résultats de l'étude analytique statistique ont consisté à effectuer un test T-Student afin de déterminer la signification des différences dans la moyenne arithmétique et l'écart type, et à comparer l'échantillon avec lui-même en termes de taux d'absorption et de variance des résultats entre les hommes et les femmes, ainsi qu'entre les variables et l'âge de l'échantillon de recherche.

Le test de Pearson a été utilisé pour déterminer l'existence d'une corrélation entre les variables de recherche et leur intensité. Les résultats de l'étude sont résumés comme suit : d'étudier les modifications osseuses autour des implants dentaires par tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) et d'analyser les contraintes à l'origine de ces modifications au niveau des implants dentaires dans les mâchoires de 15 malades :

1. Évaluer la résorption osseuse buccale marginale autour des implants après une période d'exposition à différentes forces de mastication.
2. Étudier les variations d'épaisseur de la plaque osseuse corticale buccale après une période d'exposition à différentes forces de mastication.
3. Évaluer les variations radiographiques de la densité osseuse autour de l'implant après une période d'exposition à différentes forces de mastication.
4. Les évaluations de Valeur du changement dans l'activité de mastication l'efficacité masticatoire ont montré une amélioration significative après la pose de l'implant pour l'échantillon étudié, avec une augmentation moyenne de l'efficacité masticatoire pour 8 patients comme indiqué dans le tableau (2-1) étant de 18,62 %.

Les évaluations du pourcentage de changement dans l'efficacité de mastication pour chaque individu de l'échantillon ont montré une amélioration significative après la pose de l'implant pour l'échantillon étudié, puisque l'augmentation moyenne de l'efficacité de mastication pour huit patients, comme indiqué dans le tableau (2-1), était de **41 %**.

Les différentes forces de mastication affectant les implants dentaires des individus de l'échantillon étudié ont également été déduites de la valeur minimale à la valeur maximale après l'installation et la cicatrisation des implants et jusqu'à la période étudiée comme suit : ($F_{\min} \approx 180 \text{ N}$) et ($F_{\max} \approx 250 \text{ N}$). Ce calcul a été appliqué pour évaluer les modifications survenant au niveau des implants dentaires après la pose et jusqu'à la fin de leur durée de vie.

Les résultats présentés dans Sous-titre 2.4.2. Détermination des calculs statistiques utilisés dans l'échantillon de l'étude sont :

Sur les 15 malades, 53,5 % étaient des hommes ($n = 8$) et 46,5 % des femmes ($n = 7$).

L'âge moyen était de 34 ans. La différence entre le nombre d'hommes ($n = 8$) et le nombre de femmes ($n = 7$) n'était pas statistiquement significative ($p > 0,05$, $n = 15$). Sur les 30 sites d'implantation ($n = 30$), 14/30 se trouvaient au maxillaire et 16/30 à la mandibule, et cette différence n'était pas statistiquement significative ($p > 0,05$, $n = 30$).

Parmi les sites implantaires maxillaires ($n = 14/30$), 4/14 se situaient dans la partie antérieure du maxillaire et 10/14 dans sa partie postérieure. La distribution était statistiquement

significative ($p = 0,14$, $n = 14/30$). Parmi les sites implantaires mandibulaires ($n = 16/30$), 6/16 se situaient dans la partie antérieure de la mandibule et 10/16 dans sa partie postérieure. Cette distribution n'était pas statistiquement significative ($p = 0,14$, $n = 16/30$). Les résultats concernant les dimensions moyennes de l'épaisseur de l'os cortical le long des axes tridimensionnels (x, y, z) étaient les suivants :

Dans la partie antérieure du maxillaire, la moyenne $\pm$ écart type était de $(0,6 \pm 0,15)$ mm. Dans la partie postérieure du maxillaire, la moyenne $\pm$ écart type était de $(0,6 \pm 0,35)$ mm, ce qui représente la valeur la plus élevée de résorption osseuse sévère pendant la période d'implantation et après 5 mois de suivi pour l'échantillon de l'étude. Dans la partie antérieure de la mandibule, la moyenne $\pm$ écart type était de $(1,3 \pm 0,52)$ mm. Dans la partie postérieure de la mandibule, (la moyenne $\pm$ écart type) était de $(1,3 \pm 0,24)$ mm, ce qui représente la valeur la plus faible de résorption osseuse pendant la période d'implantation et après 5 mois de suivi pour l'échantillon de l'étude. La partie postérieure de la mandibule était la zone présentant la plus faible résorption osseuse (Fig. 2-22 : a, b, c). Les résultats consignés dans la figure. (2-21).

La Fig. (2-23) présente l'évolution des forces de mastication moyennes pendant la période d'étude entre les patients hommes et femmes lors de la pose de l'implant et 5 mois après. - Après la pose de l'implant, les forces de mastication moyennes les plus élevées pour l'échantillon étudié étaient de 249,98 N pour les hommes et de 182,13 N pour les femmes.

- Cinq mois après la pose de l'implant, la moyenne la plus élevée pour l'échantillon étudié était de 265,17 N pour les hommes et de 205,81 N pour les femmes. C'est-à-dire qu'après 5 mois de pose de l'implant, les forces de mastication maximales moyennes des patients ont augmenté de 15,19 N pour les hommes et de 23,68 N pour les femmes. Cette augmentation s'est accompagnée d'une diminution correspondante de l'épaisseur moyenne de l'os cortical, avec les valeurs suivantes : maxillaire antérieur : $0,6 \pm 0,15$ mm ; maxillaire postérieur : $0,6 \pm 0,35$ mm ; mandibule antérieure : $1,3 \pm 0,52$ mm ; mandibule postérieure : $1,3 \pm 0,24$ mm.

Les résultats présentés dans la fig.(2- 24) ont permis de tirer les conclusions suivantes :

La fig.(2-24) présente l'évolution du pourcentage moyen d'activité masticatoire et du pourcentage d'efficacité masticatoire au cours de la période d'étude chez tous les patients des échantillons, au moment de la pose de l'implant et 5 mois après.

- Après la pose de l'implant, la moyenne arithmétique du pourcentage d'activité masticatoire et du pourcentage d'efficacité pour l'échantillon étudié était de 27,76 %.

- Cinq mois après la pose de l'implant, le ratio moyen d'activité masticatoire et d'efficacité pour l'échantillon étudié était de 38,88 %.

Cinq mois après la pose de l'implant, le ratio moyen d'activité masticatoire et d'efficacité pour l'échantillon étudié a augmenté de 11,12 %.

Les résultats présentés dans la fig. (2-25) ont permis de tirer les conclusions suivantes :

La fig.(2-25) présente l'évolution de la force de morsure maximale moyenne pour tous les membres de l'échantillon étudié au cours de la période d'étude, au moment de la pose de l'implant et 5 mois après.

- Au moment de la pose de l'implant, la force de morsure maximale moyenne pour l'ensemble des membres de l'échantillon étudié était de 220,619 N.

- Cinq mois après la pose de l'implant, la force de morsure maximale moyenne pour l'ensemble des membres de l'échantillon étudié était de 257,375 N.

En d'autres termes, cinq mois après la pose de l'implant, la force de morsure maximale moyenne pour l'ensemble de l'échantillon avait augmenté de 36,756 N.

Nous joignons tous les résultats de notre étude dans les paragraphes, tableaux, figures et graphiques dans le prochain chapitres.

CHAPITRE III :

RESULTATS ET

DISCUSSIONS DE LA

PARTIE EXPERIMENTALE

Introduction

Dans ce chapitre, nous résumons les résultats d'une étude pilote portant sur n=15 malades dans une clinique dentaire. À travers le résumé théorique de la revue présentée dans le premier chapitre et le résumé des résultats de l'étude expérimentale mentionnée dans le deuxième chapitre et ce qui a été conclu de l'étude expérimentale qui a duré une période allant d'un jour à 5 mois de recherche et d'enregistrement des résultats, où les résultats ont été enregistrés dans ce chapitre 3, notre objectif dans ce chapitre est de connaître et de discuter les résultats des changements tridimensionnels qui se produisent dans les dimensions de l'os cortical entourant l'implant dentaire après la pose de l'implant après une période de temps pendant laquelle il est sous l'influence des forces de mastication et de la charge naturelle des dents pendant sa vie quotidienne qui varie entre 180 et 250 Newton, et c'est ce que la plupart des études précédentes ont mentionné, et les résultats de l'étude ont été enregistrés statistiquement dans le programme SPSS v.22.0 en deux étapes :

L'étude statistique s'est déroulée en deux étapes : la première étape consiste à décrire l'échantillon (**statistiques descriptives**) et la deuxième étape consiste à étude analytique (**statistique analytique**).

La taille de l'échantillon a été déterminée sur la base du logiciel biomédical : G -Power v 3.1. (comme dans Annexes).

Les résultats de cette étude ont conclu ce qui suit :

La variation moyenne de la distance verticale entre l'interface pilier-implant et la crête osseuse alvéolaire buccale après 5 mois pour tous les implants et tous les patients était de $D = (-0,6 \pm 0,35)$ mm au niveau de confiance de 95 %. La variation horizontale de la pommette, mesurée à 1 mm de l'apex de l'interface implant-pilier, était de - 0,29 mm au niveau de confiance de 95 %. Dans les régions médiane et apicale des implants, la variation osseuse horizontale sur plusieurs mois était respectivement de - 0,17 mm à un niveau de confiance de 95 % et de - 0,08 mm à un niveau de confiance de 95 %. Des corrélations positives statistiquement significatives ont été observées uniquement entre les changements verticaux et horizontaux de la pommette, mesurés à partir de l'apex de l'interface implant-pilier, $r \approx 0,8$. Les résultats de l'étude statistique ont été résumés en deux étapes : les résultats de l'étude de description de l'échantillon (**statistiques descriptives**) et les résultats de l'étude analytique (**statistiques analytiques**), qui sont les suivants :

3.1. Statistiques descriptives

3.1.1. Description de l'échantillon

L'échantillon de recherche comprenait 30 implants dentaires au maxillaire inférieur chez 15 malades. Chaque malade avait deux implants dentaires au niveau des molaires et des prémolaires, selon son état. Leur âge variait entre 24 et 50 ans. La répartition des malades et des cas de transplantation dans l'échantillon de recherche était la suivante .

3.1.1.1. Répartition des patients dans l'échantillon de recherche selon le sexe du malade

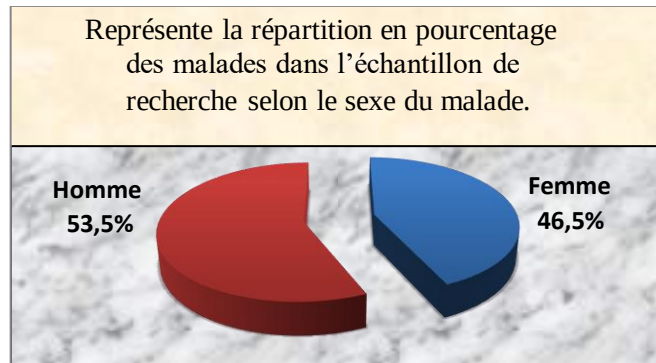


Fig. 3-1 . La répartition en pourcentage des malades dans l'échantillon de recherche selon le sexe du malade.

3.1.1.2. Moyenne arithmétique des âges des malades de l'échantillon de recherche selon le sexe

Le tableau n° (3-1) présente les valeurs minimales, maximales, moyennes arithmétiques et écarts types des âges des malades (en années) de l'échantillon de recherche selon le sexe du malade:

Variable étudiée	Sexe du malade	Nombre de malades	Minimum	Maximum	Moyenne arithmétique	Écart type
Âge du malade en années	Hommes	08	24	50	34.0	11.3
	Femmes	07	28	42	33.4	4.30
	Tous les malades de l'échantillon complet de recherche	15	24	50	34	8.50

3.1.1.3. Répartition des implants dans l'échantillon de recherche selon le type de dent et l'emplacement de l'implant

Le tableau n° (3-2) présente la répartition des implants dans l'échantillon de recherche selon le type de dent et l'emplacement de l'implant :

Type de dent et emplacement de l'implant	Number of implants	Pourcentage(%)
Prémolaires	14	46.66
Molaires	16	53.33
Total	30	100

3.2. Étude analytique statistique

La distance entre la jonction radiale implant-pilier et la crête osseuse alvéolaire (en mm) a été mesurée (**D**), l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire à 1 mm de la jonction radiale implant-pilier dans le sens apical (en mm) (point A) et l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire à mi-implant radialement (en mm) (point B). L'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire à 1 mm de l'apex de l'implant dans le sens coronal (en mm) a été calculée au point (C). La quantité d'absorption osseuse (en mm) a ensuite été calculée pour chaque implant étudié dans l'échantillon de recherche, selon l'équation suivante : **D= (D2 - D1).....(1)**

Donc : (**D**) = Quantité d'absorption osseuse (en mm) pour chaque cas d'implant ; et (**D2**) = Valeur de la distance de la jonction radiographique de l'implant/pilier à la crête osseuse alvéolaire (en mm) 5 mois après l'implantation) ; et (**D1**)= Valeur de la distance de la jonction radiographique de l'implant/pilier à la crête osseuse alvéolaire (en mm) immédiatement après l'implantation pour le même cas d'implant).

Le montant du changement dans chacune des autres variables mesurées a également été calculé pour chacun des cas de transplantation étudiés dans l'échantillon de recherche comme dans l'équation suivante :

La quantité de changement dans les valeurs de chaque variable pour chaque condition de transplantation = (la valeur de la même variable 5 mois après la transplantation - la valeur de la même variable immédiatement après la transplantation pour la même condition de transplantation).

Le pourcentage de changement dans les valeurs de chacune des variables mentionnées a également été calculé pour chacun des cas de transplantation étudiés dans l'échantillon de recherche selon l'équation suivante :

Le pourcentage de variation des valeurs de chaque variable pour chaque condition de transplantation = (La quantité de variation de la valeur de la même variable \ La valeur de la même variable immédiatement après la transplantation) × 100 pour la même condition de transplantation.

Les moyennes arithmétiques et les écarts types correspondant à chacune des variables étudiées dans l'échantillon de recherche ont ensuite été calculés, puis la relation entre les valeurs de chacune des variables mesurées et calculées et le sexe et l'âge du malade, le type de dent, le site et l'orientation de l'implant a été étudiée. Les résultats de l'analyse sont dans les étapes suivants :

3.2.1. Étude de la distance entre la jonction radiographique de l'implant et la crête alvéolaire

Résultats de la mesure de la distance entre la jonction radiale de l'implant et la crête alvéolaire dans l'échantillon de recherche, selon la période étudiée.

Le tableau n° (3-3) présente la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la distance entre la jonction radiale de l'implant et la crête alvéolaire (en mm) selon la période étudiée :

Variable étudiée	La période étudiée	Nombres d'implants	Moyenne arithmétique	Écart type	Erreur type	Min	Max
La distance entre la jonction radiale immédiatement après l'implantation Implant-Pilier et la crête de l'os	Immédiatement après la transplantation	30	0.26	0.41	0.08	-1	1.5
	05 mois après la transplantation	30	- 0.34	0.48	0.09	-1.3	0.5

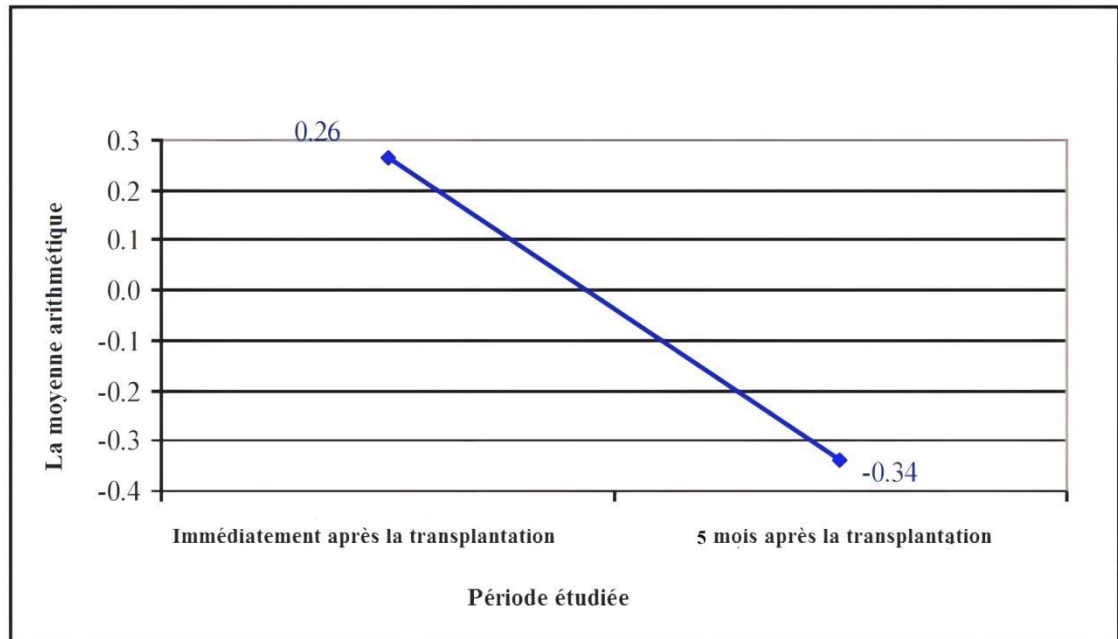


Fig. 3-2. La moyenne arithmétique des valeurs de la distance de la jonction radiale implant-pilier à la crête osseuse alvéolaire (en mm) dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée.

3.2.2. Étude de l'effet de la période étudiée sur les valeurs de la distance entre la jonction radiographique implant-pilier et la crête alvéolaire

Le test de T-Student pour échantillons corrélés a été réalisé afin d'étudier la significativité des différences de valeurs moyennes de la distance entre la jonction radiographique implant-pilier et la crête alvéolaire (en mm) entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 05 mois après l'implantation) dans l'échantillon de recherche, comme suit :

3.2.2.1. Résultats du test T-Student pour échantillons corrélés

Le tableau n° (3-4) présente les résultats du test T-Student pour échantillons corrélés afin d'étudier la significativité des différences de valeurs moyennes de la distance entre la jonction radiale implant-pilier et la crête alvéolaire (en mm) entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 05 mois après l'implantation) dans l'échantillon de recherche :

Variable étudiée	Comparaison des valeurs entre les deux périodes	Différence entre les deux moyennes	Valeur T-Student calculée	Degrés de liberté	Valeur du niveau de signification	Signification des différences
Distance entre la jonction radiale de l'implant et le pilier et la crête osseuse alvéolaire (en mm) : D	05 mois après la transplantation (D2) — Immédiatement après la transplantation (D1) = (D2—D1)	- 0.60	- 9.341	29	0.01	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien inférieure à la valeur de 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la distance entre la jonction implant-pilier radial et l'apex de l'os alvéolaire (en mm) entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation et 05 mois après la transplantation dans l'échantillon de recherche, le signe algébrique de la différence entre les deux moyennes étant négatif, nous concluons que les valeurs de la distance entre la jonction implant-pilier radial et l'apex de l'os alvéolaire (en mm) cinq mois après l'implant étaient inférieures à celles immédiatement après l'implant dans l'échantillon de recherche.

3.3. Étude de l'absorption osseuse

Résultats du calcul de l'absorption osseuse dans l'échantillon de recherche :

Le tableau n° (3-5) présente la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type de l'absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche :

Variable étudiée	Nombres d'implants	Moyenne arithmétique	Écart type	Erreur type	Min	Max
La quantité d'absorption osseuse en (mm)	30	0.60	0.35	0.06	0.1	1.5

3.3.1 Étude de l'effet du sexe du malade sur les valeurs d'absorption osseuse dans l'échantillon de recherche

Un test sur échantillons indépendants a été réalisé pour étudier la significativité des différences de valeurs moyennes d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe hommes et le groupe femmes de l'échantillon de recherche, comme suit :

3.3.1.1. Statistiques descriptives

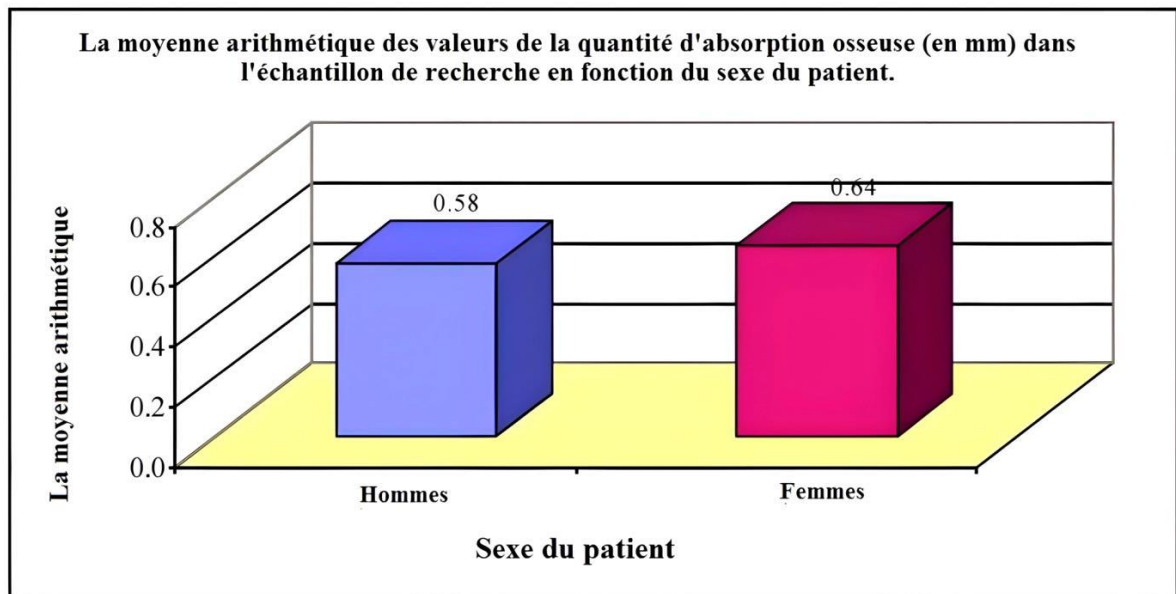


Fig.3-3 . La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du malade.

3.3.1.2. Résultats du test T-Student pour des échantillons indépendants

Le tableau n° (3-6) présente les résultats du test T-Student pour des échantillons indépendants afin d'étudier la significativité des différences de valeurs moyennes de la quantité d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe masculin et le groupe féminin de l'échantillon de recherche :

Variable étudiée	Valeur T-Student calculée	Degrés de liberté	Différence entre les deux moyennes	Erreur standard de la différence	Valeur du niveau de signification	Signification des différences
La quantité d'absorption osseuse en (mm)	- 0.463	29	- 0.06	0.13	0.647	Il n'y a pas de différences significatives

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est supérieure à la valeur de 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences

statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la quantité d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe hommes et le groupe femmes dans l'échantillon de recherche.

3.3.1.3. Étudier la relation entre les valeurs d'absorption osseuse et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche

Les coefficients de corrélation de **Pearson** ont été calculés entre les valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche, comme suit :

- Résultats du calcul des coefficients de corrélation

Le tableau n° (3-7) présente les résultats du calcul des coefficients de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) et l'âge du malade dans l'échantillon de recherche :

Première variable	Deuxième variable	Valeur du coefficient de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification	Signification de la relation	Côté de relation	Intensité de la relation
Age (années)	Quantité d'absorption osseuse (en mm)	0.091	30	0.631	Il n'y a pas de relation significative	—	—

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à la valeur de 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de l'âge du malade (en années) et les valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche.

3.3.1.4. Étude de l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs d'absorption osseuse dans l'échantillon de recherche

Le test T-Student pour échantillons indépendants a été réalisé afin d'étudier la significativité des différences de valeurs moyennes d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants en molaires dans l'échantillon de recherche, comme suit :

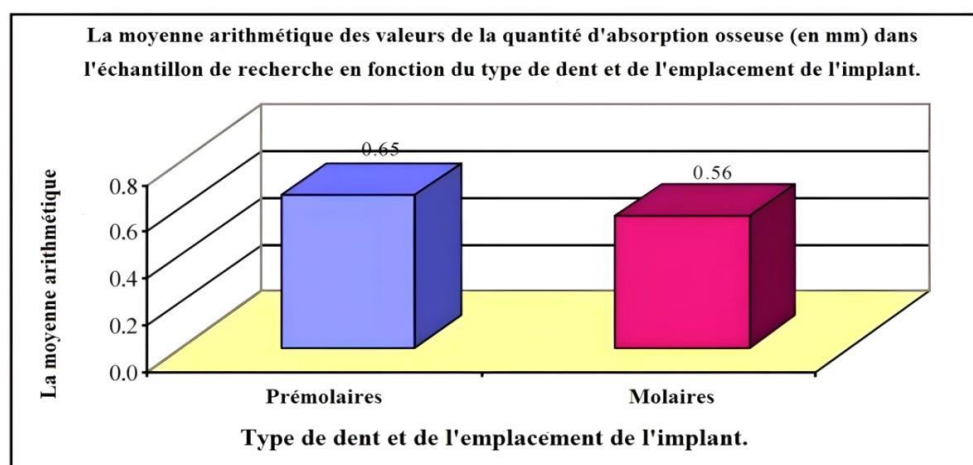


Fig. 3-4 . La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité d'absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent et de l'emplacement de l'implant.

3.3.1.5. Résultats du test T - Student pour échantillons indépendants

Le tableau n° (3-8) présente des résultats du test T-Student pour échantillons indépendants afin d'étudier la significativité des différences dans les valeurs moyennes de la quantité d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche :

Première variable	Valeur T-Student calculée	Degrés de liberté	Différence entre les deux moyennes	Erreur standard de la différence	Valeur du niveau de signification	Signification des différences
La quantité d'absorption osseuse en (mm)	0.677	29	0.09	0.13	0.504	Il n'y a pas de différences significatives

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à la valeur de 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la quantité d'absorption osseuse (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche.

3.4. Etude de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire

Résultats de la mesure des valeurs d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée et du site de mesure :

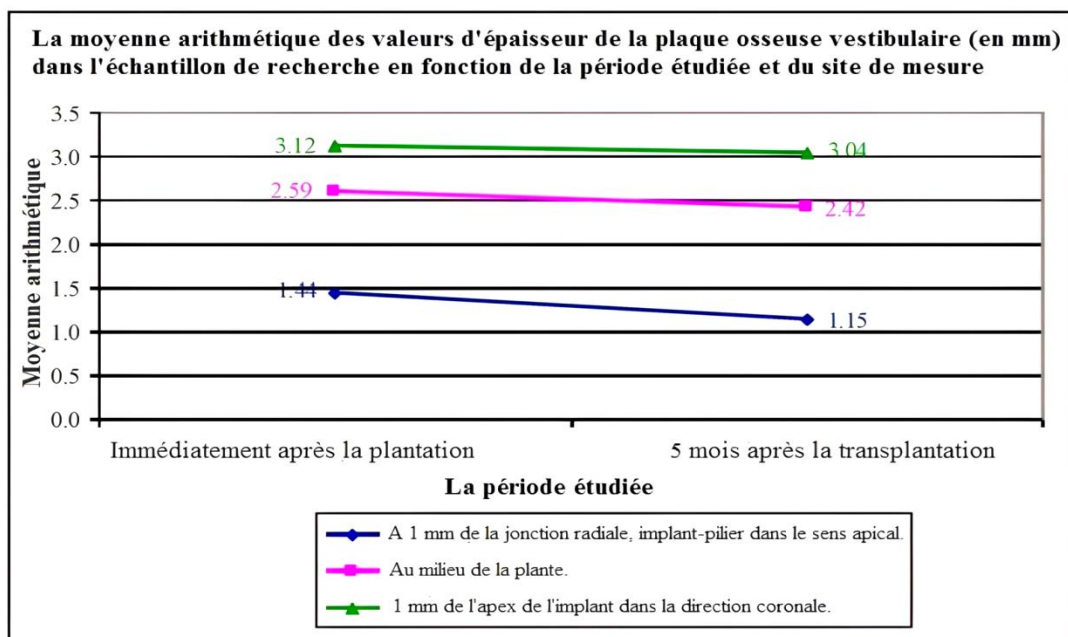


Fig. 3-5 . La moyenne arithmétique des valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée et le site de mesure.

3.4.1. Étudier l'effet de la période de temps étudiée sur les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en fonction de la localisation Mesures

3.4.1.1. Résultats du test T-Student pour les échantillons liés

Le tableau n° (3-9) présente les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences dans l'épaisseur moyenne de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 05 mois après l'implantation dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure) :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)						
Comparaison des valeurs entre les deux périodes	Site de mesure	La différence entre les deux moyennes	Valeur T calculée	Degrés de liberté	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
05 mois après la transplantation – Immédiatement après la transplantation	À 1 mm de la jonction radiale, implant-pilier apical	-0.29	- 5.017	29	0.01	<u>Il existe des différences significatives</u>
	Au milieu de l'implant radialement	-0.17	- 4.958	29	0.01	<u>Il existe des différences significatives</u>
	1mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-0.08	- 4.892	29	0.01	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien inférieure à 0,05, quel que soit l'emplacement de l' mesure, c'est-à-dire au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 05 mois après l'implantation, quel que soit le site de mesure dans l'échantillon de recherche). Le signe algébrique des différences entre les moyennes étant négatif, nous concluons que les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) 05 mois après l'implantation étaient inférieures à celles immédiatement après l'implantation dans chacun des sites de mesure étudiés (1 mm de la jonction radiographique de l'implant – pilier ,dans la direction apicale, au milieu de l'implant radialement, à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale) séparément dans l'échantillon de recherche.

3.4.1.2. Étude de l'effet du site de mesure sur les valeurs d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en fonction de la période de temps étudié

Le test de T- Student sur échantillons appariés a été réalisé pour étudier la signification des différences bidirectionnelles dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les trois sites de mesure étudiés (1 mm de la jonction implant-pilier radiographique dans la direction apicale, au milieu de l'implant

radiographiquement, 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale dans l'échantillon de recherche selon la période de temps étudiée comme suit :

- Résultats des tests T-Student pour les échantillons connectés

Le tableau n° (3-10) présente les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences binaires dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les trois sites de mesure étudiés :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)						
La période étudiée	Comparaison des valeurs entre les deux sites	La différence entre les deux moyennes	Valeur T calculée	Degrés de liberté	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
Immédiatement après la transplantation	À 1 mm de la jonction radiale, implant - pilier apical - au centre de l'implant	-1.16	-8.375	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>
	1 mm de la jonction radiale Implant - pilier dans le sens apical - 1 mm de l'apex de l'implant dans le sens coronaire	-1.68	-11.123	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>
	Au centre de l'implant - à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-0.52	-3.400	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>
05 mois après la transplantation	À 1 mm de la jonction radiale, implant - pilier apical - au centre de l'implant	-1.28	-10.455	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>
	1 mm de la jonction radiale Implant - pilier dans le sens apical - 1 mm de l'apex de l'implant dans le sens coronaire	-1.89	-13.666	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>
	Au centre de l'implant - à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-0.62	-4.318	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien inférieure à 0,05, quelle que soit la période étudiée. Autrement dit, au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les deux sens dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les trois sites mesurés, quelle que soit la période étudiée dans l'échantillon de recherche. Comme le signe algébrique des différences entre les moyennes est négatif, nous concluons que les valeurs de

l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) à une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier dans la direction apicale étaient plus petites que celles au milieu de l'implant radialement et à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale. Nous concluons que les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) au milieu de l'implant radialement étaient plus petites que celles à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale, à la fois immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation dans l'échantillon de recherche.

- Résultats du test T-student sur échantillons indépendants

Le tableau n° (3-11) montre les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe hommes et le groupe femmes dans l'échantillon de recherche :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)							
Site de mesure	La période étudiée	Valeur T calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur standard de différence	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
À 1 mm de la jonction radiale, implant-pilier apical	Immédiatement après la transplantation	0.880	29	0.26	0.29	0.387	Il n'y a pas de différences significatives.
	05 mois après la transplantation	1.324	29	0.40	0.30	0.196	Il n'y a pas de différences significatives.
Au milieu de l'implant radialement	Immédiatement après la transplantation	2.550	29	0.70	0.27	0.017	<u>Il existe des différences significatives</u>
	05 mois après la transplantation	2.880	29	0.75	0.26	0.008	<u>Il existe des différences significatives</u>
1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	Immédiatement après la transplantation	2.789	29	0.57	0.20	0.009	<u>Il existe des différences significatives</u>
	05 mois après la transplantation	3.069	29	0.62	0.20	0.005	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est inférieure à 0,05 au point médian radial de l'implant et à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale, quelle que soit la période étudiée.

Autrement dit, au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe hommes et le groupe femmes.

Étant donné que le signe algébrique des différences entre les moyennes est positif.

Nous concluons que les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans le groupe hommes étaient supérieures à celles du groupe femmes, à la fois immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation, au point médian radial de l'implant et à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale dans l'échantillon de recherche.

À une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-stent dans la direction apicale, on constate que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à la valeur de 0,05 quelle que soit la période étudiée, ce qui signifie qu'à un niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) à une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-stent dans la direction apicale entre le groupe masculin et le groupe féminin, immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation dans l'échantillon de recherche.

3.4.1.3. Étude de la relation entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure et de la période étudiée

- Résultats du calcul des valeurs des coefficients de corrélation

Les valeurs du coefficient de corrélation de Pearson :

Ont été calculées entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du malade dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure comme suit :

Le tableau n° (3-12) présente les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de **Pearson** entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)

immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du malade dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure :

Site de mesure	La deuxième variable	La première variable (âge en années)			Indication de l'existence de la relation	Intensité de la relation	Coté de relation
		Valeur du coefficient de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification			
À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en mm immédiatement après l'implantation	0.111	30	0.561	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm) 05 mois après l'implantation	0.023	30	0.905	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
Au milieu de l'implant radialement	Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en mm immédiatement après l'implantation	0.049	30	0.797	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm) 05 mois après l'implantation	0.027	30	0.888	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en mm immédiatement après l'implantation	-0.160	30	0.399	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm) 05 mois après l'implantation	-0.170	30	0.369	Il n'y a pas de relation significative.	—	—

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, quel que soit le lieu de mesure et la période étudiée. Autrement dit, à un niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de l'âge du malade et les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire, quel que soit le lieu de mesure et la période étudiée dans l'échantillon de recherche.

3.4.1.4. Étudier l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure et de la période étudiée.

- Résultats du test T-Student sur échantillons indépendants

Le test T- Student indépendant a été réalisé pour les malades afin de vérifier la signification des différences dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse buccale (en mm) entre le groupe d'implants prémolaires et le groupe d'implants molaires dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure et de la période étudiée comme suit :

Le tableau n° (3-13) montre les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure et la période de temps étudiée :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)							
Site de mesure	La période étudiée	Valeur T calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur standard de différence	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	Immédiatement après l'implantation	-0.744	29	-0.23	0.29	0.446	Il n'y a pas de différences significatives.
	05 mois après l'implantation	-1.076	29	-0.33	0.30	0.291	Il n'y a pas de différences significatives.
Au milieu de l'implant radialement	Immédiatement après l'implantation	-1.238	29	-0.37	0.30	0.226	Il n'y a pas de différences significatives.
	05 mois après l'implantation	-1.457	29	-0.42	0.29	0.156	Il n'y a pas de différences significatives.
1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	Immédiatement après l'implantation	0.049	29	0.01	0.23	0.961	Il n'y a pas de différences significatives.
	05 mois après l'implantation	-0.184	29	-0.04	0.24	0.856	Il n'y a pas de différences significatives.

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, quel que soit le lieu de mesure et la période étudiée. Autrement dit, à un niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires, immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation, quel que soit l'emplacement de mesure dans l'échantillon de recherche.

3.4.2. Étude de l'ampleur du changement d'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire

Résultats du calcul des valeurs de la quantité de changement dans l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction de l'emplacement mesure :

Le tableau n° (3-14) montre la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)							
La variable étudiée	Site de mesure	Nombre d'implants	Moyenne arithmétique	Ecart type	Erreur type	Minimum	Maximum
Quantité de changement d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm)	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	30	-0.29	0.32	0.06	-1.2	0.1
	Au milieu de l'implant radialement	30	-0.17	0.19	0.03	-1	0
	1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	30	-0.08	0.09	0.02	-0.3	0

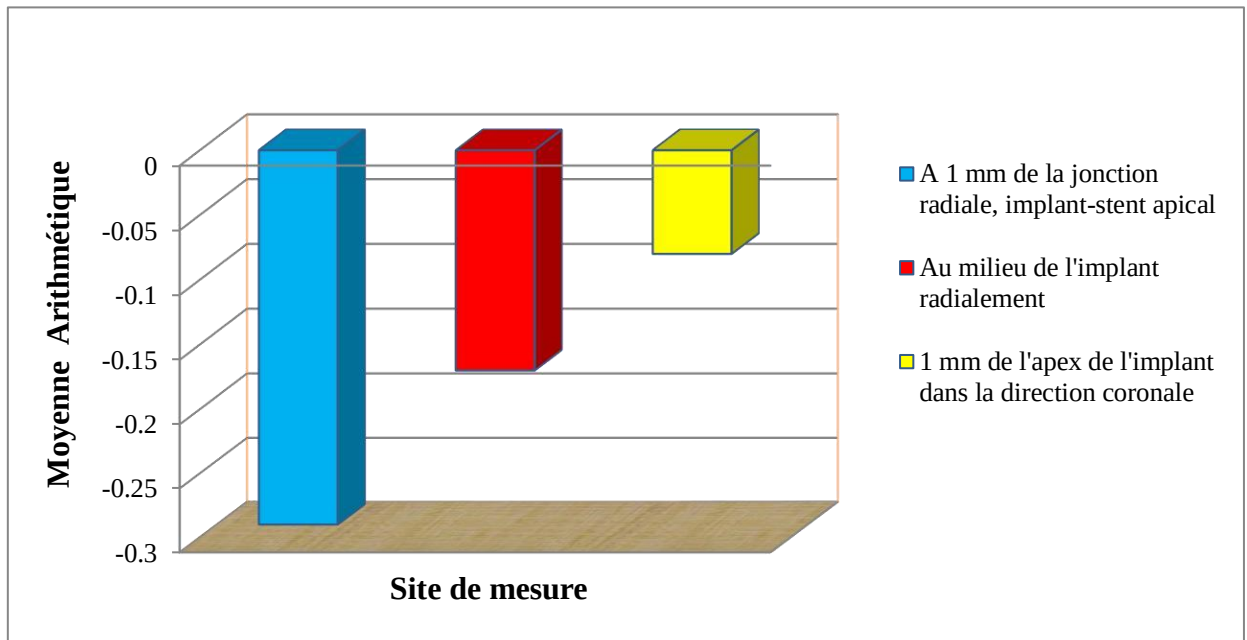


Fig. 3-6 . La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure.

3.4.2.1. Étude de l'effet du site de mesure sur les valeurs de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire

- Résultats des tests *T-Student* pour les échantillons liés

Le test de T- Student sur échantillons appariés a été réalisé pour étudier la signification des différences bidirectionnelles dans les valeurs moyennes de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les trois sites de mesure étudiés (1 mm de la jonction radiographique de l'implant-pilier dans la direction apicale, au milieu de l'implant radio graphiquement, 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale) dans l'échantillon de recherche comme suit :

Le tableau n° (3-15) présente les résultats du test de T-Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences binaires dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les trois sites de mesure étudiés dans l'échantillon de recherche :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)						
La variable étudiée	Comparaison des valeurs entre les deux sites	La différence entre les deux moyennes	Valeur T calculée	Degrés de liberté	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
Quantité de changement d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm)	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical-Au milieu de la plante	-0.12	-1.906	29	0.067	Il n'y a pas de différences significatives.
	1 mm de la jonction radiale, implant-pilier dans le sens apical - 1 mm de l'apex de l'implant dans le sens coronaire	-0.21	-4.000	29	0.010	<u>Il existe des différences significatives</u>
	Au centre de l'implant - à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-0.09	-2.435	29	0.021	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est inférieure à 0,05 lorsque l'on compare les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire entre le site de mesure à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale et les deux sites de mesure (à une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier dans la direction apicale, au milieu de l'implant séparément), ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les deux sens dans les valeurs moyennes de la variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre un site de mesure à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale) et les deux sites de mesure (à une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier dans la direction apicale, au milieu de l'implant séparément dans l'échantillon de recherche, et puisque le signe algébrique des différences entre les moyennes est négatif, nous concluons que la quantité de variation des valeurs (absolues) de l'épaisseur de l'os vestibulaire La plaque (en mm) à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale était plus petite qu'à une distance de 1 mm de la jonction implant radiographique - pilier dans la direction apicale et plus petite que l'implant médian radialement dans l'échantillon de recherche. de la comparaison des deux sites de mesure (1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier dans la direction apicale, au milieu de l'implant), on constate que la valeur du niveau de signification est supérieure à 0,05, ce qui signifie qu'au

niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences bilatérales statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre les deux sites de mesure (1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier dans la direction apicale, au milieu de l'implant) dans l'échantillon de recherche.

3.4.2.2. Étude de l'effet du sexe du patient sur les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure

Le test T-Student sur des échantillons indépendants a été mené pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement dans l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe hommes et le groupe femmes dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure comme suit :

- Statistiques descriptives

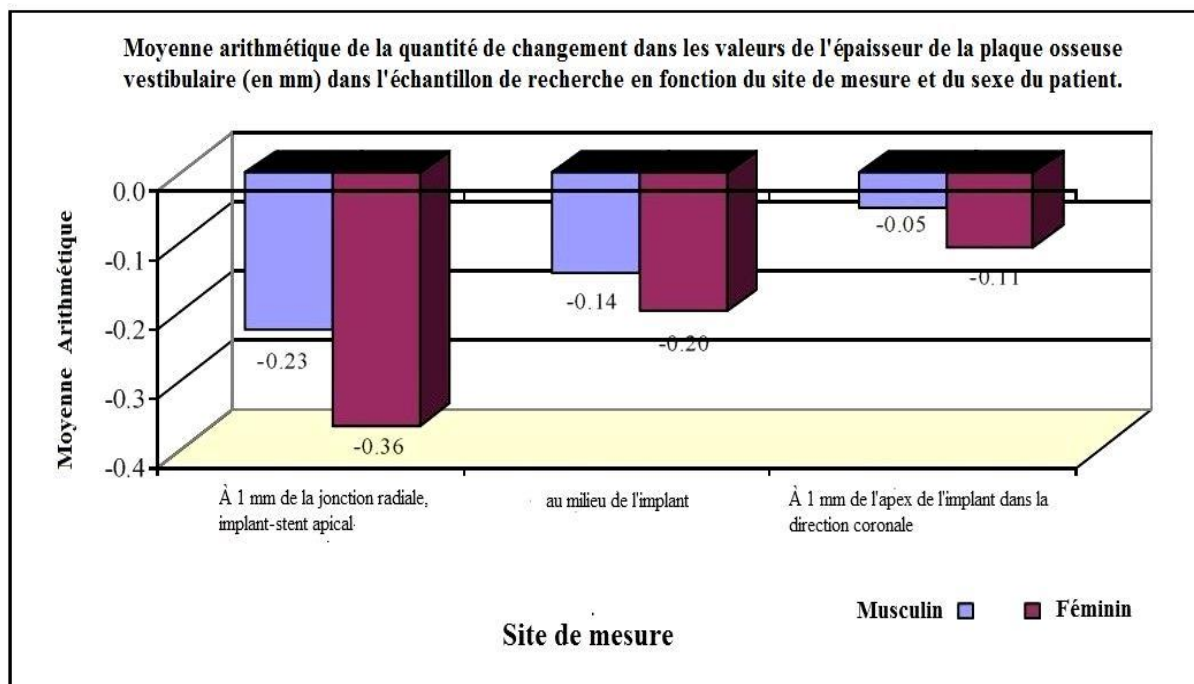


Fig. 3-7 . La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du malade et du site de mesure.

- Résultats du test T-Student sur échantillons indépendants

Le tableau n° (3-16) montre les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de

changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe hommes et le groupe femmes dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)							
La variable étudiée	Site de mesure	Valeur T calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur standard de la différence	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
Quantité de changement d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm)	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	1.212	29	0.14	0.11	0.236	Il n'y a pas de différences significatives..
	Au milieu de l'implant radialement	0.814	29	0.06	0.07	0.423	Il n'y a pas de différences significatives.
	1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	1.899	29	0.06	0.03	0.068	Il n'y a pas de différences significatives.

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est supérieure à 0,05 quel que soit l'emplacement de la mesure. Autrement dit, à un niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe hommes et le groupe femmes, quel que soit l'emplacement de mesure dans l'échantillon de recherche.

3.4.2.3. Étudier la relation entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure.

Les valeurs du coefficient de corrélation de Pearson ont été calculées entre les valeurs de la variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du malade dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure comme suit :

- Résultats du calcul des valeurs des coefficients de corrélation

Le tableau n° (3-17) montre les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du malade dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure :

La deuxième variable	Site de mesure	La première variable (âge en années)			Indication de l'existence de la relation	Intensité de la relation	Coté de relation
		Valeur du coefficient de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification			
Quantité de changement d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm)	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	-0.217	30	0.249	Il n'y a pas de relation significative.	-	-
	Au milieu de l'implant radialement	-0.098	30	0.606	Il n'y a pas de relation significative.	-	-
	1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-0.102	30	0.593	Il n'y a pas de relation significative.	-	-

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, quel que soit l'emplacement de la mesure. Autrement dit, au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de l'âge du patient et les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire, quel que soit l'emplacement de mesure dans l'échantillon de recherche.

3.4.2.4. Étudier l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure

Le test T-Student indépendant a été mené pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure comme suit :

- Statistiques descriptives

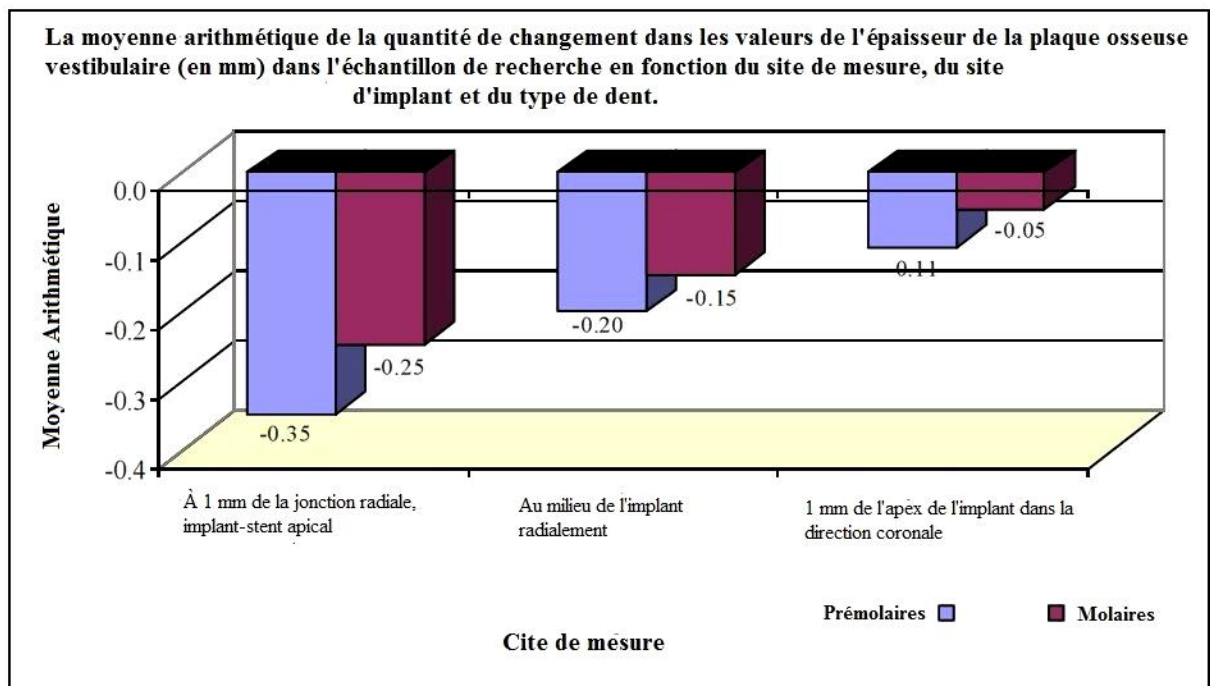


Fig. 3-8 . La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent au site de l'implant.

- Résultats du test T-Student sur échantillons indépendants

Le tableau n° (3-18) montre les résultats du test d'étudiant sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe

d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)							
La variable étudiée	Site de mesure	Valeur T calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur type de la différence	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
Quantité de changement d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm)	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	-0.845	29	-0.10	0.12	0.405	Il n'y a pas de différences significatives.
	Au milieu de l'implant radialement	-0.759	29	-0.05	0.07	0.454	Il n'y a pas de différences significatives.
	1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-1.797	29	-0.05	0.03	0.083	Il n'y a pas de différences significatives.

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est supérieure à 0,05 quel que soit l'emplacement de la mesure. Autrement dit, à un niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires, quel que soit l'emplacement de mesure dans l'échantillon de recherche.

3.4.2.5. Étude de la relation entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et la quantité de résorption osseuse dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure

Les valeurs du coefficient de corrélation de **Pearson** ont été calculées entre les valeurs de la variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation et les valeurs de la quantité de absorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche selon le site de mesure comme suit :

- Résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation

Le tableau n° (3-19) montre les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de la quantité de résorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure :

La deuxième variable	Site de mesure	La première variable = Résorption osseuse en (mm)			Indication de l'existence de la relation	Coté de relation	Intensité de la relation
		Valeur du coefficient de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification			
Quantité de changement d'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (mm)	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	0.804	30	0.001	Il existe une relation significative	Proportionnalité	Fort
	Au milieu de l'implant radialement	-0.059	30	0.758	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-0.264	30	0.159	Il n'y a pas de relation significative.	—	—

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien inférieure à la valeur 0,05 à une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier est apicale, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il existe une corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de la quantité de résorption osseuse (en mm) et la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire à une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier dans la direction apicale dans l'échantillon de recherche. Étant donné que le signe algébrique du coefficient de corrélation correspondant était positif, nous concluons que la relation correspondante était directement proportionnelle (une augmentation des valeurs de la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire correspond à une augmentation des valeurs de résorption osseuse). Étant donné que la valeur du coefficient de corrélation correspondant était proche de ($r = 0,8$), nous concluons que la relation correspondante était forte dans l'échantillon de recherche.

En ce qui concerne le milieu de l'implant et à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale, il est à noter que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à la valeur de 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de la quantité de résorption osseuse (en mm) et la quantité de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire au milieu de l'implant et à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale dans l'échantillon de recherche.

3.4.3. Etude du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire

Résultats du calcul des valeurs de variation en pourcentage de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure.

Le tableau n° (3-20) montre la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs du pourcentage de changement de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure :

Variable étudiée = Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm)							
La variable étudiée	Site de mesure	Nombre d'implants	Moyenne arithmétique	Écart type	Erreur type	Minimum	Maximum
Pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	30	-24.23	27.83	5.17	-100	14.3
	Au milieu de l'implant radialement	30	-6.65	6.65	1.21	-33.30	0
	1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	30	-2.60	3.08	0.56	-10.00	0

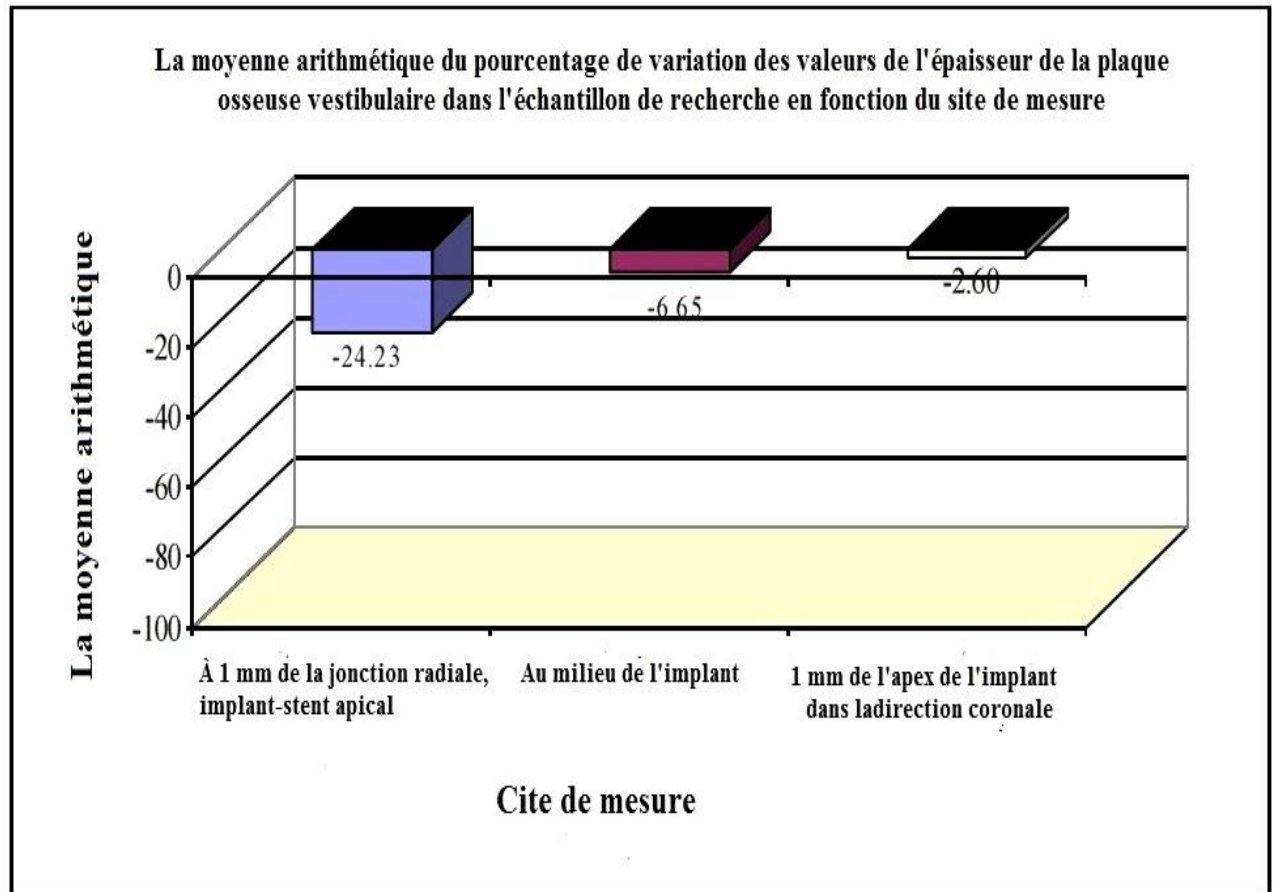


Fig. 3-9 . La moyenne arithmétique des valeurs du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en échantillon de recherche selon le site de mesure.

3.4.3.1. Etude de l'effet du site de mesure sur les valeurs du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire

- Résultats des tests *T-Student* pour les échantillons connectés

Un test de T- Student sur échantillons appariés a été réalisé pour étudier la signification des différences bidirectionnelles dans les valeurs moyennes du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire entre les trois sites de mesure étudiés :

- 1 mm de la jonction implant-pilier radiographique dans la direction apicale.
- Au milieu de l'implant radiographiquement.
- 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale) dans l'échantillon de recherche comme suit :

Le tableau n° (3-21) présente les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences binaires dans les valeurs moyennes du

pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire entre les trois sites de mesure étudiés :

Variable étudiée = Pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire.						
La variable étudiée	Comparaison des valeurs entre les deux sites	La différence entre les deux moyennes	Valeur T calculée	Degrés de liberté	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
Pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical-Au milieu de la plante	-17.64	-3.519	29	0.002	<u>Il existe des différences significatives</u>
	1 mm de la jonction radiale, implant-pilier dans le sens apical - 1 mm de l'apex de l'implant dans le sens coronaire	-21.54	-4.226	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>
	Au centre de l'implant - à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	-4.05	-3.256	29	0.001	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien inférieure à 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les deux sens dans les valeurs moyennes du pourcentage de variation de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire entre les trois sites de mesure étudiés dans l'échantillon de recherche. Étant donné que le signe algébrique des différences entre les moyennes est négatif, nous concluons que le pourcentage de variation (en valeurs absolues) de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire à une distance de 1 mm de la jonction radiale de l'implant-pilier dans la direction apicale était plus grand qu'au milieu de l'implant radialement et à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale. Nous concluons que le pourcentage de changement (en valeurs absolues) de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire au milieu de l'implant radialement était plus grand qu'à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale dans l'échantillon de recherche.

3.5. Étude radiographique de la densité osseuse

3.5.1. Résultats de la mesure des valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée

- Résultats de la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la densité osseuse radiographique

Le tableau n° (3-22) montre la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée :

La variable étudiée	La période étudiée	Nombre d'implants	Moyenne arithmétique	Ecart type	Erreur type	Minimum	Maximum
Les valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon	immédiatement après l'implantation	30	1371.33	264.66	48.32	1081	1944
	05 mois après l'implantation	30	1317.00	288.90	52.75	1005	1959

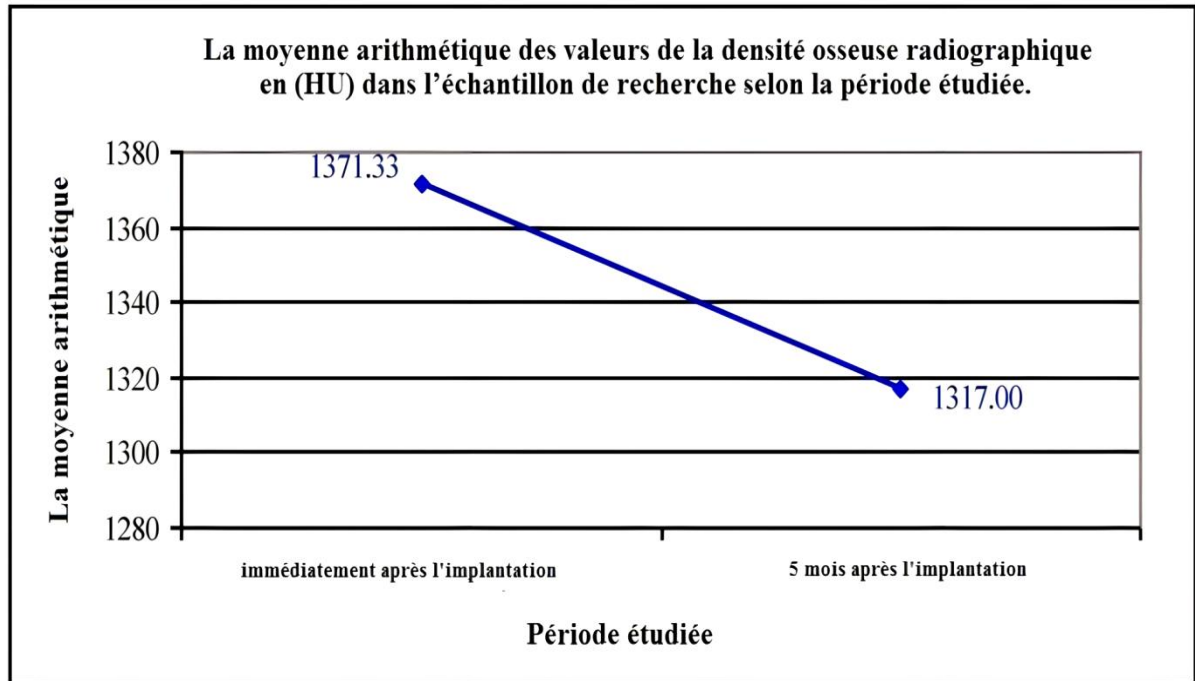


Fig.3-10 . La moyenne arithmétique des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée.

3.5.2. Etude de l'effet de la période de temps étudiée sur les valeurs de densité osseuse radiographique

Le test de T-Student pour les échantillons liés a été réalisé pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la densité osseuse radiographique entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 05 mois après l'implantation) dans l'échantillon de recherche comme suit :

- Résultats des tests T-Student pour les échantillons connectés

Le tableau n° (3-23) montre les résultats du test de T- Student pour les échantillons corrélés pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de densité osseuse radiographique entre les deux périodes étudiées (immédiatement après l'implantation, 5 mois après l'implantation) dans l'échantillon de recherche :

Variable étudiée	Comparaison des valeurs moyennes de la quantité de densité osseuse radiographique entre les deux périodes étudiées	La différence entre les deux moyennes	Valeur T calculée	Digères de liberté	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
La quantité de densité osseuse radiographique entre les deux périodes étudiées	Cinq mois après l'implantation — immédiatement après l'implantation (D2-D1)	- 54.33	- 2.733	29	0.011	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est inférieure à 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la densité osseuse radiographique entre les deux périodes étudiées, immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation dans l'échantillon de recherche. Étant donné que le signe algébrique de la différence entre les deux moyennes est négatif, nous concluons que les valeurs de la densité osseuse radiographique 5 mois après l'implantation étaient inférieures à celles immédiatement après l'implantation dans l'échantillon de recherche.

3.5.3. Étude de l'effet du sexe du patient sur les valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée

Le test T-Student sur des échantillons indépendants a été mené pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la densité osseuse radiographique entre le groupe masculin et le groupe féminin dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée comme suit :

- Statistiques descriptives

Le tableau n° (3-24) montre la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du patient et de la période étudiée :

Variable étudiée = La quantité de densité osseuse radiographique.								
La variable étudiée	Périodes étudiées	Sexe	Nombre d'implants	Moyenne arithmétique	Ecart type	Erreur standard	Minimum	Maximum
La quantité de densité osseuse radiographique	Immédiatement après l'implantation	Masculin	16	1224.81	157.34	39.33	1081	1573
		Féminin	14	1538.79	266.59	71.25	1168	1944
	05 mois après l'implantation	Masculin	16	1160.38	145.76	36.44	1005	1478
		Féminin	14	1496.00	311.41	83.23	1120	1959

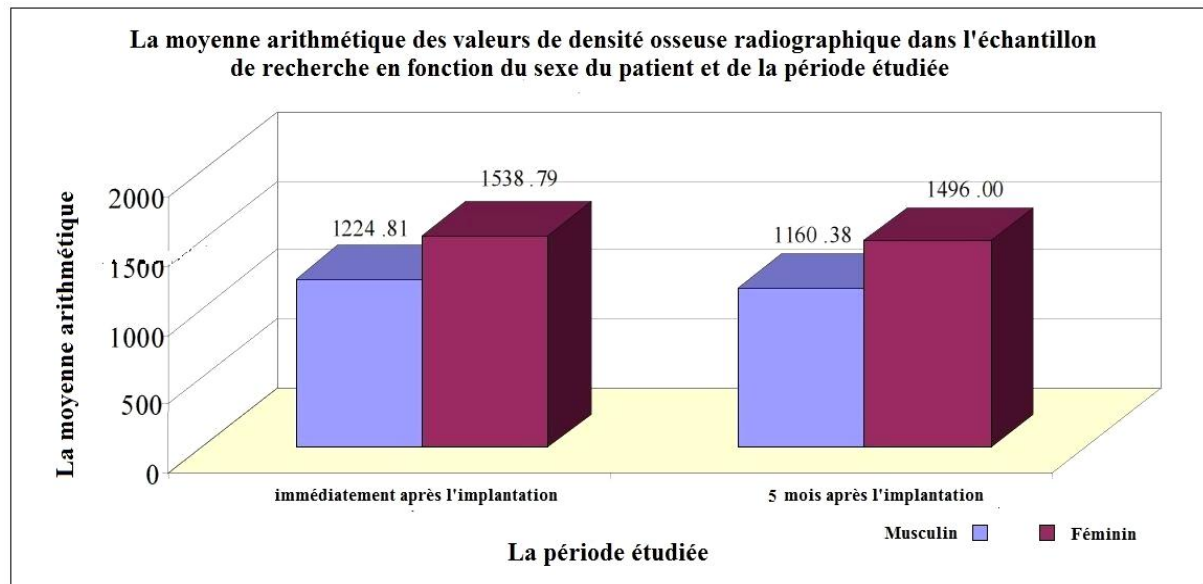


Fig. 3-11 . La moyenne arithmétique des valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du patient et de la période étudiée.

- Résultats du test T-Student sur échantillons indépendants

Le tableau n° (3-25) montre les résultats du test d'étudiants sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de densité osseuse radiographique entre le groupe masculin et le groupe féminin dans l'échantillon de recherche selon la période de temps étudié :

Variable étudiée	La période étudiée	Valeur T calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur standard	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
La quantité de densité osseuse radiographique	Immédiatement après l'implantation	-3.989	29	-313.97	78.71	0.01	<u>Il existe des différences significatives</u>
	05 mois après l'implantation	-3.861	29	-335.63	86.92	0.01	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien inférieure à la valeur 0,05 quelle que soit la période étudiée, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la densité osseuse radiographique entre le groupe masculin et le groupe féminin quelle que soit la période étudiée dans l'échantillon de recherche. Étant donné que le signe algébrique des différences entre les moyennes est négatif, nous concluons que les valeurs de la densité osseuse radiographique dans le groupe masculin étaient plus petites que dans le groupe féminin, quelle que soit la période étudiée dans l'échantillon de recherche.

3.5.4. Étude de la relation entre les valeurs de densité osseuse radiographique et l'âge du patient dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée

Les valeurs du coefficient de corrélation de Pearson ont été calculées entre les valeurs de densité osseuse radiographique immédiatement après l'implantation et neuf mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du patient dans l'échantillon de recherche comme suit :

- Résultats du calcul des valeurs des coefficients de corrélation

Le tableau n° (3-26) montre les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la densité osseuse radiographique immédiatement après l'implantation et 05 mois après l'implantation et les valeurs de l'âge du patient dans l'échantillon de recherche :

Première variable	Deuxième variable	Valeurs des coefficients de corrélation r	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification	Indication de l'existence de la relation	Coté de relation	Intensité de relation
Ages (Années)	La quantité de densité osseuse radiographique après immédiatement l'implantation	-0.181	30	0.340	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	La quantité de densité osseuse radiographique après 05 mois de l'implantation	-0.126	30	0.508	Il n'y a pas de relation significative.	—	—

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, quelle que soit la période étudiée. Autrement dit, au niveau de confiance de 95 %, il n'existe pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs d'âge du patient et les valeurs de densité osseuse radiographique, quelle que soit la période étudiée dans l'échantillon de recherche.

3.5.5. Étude de l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée

Le test T-Student indépendant a été mené pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée comme suit :

- *Statistiques descriptives*

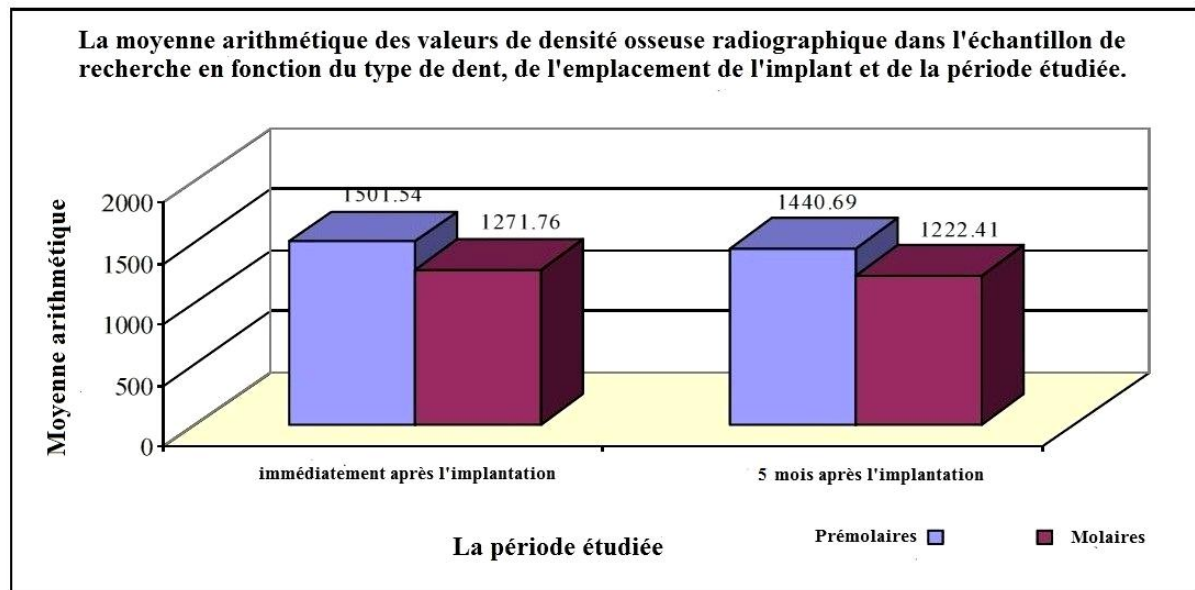


Fig. 3-12 . La moyenne arithmétique des valeurs de densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche selon le type de dent, l'emplacement de l'implant et la période étudiée.

- *Résultats du test T-Student sur échantillons indépendants*

Le tableau n° (3-27) : montre les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche selon la période étudiée :

Variable étudiée	La période étudié	Valeur T calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur standard	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
La quantité de densité osseuse radiographique	Immédiatement après l'implantation	2.575	29	229.77	89.23	0.016	<u>Il existe des différences significatives</u>
	05 mois après l'implantation	2.179	29	218.28	100.17	0.038	<u>Il existe des différences significatives</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est inférieure à 0,05 quelle que soit la période étudiée. Autrement dit, au niveau de confiance de 95 %, il existe des différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires, quelle que soit la période étudiée dans l'échantillon de recherche. Comme le signe algébrique des différences entre les moyennes est positif, nous concluons que les valeurs de la densité osseuse radiographique sont au total. Les implants sur les prémolaires

étaient plus gros que ceux sur les molaires, quelle que soit la période étudiée dans l'échantillon de recherche.

3.5.6. Étude de la relation entre les valeurs de densité osseuse radiographique et la quantité de résorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche en fonction de la période étudiée

Les valeurs du coefficient de corrélation de Pearson ont été calculées entre les valeurs de densité osseuse radiographique immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de résorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche comme suit :

- Résultats du calcul des valeurs des coefficients de corrélation

Le tableau n° (3-28) montre les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la densité osseuse radiographique immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de la quantité de résorption osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche :

Première variable	Deuxième variable	Valeurs des coefficients de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification	Indication de l'existence de la relation	Coté de relation	Intensité de relation
les valeurs de la quantité de résorption Osseuse (en mm) dans l'échantillon de recherche.	La quantité de densité osseuse radiographique après immédiatement l'implantation	- 0.045	30	0.814	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	La quantité de densité osseuse radiographique après 05 mois de l'implantation	- 0.180	30	0.342	Il n'y a pas de relation significative.	—	—

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, quelle que soit la période étudiée. Autrement dit, au niveau de confiance de 95 %, il n'existe pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de résorption osseuse (en mm) et les valeurs de densité osseuse radiographique, quelle que soit la période étudiée dans l'échantillon de recherche.

3.5.7. Étude de la relation entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire et la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure et de la période de temps étudiée

Les valeurs du coefficient de corrélation de Pearson ont été calculées entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation

et 5 mois après l'implantation et les valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure comme suit :

- Résultats du calcul des valeurs des coefficients de corrélation

Le tableau n° (3-29) montre les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire (en mm) immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation et les valeurs de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du site de mesure :

La deuxième variable	Site de mesure	Période étudiée	La première variable (densité osseuse radiographique).			Indication de l'existence de la relation	Intensité de la relation	Côté de relation
			Valeur du coefficient de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification			
Épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire en (mm)	À 1 mm de la jonction radiale, implant-stent apical	immédiatement après l'implantation	- 0.276	30	0.140	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
		05 mois après l'implantation	- 0.125	30	0.511	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	Au milieu de l'implant radialement	immédiatement après l'implantation	-0.234	30	0.213	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
		05 mois après l'implantation	-0.196	30	0.300	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
	1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale	immédiatement après l'implantation	- 0.118	30	0.535	Il n'y a pas de relation significative.	—	—
		05 mois après l'implantation	-0.072	30	0.704	Il n'y a pas de relation significative.	—	—

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, quel que soit le lieu de mesure et la période étudiée. Autrement dit, à un niveau de confiance de 95 %, il n'existe pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de densité osseuse radiographique et les valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire, quel que soit le lieu de mesure et la période étudiée dans l'échantillon de recherche.

3.6. Étude de l'ampleur du changement de la densité osseuse radiographique

3.6.1. Résultats du calcul de l'ampleur du changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche

Le tableau n° (3-30) montre la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type de la quantité de changement dans la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche :

Le variable étudiée	Nombre d'implants	Moyenne arithmétique	Écart type	Erreur type	Minimum	Maximum
Quantité de changement dans la densité osseuse radiographique	30	- 54.33	108.91	19.88	-251	384

3.6.2. Étude de l'effet du sexe du patient sur les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche

Le test T-Student sur des échantillons indépendants a été mené pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique entre le groupe masculin et le groupe féminin dans l'échantillon de recherche comme suit :

- Statistiques descriptives

Le tableau n° (3-31) : montre la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du patient :

Le variable étudiée	Sexe	Nombre d'implants	Moyenne arithmétique	Ecart type	Erreur type	Minimum	Maximum
Quantité de changement dans la densité osseuse radiographique	Masculin	16	-64.44	82.75	20.69	-251	61
	Féminin	14	-42.79	135.24	36.14	-160	384

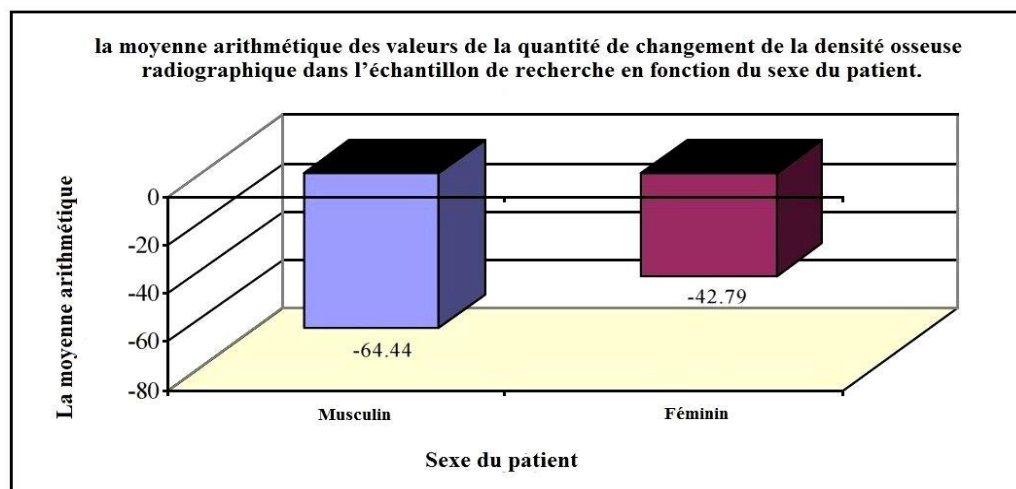


Fig. 3-13 . La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du sexe du malade.

- Résultats du test T-Student sur échantillons indépendants

Le tableau n° (3-32) : montre les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique entre le groupe masculin et le groupe féminin dans l'échantillon de recherche :

Le variable étudiée	Valeur T calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur type	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
Quantité de changement dans la densité osseuse radiographique	- 0.537	29	-21.65	40.36	0.596	Il n'y a pas de différences significatives..

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est supérieure à 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique entre le groupe masculin et le groupe féminin dans l'échantillon de recherche.

3.6.3. Étude de la relation entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et l'âge du malade dans l'échantillon de recherche

Les valeurs du coefficient de corrélation de **Pearson** ont été calculées entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et les valeurs de l'âge du patient dans l'échantillon de recherche comme suit :

- Résultats du calcul des valeurs des coefficients de corrélation

Le tableau n° (3-33) montre les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et les valeurs de l'âge du patient dans l'échantillon de recherche :

Première variable	Deuxième variable	Valeurs des coefficients de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification	Indication de l'existence de la relation	Coté de relation	Intensité de relation
Ages (Années)	La quantité de densité osseuse radiographique	0.105	30	0.581	Il n'y a pas de relation significative.	-	-

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de corrélation linéaire statistiquement significative entre les valeurs de l'âge du patient (en années) et les valeurs de la quantité de changement dans la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche.

3.6.4. Étude de l'effet du type de dent et de l'emplacement de l'implant sur les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche

Le test T-Student sur des échantillons indépendants a été mené pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants prémolaires et le groupe d'implants molaires dans l'échantillon de recherche comme suit :

- Statistiques descriptives

Le tableau n° (3-34) montre la moyenne arithmétique, l'écart type et l'erreur type des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent et de l'emplacement de l'implant :

Première variable	Type de dents et Cite de mesure	Nombre d'implants	Moyenne arithmétique	L'écart type	L'erreur type	Minimum	Maximum
La quantité de densité osseuse radiographique	Le groupe d'implants Prémolaires	14	-60.85	140.10	38.86	-160	384
	Le groupe d'implants Molaires	16	-49.35	81.96	19.88	-251	61

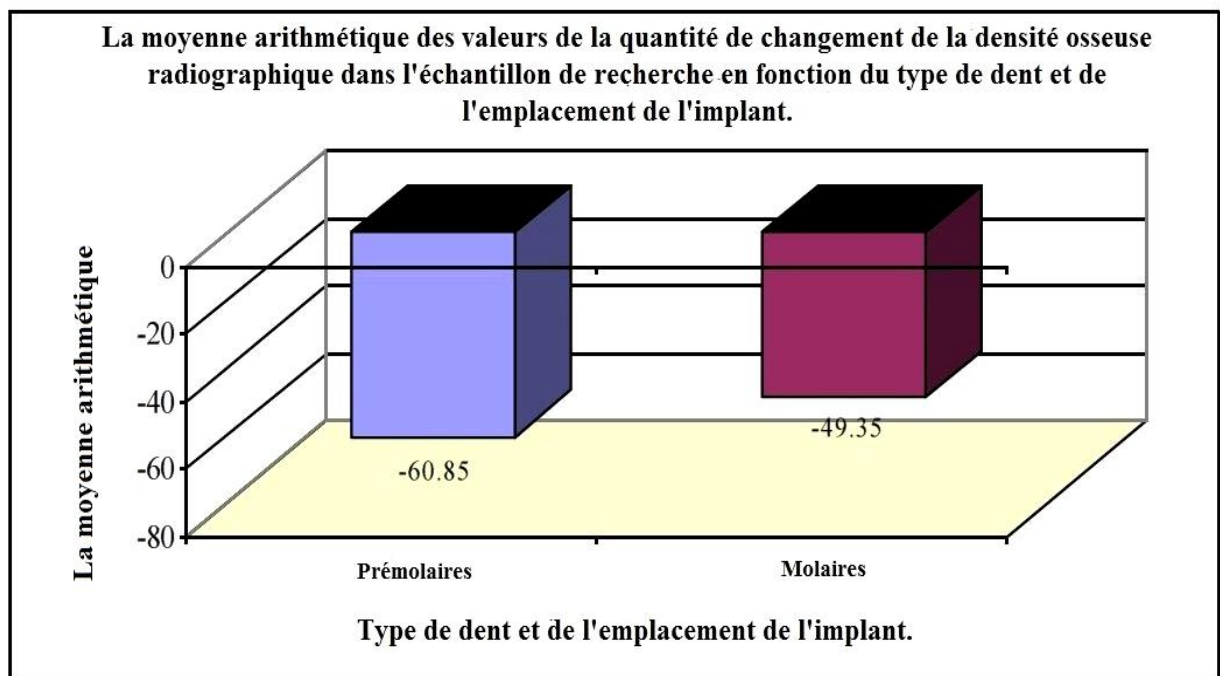


Fig. 3-14 . La moyenne arithmétique des valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche en fonction du type de dent et de l'emplacement de l'implant.

- Résultats du test T-Student sur échantillons indépendants

Le tableau n° (3-35) montre les résultats du test T-Student sur échantillons indépendants pour étudier la signification des différences dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants au niveau des prémolaires et le groupe d'implants au niveau des molaires dans l'échantillon de recherche :

Le variable étudiée	Valeur T- Calculée	Degrés de liberté	La différence entre les deux moyennes	Erreur type	Valeur du niveau de signification	Importance des différences
Quantité de changement dans la densité osseuse radiographique	-0.282	29	-11.49	40.78	0.780	Il n'y a pas de différences significatives..

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est bien supérieure à 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il n'y a pas de différences statistiquement significatives dans les valeurs moyennes de la quantité de changement de densité osseuse radiographique entre le groupe d'implants prémolaires et le groupe d'implants molaires dans l'échantillon de recherche.

3-6-5. Étude de la relation entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et la quantité de résorption osseuse dans l'échantillon de recherche

Les valeurs du coefficient de corrélation de Pearson ont été calculées entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et les valeurs de la quantité de résorption osseuse dans l'échantillon de recherche comme suit :

- Résultats du calcul des valeurs des coefficients de corrélation

Le tableau n° (3-36) montre les résultats du calcul des valeurs du coefficient de corrélation de Pearson entre les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique et les valeurs de la quantité de résorption osseuse dans l'échantillon de recherche :

Première variable	Deuxième variable	Valeurs des coefficients de corrélation	Nombre d'implants	Valeur du niveau de signification	Indication de l'existence de la relation	Coté de relation	Intensité de relation
La quantité de résorption osseuse	Quantité de changement dans la densité osseuse radiographique	0.368	30	0.045	<u>Il existe de relation significative.</u>	<u>Proportionnalité</u>	<u>Faible</u>

Le tableau ci-dessus montre que la valeur du niveau de signification est inférieure à 0,05, ce qui signifie qu'au niveau de confiance de 95 %, il existe une corrélation linéaire

statistiquement significative entre les valeurs de la quantité de résorption osseuse (en mm) et les valeurs de la quantité de changement de la densité osseuse radiographique dans l'échantillon de recherche. Étant donné que le signe algébrique du coefficient de corrélation correspondant était positif, nous concluons que la relation correspondante était directement proportionnelle (une augmentation des valeurs de la quantité de changement de densité osseuse correspond à une augmentation des valeurs de résorption osseuse). Étant donné que la valeur absolue du coefficient de corrélation correspondant était proche de la valeur $r \approx 0,4$, nous concluons que la relation correspondante était faible en intensité et pouvait être négligée dans l'échantillon de recherche.

3.7. Discussion des résultats expérimentale

3.7.1. Discuter de l'utilisation de la technologie CBCT

Ces dernières années, de nombreux travaux de recherche se sont concentrés sur l'étude des modifications osseuses post-implantaires chez l'homme (Araujo et al., 2005 ; 2006) (Botticelli et al., 2004) ou chez l'animal (Ferrus et al., 2010 ; Tomasi et al., 2010 ; Matarasso et al., 2009). Ces recherches s'appuyaient sur de nombreuses méthodes cliniques et radiologiques, non sans inconvénients (Mengel et al., 2006). Les procédures cliniques étaient invasives et manquaient de précision (Fatemitabar et Nikgoo., 2010 ; Lascale et al., 2004). Concernant les techniques radiographiques, les projections bidimensionnelles souffrent de la superposition radiographique des structures anatomiques. La présence d'implants et d'autres objets métalliques dans l'image entraîne une distorsion due au rayonnement (Scarfe et al., 2006 ; Holberg et al., 2005). Ces techniques nécessitent des doses de rayonnement élevées avec un effet cumulatif à long terme (Louble et al., 2009). Par conséquent, il y avait un besoin urgent d'une technique triple. Les dimensions dépassent ces inconvénients et économisent la dose de rayonnement et le coût du matériel, d'où l'objectif de cette recherche. Il est l'utilisation de la technologie de tomographie par ordinateur à faisceau conique (CBCT) pour évaluer ces changements. Bien que le premier appareil CBCT ait été approuvé par la Food and Drug Administration (FDA) des États-Unis en 2000, son utilisation dans l'évaluation des implants dentaires est restée modeste en raison de la distorsion radiographique résultant de la présence d'objets métalliques. Artefact d'image Cependant, les progrès des systèmes et programmes de traitement numérique modernes ont permis de surmonter ce problème. Tels que le programme Whitefox v.3.1 utilisé dans cette étude, qui contient des filtres pour filtrer les distorsions causées par la présence d'implants métalliques dans l'image. L'un des inconvénients des méthodes radiologiques utilisées précédemment est la difficulté d'adopter des points de repère

et des sections de référence comparatives, mais la technologie CBCT et les programmes numériques modernes ont permis de revenir à la même section de référence comparative. Français Dans cette étude, il s'est appuyé sur la technologie numérique pour des études de recherche longitudinales menées à l'aide de techniques d'imagerie numérique tridimensionnelle qui nécessitent d'étudier la même section dans des périodes de temps successives (Noha et al., 2021). La technique CBCT a également conduit à un flou des limites (os - implant) ainsi que des limites (os cortical - os spongieux), mais cette étude était basée sur les résultats de (Natioh et al., 2009). En utilisant la technique du dichroïsme dans la radiographie en fixant le niveau de la fenêtre au seuil de 960 (HU) pour l'os cortical, et en collectant les données précédentes, nous avons obtenu des images CBCT avec des coupes transversales obliques spécifiques, exemptes de toute distorsion ou chevauchement, ne contenant que l'os cortical, et pouvant être référencées dans les images ultérieures.

3.7.2. Discussion sur l'absorption osseuse

La résorption osseuse corticale est influencée par de multiples facteurs. Dans cette étude, des critères tels que la technique chirurgicale utilisée, le type et la conception du col de l'implant, ainsi que le type d'implant utilisé, ont été standardisés. Les facteurs liés au patient qui influencent la résorption, tels que le tabagisme, le diabète et les maladies parodontales, ont également été exclus, tandis que d'autres facteurs tels que la position de l'implant par rapport à l'os n'ont pas été pris en compte. Les dimensions de l'os cortical ont été mesurées par tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) en comparant les images prises avec les dimensions de l'épaisseur de l'os cortical (immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation). Ces deux valeurs ont été soustraites pour chaque individu de l'échantillon étudié afin d'obtenir une valeur de résorption osseuse. La moyenne et l'écart type ont été calculés pour l'ensemble de l'échantillon étudié. Les résultats des dimensions moyennes de l'épaisseur de l'os cortical le long des axes tridimensionnels (x, y, z) sont enregistrés dans **le tableau 1 et graph 1 ;(trouvé dans l'article de publication)**. Le sexe, l'âge et l'emplacement de l'implant du malade n'ont eu aucun effet sur les valeurs de résorption osseuse dans notre étude, comme le montrent **les figures 2, 3, 4(a, b, c) et 5 (trouvé dans l'article de publication)**, qui ont été traitées à l'aide du logiciel White Fox v3.1 pour faciliter le calcul et l'évaluation de la résorption osseuse dans différentes zones des mâchoires à différents emplacements d'implant et capturées à l'aide de la technologie CBCT. Les deux valeurs ont été soustraites l'une de l'autre pour chaque individu de l'échantillon étudié pour obtenir la valeur de résorption osseuse. L'écart type et la moyenne arithmétique de la

résorption osseuse dans l'échantillon ont été calculés, et sa valeur était $D = (0,6 \pm 0,35)$ mm. Le sexe, l'âge et l'emplacement de l'implant du patient n'ont eu aucun effet sur les valeurs de résorption osseuse dans notre étude. La présente étude a également montré une forte corrélation directe entre le degré de résorption et le changement d'épaisseur de la plaque osseuse corticale buccale à une distance de 1 mm de la jonction radiale (implant-pilier) dans la direction apicale ($p < 0,05$; $r = 0,8$).

Les résultats de cette étude concordent avec ceux de Vera et al en 2012, qui ont évalué la résorption osseuse vestibulaire de (n=15) implants dentaires au niveau des prémolaires et des dents antérieures maxillaires par tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) sur une période d'observation d'un an. Les valeurs de résorption étaient de ($D = 0,49$, $p = 0,036$) ; (Vera et al., 2012).

Les résultats de cette étude concordent également avec ceux de Covani et al en 2007, qui ont étudié la résorption osseuse vestibulaire sur un échantillon de (n =20) implants dentaires suivis pendant 6 mois, avec des valeurs de résorption comprises entre (0– 2) mm.

Nos résultats concordent également avec ceux de Sanz et al en 2009, qui ont observé une résorption osseuse buccale de (30 %) 4 mois après l'implantation sur un échantillon de (n = 40) implants dentaires.

Notre étude est similaire à celles de Mano et al., 2023. À l'exception de ses résultats concernant les implants maxillaires, son étude portait sur un implant unique en titane directement chargé, implanté dans un site d'extraction maxillaire cicatrisé ou nouvellement cicatrisé sur une période de cinq ans. Cette étude comprenait 36 participants (21 hommes et 15 femmes, d'un âge moyen de 31 ans), qui nécessitaient tous un implant antérieur maxillaire unique. La perte osseuse marginale moyenne était de ($0,27 \pm 0,18$) mm après 01 an , de ($0,26 \pm 0,17$) mm après 03 ans et de ($0,21 \pm 0,18$) mm après 05 ans. La variation moyenne des marges cicatrisées était de ($0,27 \pm 0,18$) mm à 1 an , de ($0,22 \pm 0,18$) mm à 03 ans et de ($0,21 \pm 0,17$) mm à 05 ans. Ainsi, les implants mis en charge immédiatement, placés soit sur les marges cicatrisées, soit dans l'alvéole d'extraction, ont eu un effet similaire sur l'os local. Autrement dit, les implants mis en charge immédiatement, que ce soit sur les marges cicatrisées ou directement dans l'alvéole, ont eu un effet similaire sur l'os péri-implantaire et le taux de résorption osseuse.

Nos résultats sont également cohérents avec une étude de Mauricio et al., 2005, qui a montré une résorption osseuse vestibulaire chez des animaux de laboratoire de ($2,6 \pm 0,4$) mm après 3 mois d'implantation. La présente étude est également cohérente avec une étude de Roe

et al.,2012, qui comprenait (n=21) implants dentaires antérieurs suivis pendant un an, et la valeur de résorption osseuse buccale était de $(0 \pm -2,82)$ mm.

De plus, aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée dans la réponse de l'os mandibulaire aux forces masticatoires transmises par les implants dentaires entre les patients diabétiques et non diabétiques dans une étude de Raluca et al., 2015. Les taux moyens de résorption osseuse observés étaient de 2,72 % lors d'une courte exposition à l'implant de moins d'un mois, de 10 % à 3 mois et de 13,63 % à 6 mois ,(Raluca et al., 2015).

Le taux d' absorption moyen dans notre étude actuelle était $D = (0,6 \pm 0,35)$ mm.

Une autre étude a montré que les formes de racines cylindriques des implants dentaires résistent mieux aux forces masticatoires que les formes de racines coniques sans racines cylindriques Grishin et al., 2021. La longueur de l'implant n'était pas un facteur déterminant. Le processus d'ostéointégration et les modifications structurelles de l'os péri-implantaire peuvent être analysés plus en détail à l'aide de la tomodensitométrie en coupe transversale (CBCT), qui fournit des informations sur les propriétés physiques, chimiques et structurelles du tissu osseux, telles que la densité, etc, Lucy et al., 2011.

Le taux d'ostéointégration varie en fonction de la microstructure de la surface de l'implant, la meilleure récupération osseuse étant observée dans les implants avec des traitements de surface spécifiques ,Lucy et al., 2011. Baumgaertel et Hans et al. ont également obtenu ce résultat après avoir mesuré le degré de résorption osseuse corticale pour la pose d'un petit implant dentaire. Ils ont constaté que la zone était plus importante dans la partie postérieure du maxillaire, concluant que la pose d'implants dans cette zone devait être effectuée avec prudence.

C'était également le cas pour Artzi et al. dans leur étude sur les taux de réussite et de stabilité des implants dentaires (n = 248). Ils ont constaté que le taux de réussite le plus élevé se situait dans la partie postérieure de la mandibule et le plus faible dans la partie postérieure du maxillaire.

Nos résultats concordent également avec ceux de Hashem et al. dans leur étude sur les implants, où la zone de résorption osseuse corticale la plus faible a été observée aux sites implantaires de la partie postérieure de la mandibule.

Miyamoto et al. ont conclu dans leur étude que la résolution de la tomodensitométrie volumique à faisceau conique était améliorée à $(400 \mu\text{m})$, tandis que dans notre étude, la résolution des scanners à faisceau conique était de $(100 \mu\text{m})$.

Sugiura et al. ont également examiné l'épaisseur de l'os cortical dans la partie postérieure de la mandibule et ont constaté une épaisseur de $(1,5 \pm 0,7)$ mm, moyenne $\pm$ écart type, tandis que dans cette étude, nous avons constaté une épaisseur de $(1,3 \pm 0,24)$ mm, moyenne $\pm$ écart type.

De même, Deguchi et al. ont évalué l'épaisseur de l'os cortical dans leur étude et ont constaté une épaisseur plus importante dans la partie postérieure de la mandibule par rapport à notre étude, qui présentait un pourcentage plus faible.

Les études examinées concernant les changements dans la résorption osseuse mandibulaire résultant des implants dentaires sous l'influence de différentes forces masticatoires peuvent être considérées comme ayant un impact significatif sur les processus biomécaniques et l'ostéointégration dans l'os péri-implantaire (Ragai et al., 2024).

Dans d'autres études, les implants en titane ont montré une distribution des contraintes plus homogène que les implants en zircone (Ragai et al., 2024).

De plus, les forces non axiales ont entraîné une contrainte de surface plus importante sur l'os péri-implantaire que les forces axiales, augmentant la résorption osseuse (Ragai et al., 2024).

La position et l'orientation des implants dentaires dans la mandibule influencent significativement la distribution des contraintes et le remodelage osseux qui en résulte, ce qui affecte à son tour le taux de résorption osseuse péri-implantaire.

D'autres études ont montré que des facteurs tels que le nombre, la position, le diamètre, la longueur et la forme des implants sont essentiels à la bonne répartition des forces masticatoires, ce qui contribue à stabiliser la résorption osseuse péri-implantaire (Marco et al., 2018).

Nos résultats sont également cohérents avec l'étude de Mauricio et al., qui a montré une résorption osseuse chez les animaux de laboratoire de $(2,6 \pm 0,4)$ mm après 3 mois d'implantation. L'étude actuelle est également cohérente avec l'étude de Rowe et al., qui a inclus ($n = 21$) implants dentaires antérieurs suivis pendant un an, et la valeur de résorption osseuse vestibulaire était de $(0 \pm -2,82)$ mm.

La position et l'orientation des implants dentaires dans la mandibule peuvent influencer significativement la répartition des contraintes et le remodelage osseux qui en résulte, affectant le taux de résorption osseuse autour de l'implant. (Rajai et al., 2024).

D'autres études ont montré que des facteurs tels que le nombre, la position, le diamètre, la longueur et la forme des implants sont essentiels à la bonne répartition des forces

masticatoires, contribuant à une résorption osseuse stable autour de l'implant dentaire. (Marco et al., 2018).

À partir de cette discussion, on peut affirmer que les études examinant les changements dans la résorption osseuse de la mâchoire dans toutes les zones résultant d'implants dentaires et sous l'influence de différentes forces masticatoires (180-250)N, peuvent influencer de manière significative les processus biomécaniques et l'ostéointégration dans l'os péri-implantaire en raison de la distribution des forces masticatoires dans les directions axiale et non axiale. Dans d'autres études, les implants en titane ont montré une distribution de contrainte plus homogène que les implants en zircone, et les forces non axiales ont exercé une contrainte de surface plus importante sur l'os péri-implantaire que les forces axiales, entraînant une résorption osseuse accrue.

3.7.3. Discussion sur les changements de densité osseuse

L'importance du CBCT dans la mesure de la densité osseuse radiographique reste controversée parmi de nombreux chercheurs. Certains y ont vu un outil de mesure efficace, tandis que d'autres sont allés plus loin, le considérant comme la référence à laquelle d'autres techniques d'imagerie sont comparées. D'autres ont minimisé l'importance de cette technique, concluant qu'elle produit des valeurs supérieures aux valeurs réelles de la densité osseuse radiographique locale.

Lai et ses collègues l'ont utilisé en 2010 pour évaluer la densité osseuse autour des implants dentaires et ont conclu qu'il s'agissait d'une alternative fiable à la tomодensitométrie conventionnelle MCT. (Lai et al., 2010).

Il a été proposé par Naiton et al en 2009 d'évaluer la densité osseuse de la mandibule.

Il a également été utilisé comme moyen de mesurer et d'évaluer la densité osseuse mesurée en unités Hounsfield HU. (Aranyarachkul et al. ,2005; Marquezan et al., 2012).

Kaya et ses collègues l'ont utilisé en 2012 pour mesurer la densité osseuse périapicale afin d'évaluer la guérison des lésions périapicales (Kaya et al., 2012).

Il a également été utilisé pour mesurer la densité osseuse et déterminer la qualité osseuse avant la pose d'implants dentaires (Fuster-Torres et al., 2011).

Dans une étude comparative menée par Marquezan et ses collègues, ils ont trouvé une forte corrélation positive entre la densité minérale osseuse (DMD) mesurée par absorptiométrie à double énergie (DEXA) et celle mesurée par CBCT. (Marquezan et al. 2012)

Des études ont également révélé une forte corrélation positive entre les méthodes d'imagerie CBCT et Micro-CT dans la mesure de la qualité osseuse en testant le rapport entre

le volume osseux et le volume total. Volume osseux/volume total (**BV/TV**) au niveau du site d'implant sélectionné dans la mandibule, et a recommandé son utilisation comme technique fiable pour évaluer la densité osseuse avant la pose d'implants dentaires (Gonzalez-Garsia et al., 2012 ; Naiton et al., 2010).

Cependant, une autre étude similaire menée par Jung-Ting Ho et ses collègues en 2013 a révélé des différences significatives entre les deux méthodes (Micro-CT, CBCT), et les valeurs CBCT étaient significativement plus élevées (Jung-Ting Ho et al., 2013).

Isoda et ses collègues ont également utilisé le CBCT pour mesurer la densité osseuse afin d'évaluer la stabilité initiale des implants en corrélant les valeurs de densité mesurées par CBCT avec les valeurs de stabilité initiale des implants (Isoda et al., 2011).

La CBCT a été utilisée par Gonzalez Martin et ses collègues en 2011 pour évaluer les changements de densité osseuse autour des apex d'implants immédiats implantés avec un couple d'insertion important dans une cavité plus étroite que le diamètre de l'implant. (Gonzalez-Martin et al., 2011).

La technologie CBCT a été utilisée pour mesurer la densité osseuse autour des apex des dents soumises à un traitement Orthodontique. (Hsu et al., 2011 ; Chang et al., 2011).

Certaines études ont également utilisé le CBCT comme référence pour détecter les changements de densité osseuse radiographique autour des implants dentaires par rapport au logiciel **IDRISI Klimangaro** utilisé dans le même but. (Elhayes et al., 2013).

Les changements de densité osseuse autour des implants dentaires ont également été étudiés à intervalles successifs à l'aide de films périapicaux et de techniques d'imagerie parallèle. (Zamani et al., 2011).

Dans notre étude actuelle, la densité osseuse radiographique autour des implants dentaires a été mesurée sur les deux images (immédiatement après l'implantation et 05 mois après, comme expliqué précédemment, la variation de densité mesurée en unités Hounsfield entre les deux périodes de mesure a été étudiée et les moyennes arithmétiques, les pourcentages et les écarts types ont été calculés.

Les valeurs de densité étaient plus élevées dans les prémolaires inférieures que dans les molaires, ce qui est cohérent avec la classification de Misch de la distribution de la densité osseuse dans les mâchoires. Il est à noter que ces valeurs étaient plus élevées chez les femmes que chez les hommes, mais l'âge moyen des membres de l'échantillon, qui était plus jeune que l'âge des changements osseux destructeurs (âge des prémolaires chez les femmes) et la prédominance des zones de haute densité (perte de prémolaires) chez les femmes plus que chez les hommes, peuvent expliquer ce résultat.

Alors que le degré de changement de densité entre les deux périodes d'étude était de ($P = 0,011$) ; (**$54,33 \pm 19,33$ HU**), est statistiquement significatif. En revenant à la classification de la qualité osseuse de Misch selon les unités Hounsfield (HU), nous constatons que les différences entre un type et un autre sont d'environ (**200 HU**). Par conséquent, la quantité de changement dans la densité osseuse radiographique entre les deux périodes de mesure est cliniquement négligeable et n'affecte pas le changement de type osseux.

Il y avait une faible relation directe (**$r = 0,368 \approx 0,4$; $p < 0,05$**) entre l'ampleur du changement de la densité osseuse radiographique et la résorption osseuse vestibulaire. La raison de cette faible relation peut être due à la nécessité d'une période de surveillance plus longue, car les techniques radiographiques sont plus sensibles aux changements de densité qu'aux changements de dimensions, et comme les changements structurels précèdent les changements morphologiques et quantitatifs, le pourcentage de diminution de la densité doit dépasser 30 % pour apparaître radiographiquement (Gahleitner et al., 2003).

Les valeurs de densité osseuse autour des implants n'ont eu aucun effet significatif sur les valeurs d'absorption osseuse, et la relation entre les valeurs d'absorption et l'ampleur du changement de densité était faible, comme le démontrent les résultats des images CBCT.

Les valeurs de densité autour des implants n'ont pas eu d'effet significatif sur les valeurs d'absorption osseuse, et la relation entre les valeurs d'absorption et la variation de densité était faible et peut être négligée (**$r = 0,368 \approx 0,4$; $p < 0,05$**).

Nos résultats sont en accord avec ceux de Zamani et al., 2011, qui ont constaté une diminution de la densité osseuse autour des implants dentaires à trois périodes consécutives (1 semaine, 1 mois, 3 mois) après l'implantation.

Bien que les résultats de cette étude diffèrent de ceux de (Bittar-cortez et al., 2006), ils n'ont trouvé aucune différence statistiquement significative dans la densité osseuse autour des implants. La différence de résultats entre les deux études est peut-être due à la différence de taille d'échantillon, de période d'observation et de technique utilisée en termes de dépendance à la technique de soustraction radiographique numérique dans les images apicales.

Les résultats de cette étude diffèrent également des résultats d'Elhayes., 2013, qui a noté une augmentation de la densité osseuse autour des implants 4 mois après la procédure d'implantation. La différence peut être due à la période d'observation, au type d'implants et aux différentes conditions de l'échantillon, qui comprenait principalement des implants immédiats (28 implants sur 42) dans les deux mâchoires. (Elhayes., 2013.)

3.7.4. Discussion des changements dans l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire

L'étude actuelle a également démontré une relation directe entre la quantité d'absorption et la variation de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale dans la direction apicale sous l'influence des forces masticatoires pendant la période d'étude. L'effet des forces masticatoires, de l'absorption osseuse et des implants sur l'efficacité de la mastication a également été évalué au cours des cinq mois de l'étude, comme illustré dans les graphiques 2, 3 et 4; (trouvé dans l'article de publication).

L'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire a été mesurée en trois points (1 mm de la jonction radiale implant-pilier dans la direction apicale, au milieu de l'implant et 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale) dans les images post-implantation immédiate et 5 mois après l'implantation. Ensuite, les variations de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale ont été calculées en soustrayant les deux valeurs l'une de l'autre, et les valeurs moyennes aux trois niveaux étaient respectivement: $(A = -0,29 \pm 0,6)$; $(B = -0,17 \pm 0,03)$ $(C = -0,08 \pm 0,02)$. La variation de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale était plus faible qu'à 1 mm de la jonction radiale implant-pilier dans la direction apicale et au milieu de l'implant. Bien qu'il n'y ait pas eu de différences significatives entre les valeurs de changement aux deux sites de mesure, à 1 mm de la jonction radiale (implant-pilier) et au milieu de l'implant.

Le changement au point A peut être dû à l'intervention chirurgicale ou à une réaction mécanique ou inflammatoire qui stimule une absorption rapide dans l'os minéralisé soutenant les fibres de collagène. Le changement au milieu de l'implant a été considéré comme une réponse biologique au nouveau milieu mécanique, (Vera et al., 2012), tandis que la valeur au point C était cliniquement négligeable.

Le sexe, l'âge ou l'emplacement de l'implant du patient n'ont eu aucun effet sur l'ampleur du changement.

Il existe une forte corrélation directe entre la quantité de résorption osseuse et la quantité de changement dans l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire à une distance de 1 mm de la jonction radiale (implant-pilier dans la direction apicale).

Autrement dit, plus la résorption osseuse vestibulaire est importante, plus le changement d'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire au point A : $(r = 0,8 / P < 0,05)$.

Bien qu'il n'y ait pas eu de relation statistiquement significative entre la résorption osseuse et le changement d'épaisseur au milieu de l'implant et à 1 mm de l'apex de l'implant dans la direction coronale.

Ceci est cohérent avec les résultats de Vera et ses collègues en 2012 concernant l'apparition d'un changement d'épaisseur sur les trois sites étudiés, sauf que le changement au point A n'était statistiquement significatif que là : ($A=0,54, P=0,35$); ($B= 0,22, P = 0,145$) ; ($C= 0,16, P = 0,145$). Cité de (Vera et al., 2012).

Nos résultats sont cohérents avec ceux de Roe et ses collègues en 2012 dans une étude d'un échantillon de ($n=21$) implants dentaires et la région antérieure a été étudiée pendant un an et les changements d'épaisseur de l'ostéophyte ont été étudiés, (Roe et al., 2012). Cortex vestibulaire à sept emplacements correspondant à une distance de (0, 1, 2, 4, 6, 9 et 12) mm du col de l'implant. Les valeurs de changement d'épaisseur variaient entre (0,08 et 1,23). Les valeurs précédentes étaient proches aux emplacements (1-9) mm, tandis que les valeurs étaient bien inférieures à celles à l'emplacement (0) mm et supérieures à celles à l'emplacement (12) mm. Il y avait une forte relation directe entre l'absorption et le changement d'épaisseur uniquement au point (0) mm. (Roe et al., 2012).

Les résultats de l'étude actuelle sont également cohérents avec les résultats de Cardaropoli et al en 2006, qui ont constaté une diminution de 0,4 mm de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire au niveau du col de l'implant, accompagnée d'une résorption osseuse verticale de 0,7 mm et d'une récession gingivale de 0,6 mm.

Conclusion

Dans ce chapitre sur les résultats et leur discussion, Nous avons résumé et documenté les résultats de l'étude expérimentale selon les étapes précédentes, y compris une section pour discuter des résultats, à partir de laquelle nous avons conclu les résultats suivants :

Les résultats ont montré qu'après la pose d'implants, des modifications osseuses se produisent. Elles se manifestent par une diminution des dimensions osseuses, horizontales et verticales, sur la face faciale de l'implant, ainsi que par une diminution de la densité osseuse locale autour de l'implant. Les résultats sont résumés ci-dessous :

1- Cette étude a montré une diminution de l'absorption osseuse radiographique, mesurée en millimètres, dans la zone étudiée autour des implants. Bien que statistiquement significative, cette valeur n'a pas eu d'effet cliniquement significatif sur la qualité osseuse.

- 2- Une absorption osseuse vestibulaire s'est produite autour des implants pendant la période de suivi, et la valeur moyenne arithmétique a atteint $D = (0,6 \pm 0,35)$ mm. Le sexe, l'âge ou la localisation de l'implant n'ont eu aucun effet significatif sur la valeur de cette absorption.
- 3- Une diminution de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire a été observée suite à l'absorption osseuse aux trois points étudiés (à 1 mm de la jonction implant-pilier dans le sens apical, au milieu de l'implant, à 1 mm du sommet de l'implant dans le sens coronaire). Cette valeur était de $(A = -0,29, B = -0,17, C = -0,08)$ mm. Le pourcentage maximal de variation a été observé respectivement en A puis en B, tandis qu'il était négligeable en C.
- 4- Une corrélation a été établie entre l'absorption osseuse limbique vestibulaire apicale autour du col de l'implant et la variation de densité autour des implants. Cette corrélation était faible $(r = 0.368 \approx 0,4)$ et peut être négligée.
- 5- Une corrélation a été établie entre l'absorption osseuse marginale vestibulaire et la variation de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire au point A, à 1 mm de la surface de contact implant-pilier dans le sens apical. Cette corrélation était forte $(r = 0,8)$.
- 6- Cette étude a montré une diminution de la densité osseuse radiographique mesurée en unités Haunsfield (HU) dans la zone étudiée autour des implants, avec une valeur de $(54,33HU)$. Bien que cette valeur soit statistiquement significative, elle n'a pas affecté la qualité de l'os de manière cliniquement significative.
- 7- Les résultats ont également montré qu'il existe une corrélation chez tous les patients avec l'effet des forces de mastication naturelles, en particulier lorsque ces forces sont augmentées à leur niveau le plus élevé, ce qui affectera le succès ou l'échec de l'implant dentaire et augmentera la valeur de l'absorption osseuse autour de l'implant dentaire en raison de l'augmentation de la valeur des contraintes (Von Miss Stress) affectant l'implant dentaire.

Après avoir analysé les résultats de notre étude et des études précédentes, nous concluons que le pourcentage le plus élevé de résorption osseuse corticale après implantation se situe dans la région postérieure du maxillaire, suivie de la région antérieure du maxillaire, puis de la région antérieure de la mandibule, puis de la région postérieure de la mandibule.

Par conséquent, nous concluons que le CBCT est l'un des appareils les plus précis pour évaluer les dimensions et le pourcentage de résorption osseuse corticale sur différents sites d'implantation.

Cet appareil a considérablement réduit les inconvénients liés à la faible résolution et à la distorsion bidimensionnelle de l'image.

Avec l'avènement de la technologie d'imagerie CBCT haute résolution, les résultats analytiques de la qualité et de la quantité osseuses se sont considérablement améliorés, ce qui

en fait un choix judicieux pour le diagnostic et la mesure de l'épaisseur osseuse de la mâchoire au niveau des sites d'implantation.

Par conséquent, notre étude conclut qu'il est utile pour les dentistes et les chirurgiens maxillo-faciaux de comprendre l'effet des implants dentaires sur les os maxillaires et mandibulaires humains, facilitant ainsi leur travail et évitant les erreurs médicales susceptibles de survenir chez certains médecins. Cette étude a également conclu que l'absorption et la diminution de l'épaisseur de l'os cortical sont dues au type d'os de la mâchoire dans lequel l'implant sera placé (D1, D2, D3, D4), au type d'implant dentaire utilisé, à l'emplacement de l'implant et à la méthode d'implantation propre à chaque praticien.

L'implantologue peut provoquer une inclinaison ou une déformation de l'implant dentaire, ce qui entraîne un échec de l'implant et une absorption accrue de l'os cortical. À cela s'ajoutent la nature et l'immunité du patient aux implants osseux, ainsi que l'effet des différentes forces de charge auxquelles les dents sont exposées en raison des différentes forces de mastication naturelles, qui ont été résumées dans notre étude après avoir calculé la moyenne arithmétique des forces de mastication minimales et maximales, et ont été évaluées entre moyenne arithmétique minimale de la force de mastication **180 N** et **250 N** comme moyenne arithmétique maximale de la force de mastication pour tous les membres de l'échantillon de l'étude, qui comptait (**n=15**) patients, dont (**n=8**) hommes et (**n=7**) femmes, comme mentionné précédemment. Les ingénieurs biomédicaux, biomécaniques, logiciels et biomatériaux bénéficieront également de cette étude en menant des recherches scientifiques et expérimentales supplémentaires pour inventer de nouvelles méthodes d'implantation, telles que de nouveaux dispositifs d'imagerie médicale avancés pour la numérisation CBCT, l'invention de nouveaux implants dentaires qui aident à réduire la résorption de l'os cortical et de la zone environnante affectée par les implants dentaires, et l'invention de dispositifs automatisés qui sont implantés par machine au lieu d'implants manuels avec une faible précision, ce qui conduit à une augmentation du taux de réussite des implants et peut réduire le taux de résorption osseuse entourant les implants dentaires.

Partie 02 :

ETUDE ANALYSE NUMERIQUE

CHAPITRE IV :

CARACTERISATION ,

CONCEPTION ET

SIMULATION NUMERIQUE

D'IMPLANT DENTAIRE

Introduction

Dans ce chapitre, nous avons choisi les matériaux utilisés dans les implants dentaires et tous les composants de la prothèse dentaire : (Couronne en matériaux **Polymère de Catéchol** , Pilier implantaire en acier inoxydable (**304 L**), (Implant en matériaux de : **Ti-6Al-4V**, et Armature en **Alliage Cobalt-Chrome**, et **PMMA, Gencive**).

Ensuite, à l'aide d'un testeur de micro dureté équipé d'une dent Vickers, nous avons déterminé les propriétés mécaniques (dureté Vickers) d'une large gamme de matériaux mentionnés dans l'article que nous avons publié le 2 Août 2021 avec le DOI suivante :

<https://doi.org/10.1557/s43578-021-00286-3>.

Le matériau utilisé et sélectionné parmi les matériaux étudiés était l'acier inoxydable 304L, à partir duquel le pilier de l'implant dentaire a été fabriqué dans cette étude.

En analysant les courbes charge-déplacement, leurs valeurs de dureté Vickers sont déterminées. Le testeur de dureté Vickers permet de déterminer les propriétés mécaniques d'une large gamme de matériaux en analysant les courbes charge-déplacement. Dans ce travail, un nouveau modèle est développé pour calculer le facteur de proportionnalité K (appelé facteur K) entre P et h par rapport à l'accumulation. Il a été démontré que le défaut de la pointe de la dent doit être soigneusement pris en compte pour déterminer avec précision la zone de contact, ce qui réduit la surestimation des propriétés mécaniques et améliore la précision de la courbe de charge. Le modèle proposé a été validé sur une large gamme de matériaux. Parmi les 12 matériaux sélectionnés, l'acier inoxydable **304 L** a été choisi dans cette étude, à partir duquel les piliers implantaires ont été fabriqués. Ce qui montre le modèle de déformation cumulative. Le modèle est comparé aux modèles précédemment développés pour l'immersion et l'accumulation, qui sont faciles à appliquer, mais ignorent le modèle de déformation et les défauts des dents entraînera des propriétés mécaniques inexactes et apparemment non représentatives.

Un deuxième matériaux a également été choisi et, sur la base de sa caractérisation, une couronne dentaire a été fabriquée à l'aide de la technologie d'impression 3D DLP. Ce matériau a été caractérisé à partir de protéines vitales provenant d'un organisme marin appelé la moule. Les moules, un mollusque marin qui vit dans les zones côtières, sont considérées comme l'un des matériaux les plus efficaces dans le processus d'adhésion, selon de nombreuses études récentes. Il a été choisi pour cette étude en raison de ses propriétés uniques dans les composites avec de nombreux autres matériaux, tels que les polymères contenant du catéchol, qui ont une excellente adhérence, en particulier ceux dérivés des moules.

La forte interaction interfaciale résultant du groupe catéchol avec liaison hydrogène permet son application dans divers domaines, notamment les restaurations dentaires et l'impression 3D pour la fabrication de couronnes dentaires restauratrices ou prothétiques.

Ces matériaux ont été choisis pour leur faible coût, leur application et leur traitement rapides, ainsi que d'autres avantages pour la restauration dentaire, contrairement aux méthodes traditionnelles qui nécessitent beaucoup de temps et d'efforts et manquent de précision pour restaurer une dent malade à son état naturel. (Zhiwen ,et al., 2018),(Kang Li , et al .,2020). Des études ont cherché à élargir le champ de recherche pour inclure une autre ressource pharmaceutique unique : les moules. C'est une petite espèce de palourde commune qui peut adhérer aux surfaces humides sous l'eau grâce à ses fils et ses plaques. Leur force d'adhérence est suffisamment forte pour que les moules résistent à la force et à la traction des vagues. Plusieurs études ont montré que cette adhérence résistante à l'humidité est due à des protéines sécrétées par les moules, appelées protéines de pied de moule (MFP) (Zunhan , et al .2023 ; Kang Li ,et al .2021, a ,b). Cinq protéines uniques aux pieds de moules ont été détectées dans les plaques, parmi lesquelles MFP 5 avait la concentration la plus élevée (28 mol%) de dihydroxyphénylalanine (DOPA), suivie de MFP 3 (20 mol%) et MFP 1 (15 mol%) (Diederik, et al.2019). Le groupe polyphénol de la DOPA peut former des liaisons biconcaves avec des surfaces immergées qui résistent aux forces hydrostatiques (Diederik, et al.2019). Grâce à ce matériau marin naturel, l'utilisation de molécules et de polymères dérivés de moules a permis d'obtenir des résultats importants en termes de bioadhésion dans les traitements médicaux, notamment dans les environnements humides (Diederik, et al.2019 ; Thiago et al. 2015 ; Mehtälä et al 2017), très proches de l'environnement buccal humain.

En fait, un environnement humide est considéré comme l'un des principaux obstacles à une liaison réussie avec la dentine (Mehtälä et al 2017). Nous avons donc émis l'hypothèse que les moules présentent des avantages en termes de force de liaison dans un environnement similaire à la bouche humaine. Ils peuvent être utilisés pour exploiter des molécules inspirées des pattes de protéines de moules afin de lier efficacement la dentine, Résolvant ainsi le problème de la résistance de la liaison de la résine au fil du temps.

Après un examen attentif, le méthacrylamide de dopamine (DMA), qui contient une double liaison carbone-carbone dans le groupe méthacrylate, un groupe amide et un groupe polyphénol, a été utilisé comme apprêt dentinaire dans notre étude. L'objectif était d'évaluer les effets potentiels d'une molécule inspirée du pied de moule sur un polymère de catéchol, de déterminer la valeur de réussite de la formulation de biomatériaux et son adéquation aux applications dentaires, et de tester la force d'adhérence de la liaison lors de l'application de

l'impression 3D à la restauration, à la fabrication ou au traitement de couronnes dentaires présentant des caries étendues.

Les matériaux utilisés dans la couronne dentaire imprimable en 3D DLP ont été caractérisés à l'aide de la spectroscopie FT-IR, ^1H -NMR et ^{13}C -NMR, et ont été mélangés avec du β -GMA éthoxylé (EBPDMA) dans différentes formulations pour l'impression 3D DLP. Les polymères activés par le catéchol sont fabriqués dans le DMF par polymérisation radicalaire de méthacrylamide de dopamine (DMA) et de méthacrylate de méthyle (MMA). Le polymère réticulé a été caractérisé par spectroscopie GPC, FT-IR et ^1H -NMR. Les propriétés mécaniques des échantillons fabriqués ont été évaluées par des tests de résistance à la compression, de résistance à la rétrécissement et de dureté à l'aide du test UTM. À travers le résumé théorique de la revue présentée et le résumé de l'étude mentionnée et ce qui a été conclu de l'étude théorique et expérimentale qui a été appliquée expérimentalement sur des malades dans la clinique dentaire et après avoir extrait les résultats les plus importants liés aux changements osseux qui se produisent autour de ces implants et les avoir comparés aux résultats des chercheurs précédents. Cela nous a permis de fournir des informations précieuses dans cette thèse sur les effets des forces de mastication sur les implants dentaires immédiatement après l'implantation et après une période de plusieurs mois sur la résorption osseuse corticale entourant l'implant dentaire en trois dimensions, en déterminant les valeurs des changements dans le pilier (Implant dentaire - Couronne - Os entourant l'implant) et les déformations résultant de différentes charges de forces de mastication humaines naturelles en utilisant la technologie CBCT qui a été menée expérimentalement sur des malades de la clinique dentaire, et en comparant ces changements numériquement en utilisant FEM et en appliquant le programme ANSYS. v10. Ce qui sera discuté dans ce chapitre.

Dans ce chapitre, deux parties sont sélectionnées pour l'étude sont :

- ✓ 1^{ère} Partie : caractérisation et fabrication du matériau de la couronne.
- ✓ 2^{ème} Partie : analyse numérique des composants prothèse dentaire en 3D par logiciel ANSYS.

4.1. Partie première : Caractérisation et fabrication du matériau de la couronne

4.1.1. Caractérisation du matériau de la couronne d'impression 3D

Cette partie est publiée dans la revue RJPT le lien :

<https://www.rjptonline.org/AbstractView.aspx?PID=2026-19-1-47>

Ces dernières années, les polymères contenant des groupements catéchol — initialement inspirés des protéines adhésives présentes chez les moules — ont suscité un intérêt croissant chez les chercheurs et les développeurs de biomatériaux, notamment pour

des applications en dentisterie. Ces matériaux présentent une excellente adhésion de surface grâce aux propriétés uniques des groupements catéchol et à leur capacité à former des liaisons hydrogène, ce qui les rend précieux pour diverses applications. La dopamine et son dérivé naturel, la 3,4 - dihydroxyphenylalanine (DOPA), ont été choisis comme base pour la création d'un monomère polymérisable. Ce dernier a été obtenu par réaction chimique avec l'anhydride méthacrylique pour produire le méthacrylamide de dopamine (DMA). Le composé ainsi synthétisé a ensuite été analysé en détail par spectroscopie FT-IR, ^1H - NMR et ^{13}C - NMR afin de confirmer sa structure. Enfin, le DMA a été combiné avec du β -GMA éthoxylé (EBPDMA) en différentes proportions pour développer des formulations adaptées à l'impression 3D (DLP) . Pour créer des polymères fonctionnalisés par des catéchols, une polymérisation radicalaire a été réalisée dans le DMF à partir de méthacrylamide de dopamine et de méthacrylate de méthyle (MMA). Les réseaux polymères réticulés obtenus ont été analysés par chromatographie d'exclusion stérique (GPC), ainsi que par spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FT-IR) et par résonance magnétique nucléaire du proton (^1H - NMR), afin de mieux comprendre leurs caractéristiques structurales. Enfin, les performances mécaniques des matériaux développés ont été évaluées par une série de tests, incluant des mesures de résistance à la compression, de résistance à la flexion et de dureté, tous effectués à l'aide d'une machine d'essai universelle (UTM).

Mots clés : Dentaire, Composite, Polymère, Catéchol, Dopamine, impression 3D

4.1.2. Introduction

La demande croissante de restaurations dentaires hautement esthétiques a suscité d'importantes recherches sur les matériaux de la couleur des dents utilisés dans les prothèses amovibles et fixes. Patients et praticiens recherchent des solutions d'apparence naturelle qui s'intègrent parfaitement aux dents adjacentes, stimulant ainsi l'innovation en science des matériaux. Cependant, le succès de ces nouveaux matériaux ne se mesure pas uniquement à leurs performances en bouche dans le temps – la durabilité, la stabilité de la couleur et la biocompatibilité demeurent essentielles – mais aussi à la facilité et à la fiabilité de leur fabrication. Un matériau peut offrir une esthétique et une fonction excellentes, mais s'il est difficile à mettre en œuvre ou si sa production est irrégulière, son adoption clinique risque d'être limitée. C'est pourquoi les progrès actuels se concentrent non seulement sur l'amélioration des performances cliniques, mais aussi sur la

rationalisation des processus de fabrication afin de garantir des résultats prévisibles, efficaces et de haute qualité ¹ .

Ces dernières années, l'impression tridimensionnelle (3D) a connu des progrès remarquables, devenant une technologie extrêmement précise et fiable. Sa sophistication croissante en fait une option de plus en plus attrayante en dentisterie et en médecine. Des prothèses et restaurations dentaires sur mesure aux guides chirurgicaux, implants orthopédiques et dispositifs médicaux personnalisés, l'impression 3D révolutionne les soins de santé en permettant des solutions innovantes et adaptées à chaque patient. L'un de ses principaux atouts réside dans sa capacité à transformer rapidement des modèles 3D numériques – créés par numérisation ou logiciel de conception – en objets physiques et fonctionnels. Cette transition fluide du concept à la réalité améliore non seulement la précision des traitements, mais aussi l'efficacité des flux de travail cliniques, ouvrant la voie à des soins plus personnalisés et performants ² .

Les obturations dentaires composites sont couramment utilisées par les dentistes en raison de leurs avantages esthétiques et fonctionnels. Ces matériaux sont généralement composés d'une matrice oligomère à base de résine – comme le bisphénol A-glycidyl méthacrylate (BISGMA), l'uréthane diméthacrylate (UDMA) ou le polycérame semi-cristallin (PEX) – associée à une charge inorganique. L'un de leurs principaux avantages est leur capacité à reproduire fidèlement la couleur naturelle des dents, pour un résultat plus discret. Ils sont également compatibles avec les agents de liaison dentinaire modernes et contribuent à préserver au maximum la structure naturelle de la dent. Cependant, les obturations composites présentent certains inconvénients. Elles ont tendance à s'user plus rapidement sous la pression de la mastication, surtout lorsqu'elles sont utilisées pour des caries importantes. Il existe également un risque d'ébréchure ou de décollement. De plus, maintenir la zone sèche pendant la pose, notamment pour les caries situées au niveau ou en dessous de la gencive, peut s'avérer assez difficile pour les praticiens ³.

Les moules sont considérées comme l'un des matériaux d'adhésion les plus efficaces. C'est pourquoi elles ont été choisies pour cette étude, en raison de leurs propriétés uniques au sein de composites avec divers autres matériaux, notamment les composites à base de polymères contenant du catéchol, qui présentent une adhésion exceptionnelle, en particulier ceux issus des moules. La forte interaction interfaciale résultant du groupe catéchol par liaisons hydrogène permet leur application dans différents domaines, y compris les restaurations dentaires et l'impression 3D. Ces matériaux ont été

sélectionnés pour leur faible coût, leur rapidité d'application et de traitement, ainsi que pour d'autres avantages pour la restauration dentaire, contrairement aux méthodes traditionnelles qui exigent beaucoup de temps et d'efforts et manquent de précision pour restaurer une dent malade à son état naturel ^{4,5}.

Des études se sont concentrées sur l'élargissement du champ de recherche à une autre ressource pharmaceutique unique : les moules. Ces petits mollusques communs peuvent adhérer aux surfaces humides sous-marines grâce à leurs filaments et à leurs plaques. Leur adhésion est suffisamment forte pour que les moules résistent à la force et à la traction des vagues. Plusieurs études ont démontré que cette adhésion résistante à l'humidité est due à des protéines sécrétées par les moules, appelées protéines du pied de moule (PPM) ^{6,8}. Cinq protéines spécifiques du pied de moule sont piégées dans la plaque dentaire. Parmi elles, la PPM 5 présente la plus forte concentration (28 % molaire) de dihydroxyphénylalanine (DOPA), suivie de la PPM 3 (20 % molaire) et de la PPM 1 (15 % molaire) ⁶. Le groupe polyphénol de la DOPA peut former des liaisons biconcaves avec les surfaces sous-marines, résistantes aux forces hydrostatiques ⁶.

Grâce à ce matériau marin naturel, l'utilisation de molécules et de polymères dérivés de moules a permis des avancées significatives en matière de bioadhésion dans le domaine médical, notamment en milieu humide, qui reproduit fidèlement le milieu buccal humain et animal ^{9,13}.

L'humidité demeure un obstacle majeur à une adhésion durable à la dentine. Face à ce constat, nous avons émis l'hypothèse que les propriétés adhésives naturelles des moules, et en particulier leur forte adhésion en milieu humide, pourraient inspirer le développement de nouveaux matériaux dentaires. Plus précisément, nous avons exploré l'utilisation de molécules bio-inspirées des moules pour renforcer l'adhérence à la dentine, dans le but d'améliorer la stabilité à long terme des restaurations dentaires à base de résine ^{14,17}.

La dopamine est un neurotransmetteur catécholaminergique aux effets physiologiques et pharmacologiques très variés, agissant par des mécanismes centraux et périphériques. Elle joue un rôle essentiel dans la modulation des fonctions cardiovasculaires, la perfusion rénale, la régulation hormonale et l'activité neuropsychiatrique. Ses diverses actions sont attribuées à son interaction avec des récepteurs dopaminergiques spécifiques et à ses effets dose-dépendants sur les voies adrénergiques ^{18,22}.

Le catéchol (1,2- dihydroxybenzène) est un composé organique aromatique et un élément fondamental de la biosynthèse de diverses catécholamines biologiquement actives, telles que la dopamine, la noradrénaline et l'adrénaline. Grâce à ses caractéristiques structurales, notamment la présence de deux groupes hydroxyle en position ortho, le catéchol présente diverses activités pharmacologiques, incluant des propriétés antioxydantes, antimicrobiennes, anti-inflammatoires et neuroactives ^{23,26}.

Pour notre étude, après avoir évalué plusieurs options, nous avons sélectionné le méthacrylamide de dopamine (DMA) comme primaire dentinaire. Cette molécule possède un groupe méthacrylate avec une double liaison carbone-carbone, ainsi qu'une liaison amide et un groupe catéchol polyphénolique, autant d'éléments qui contribuent à une forte adhésion et à un potentiel de polymérisation élevé.

L'objectif de notre recherche était d'étudier l'interaction de ce composé biomimétique avec les polymères à base de catéchol, d'évaluer l'efficacité du procédé de synthèse du biomatériau et de déterminer son potentiel d'utilisation en dentisterie. De plus, nous avons testé la résistance adhésive du matériau lorsqu'il est appliqué à l'aide de techniques d'impression 3D, notamment pour la restauration ou la réparation de dents endommagées.

Les propriétés mécaniques et la méthode de caractérisation d'un biocomposite catéchol-polymère pour applications dentaires imprimables en 3D (matériau de couronne) seront déterminées selon les étapes suivantes.

4.1.3. Matériaux et méthodes de caractérisations du matériau de la couronne

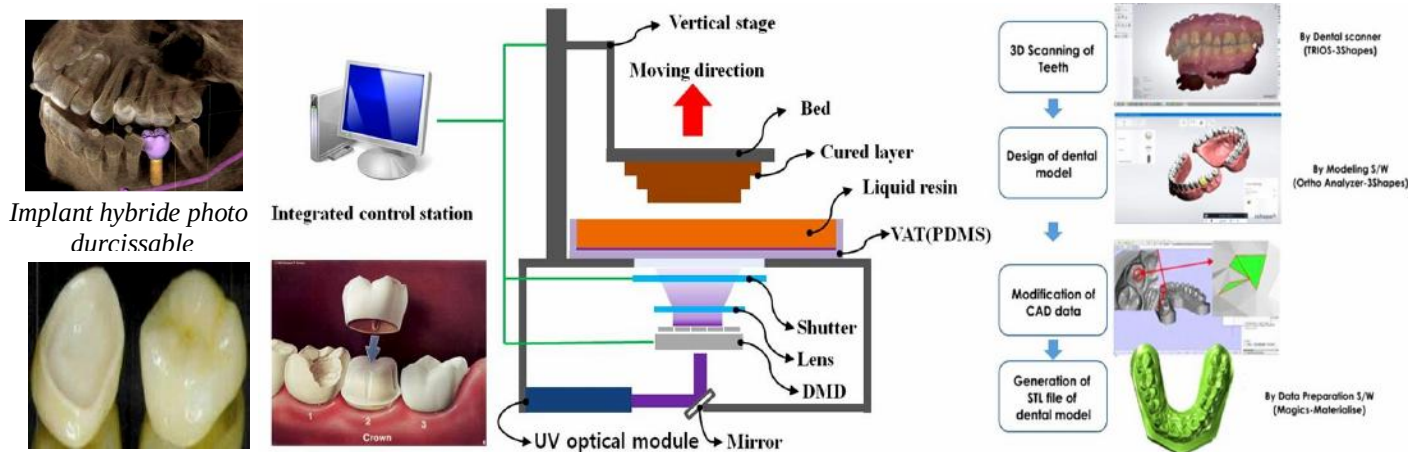
Différentes techniques ont été utilisées pour synthétiser et caractériser le nouveau monomère DMA et les matériaux polymères :

La structure chimique du DMA a été analysée par spectroscopie FT-IR, NMR et d'autres méthodes spectroscopiques.

Le DMA a été mélangé à d'autres composants, tels que l'EBPDMA et l'Irgacure 819, afin de créer des formulations pour l'impression 3D.

Des polymères à base de catéchol ont été synthétisés par polymérisation radicalaire du DMA et du méthacrylate de méthyle (MMA). **Figure 4.1.**

✓ *Application dentaire – Impression 3D de type DLP*



Fabrication de la couronne

- Description du groupe fonctionnel du catéchol, interaction non covalente du catéchol.

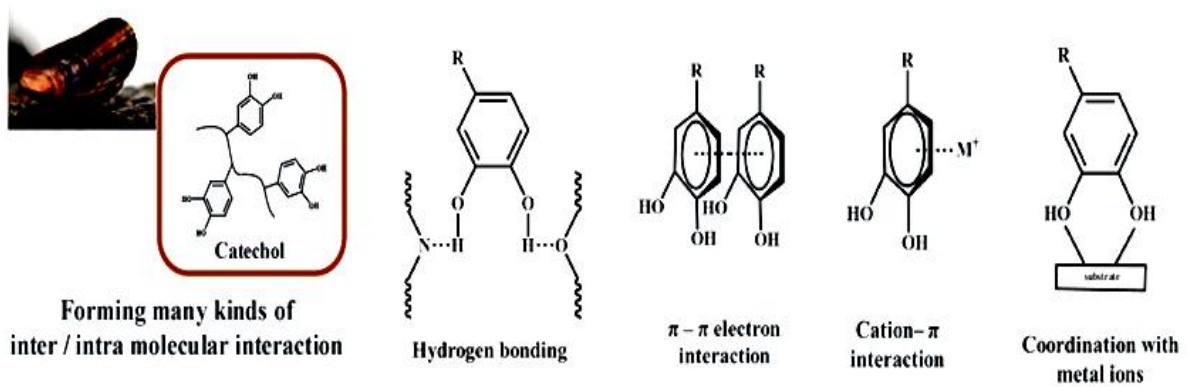


Fig.4-1 . Le groupe fonctionnel du catéchol et l'interaction non covalente du catéchol.

- Les propriétés mécaniques des échantillons de polymère ont été évaluées à l'aide de machines d'essai universelles (UTM).

4.1.3.1. Synthèse du méthacrylamide de dopamine (DMA)

Nous avons synthétisé le méthacrylamide de dopamine (DMA), élément de base de notre polymère contenant du catéchol. Nous avons utilisé du chlorhydrate de dopamine et de l'anhydride méthacrylique dans une réaction réalisée sous atmosphère d'azote afin d'éviter les réactions secondaires indésirables. En effet, la réaction a été conduite sous atmosphère d'azote pour créer un environnement dépourvu d'oxygène, réduisant ainsi le risque d'oxydation du catéchol en quinones. Le mélange réactionnel a été agité pendant une nuit, puis le produit a été précipité à l'aide d'éther diéthylique froid, suivi d'une filtration et d'une purification par recristallisation dans l'éthanol. Le DMA purifié a été conservé à -20 °C pour prévenir toute dégradation oxydative supplémentaire et garantir la stabilité des groupements catéchol³. De la triéthylamine a été ajoutée pour neutraliser l'acide chlorhydrique formé comme sous-

produit au cours du processus. Le mélange réactionnel a été agité pendant une nuit, puis le produit a été précipité à l'aide d'éther diéthylique froid, filtré et purifié par recristallisation dans l'éthanol. Enfin, le composé a été séché et stocké à -20°C jusqu'à ce que nous soyons prêts à l'utiliser. (**Figure 4.2**).

4.1.3.2. Caractérisation du DMA

Nous avons ensuite caractérisé le DMA synthétisé afin de confirmer sa structure. Pour ce faire, nous avons utilisé :

- Spectroscopie FT-IR : pour rechercher les groupes fonctionnels clés tels que le groupe carbonyle du méthacrylamide ($\sim 1650\text{ cm}^{-1}$) et les vibrations du cycle aromatique.
- Spectroscopie ^1H -NMR et ^{13}C -NMR : ces techniques nous ont permis de confirmer la réaction de la dopamine avec le groupe méthacryloyle. Nous avons recherché les signaux de protons spécifiques liés au groupe vinyle (autour de δ 5,5–6,2 ppm) et au cycle catéchol (δ 6,6–7,0 ppm).

4.1.3.3. Préparation des résines pour l'impression 3D DLP

Nous avons ensuite préparé des résines photopolymérisables adaptées à l'impression 3D par traitement numérique de la lumière (DLP) en mélangeant du DMA avec du diméthacrylate de bisphénol A éthoxylé (EBPDMA) (**Figure 4.3**). Nous avons testé différentes formulations avec une teneur en DMA allant de 10 % à 40 % en poids. Nous avons également ajouté de l'Irgacure 819, un photoinitiateur courant, à 1,5 % en poids – une concentration reconnue pour offrir de bonnes performances de polymérisation sans toxicité excessive³. L'Irgacure 819 a été choisi comme photoinitiateur en raison de sa grande efficacité à initier la photopolymérisation, avec une forte absorption dans la gamme 365–405 nm, compatible avec les imprimantes DLP. Une concentration de 1,5 % en poids a été utilisée afin d'équilibrer les performances de polymérisation et les préoccupations liées à la cytotoxicité. Comparé au TPO-L, l'Irgacure 819 offre une absorption spectrale plus large, améliorant ainsi l'efficacité de la polymérisation. Une post-polymérisation et un lavage à l'isopropanol ont été effectués pour réduire la quantité de photoinitiateur résiduel et ainsi limiter les risques de toxicité.

Les mélanges ont été soigneusement homogénéisés par sonication et agitation magnétique. Ces résines ont ensuite été chargées dans une imprimante DLP (comme l'AnyCubic Photon Mono X), et des échantillons tests ont été imprimés avec des épaisseurs de couche comprises entre 25 et 50 μm . Après impression, nous avons effectué une

polymérisation UV supplémentaire et lavé les échantillons à l'isopropanol pour éliminer tout monomère n'ayant pas réagi.

4.1.3.4. Polymérisation du DMA et du MMA

Afin d'étudier les propriétés des polymères réticulés, nous avons réalisé une polymérisation radicalaire du DMA avec du méthacrylate de méthyle (MMA) dans du DMF. L'azobisisobutyronitrile (AIBN) a été utilisé comme initiateur à une concentration de 0,5 % en poids. Le mélange réactionnel a été purgé à l'azote pendant 15 minutes avant d'être chauffé à 70 °C pendant 6 heures (**Figure 4.4**).

Après la réaction, le matériau gélifié obtenu a été précipité dans du méthanol froid, filtré et séché sous vide à 50 °C pendant 24 heures.

4.1.3.5. Analyse structurale des polymères

Nous avons analysé la structure des polymères réticulés à l'aide de plusieurs techniques :

- Chromatographie d'exclusion stérique (GPC) : pour déterminer la masse moléculaire et sa distribution.
- Spectroscopie FT-IR : pour vérifier l'intégrité des groupements catéchol et évaluer le taux de réaction des doubles liaisons.
- Spectroscopie ^1H -NMR: pour analyser la composition et l'agencement des unités DMA et MMA au sein de la chaîne polymère.

4.1.3.6. Essais mécaniques

Enfin, nous avons évalué les propriétés mécaniques des échantillons, notamment la résistance à la compression, la résistance à la flexion et la dureté. Ces essais ont été réalisés à l'aide d'une machine d'essai universelle (UTM), selon les protocoles normalisés :

- **Résistance à la compression – ASTM D695**
- **Résistance à la flexion – ASTM D790**
- **Dureté – ISO 6507-1 (dureté Vickers)**

Avant les essais, les échantillons ont été conditionnés à 37 °C et 100 % d'humidité pendant 24 heures afin de simuler les conditions buccales. Chaque essai a été répété au moins cinq fois, à une vitesse de déplacement de la traverse de 1 mm/min pour la compression et de 2 mm/min pour la flexion.

- La figure ci-contre représente la méthode Procédé de conversion du photopolymère diméthacrylate de bisphénol-A éthoxylé à l'aide de DMA

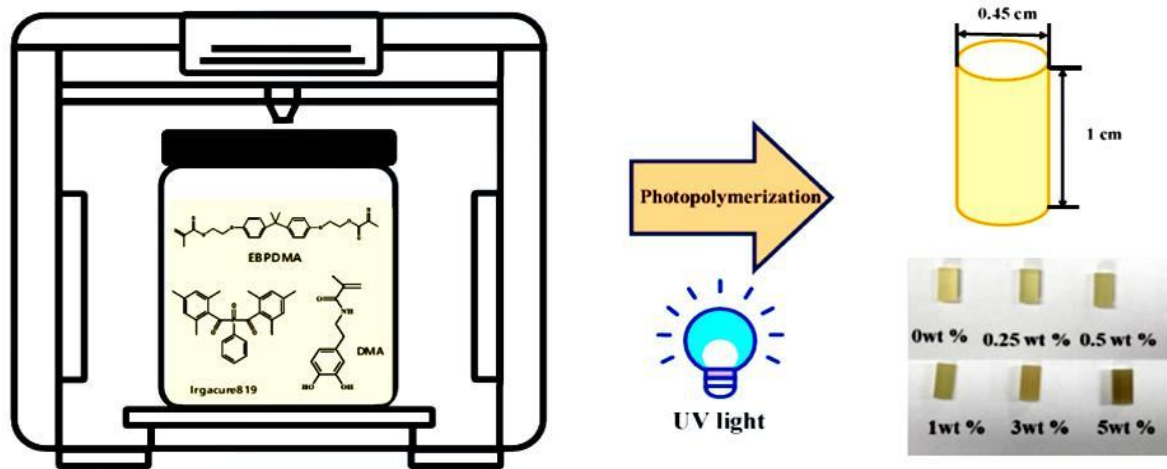


Fig. 4-2 . La méthode de conversion du photopolymère BPA éthoxylé à l'aide de DMA.

- La figure ci-contre représente la méthode de synthèse de l'amide méthacrylique de la dopamine (DMA).

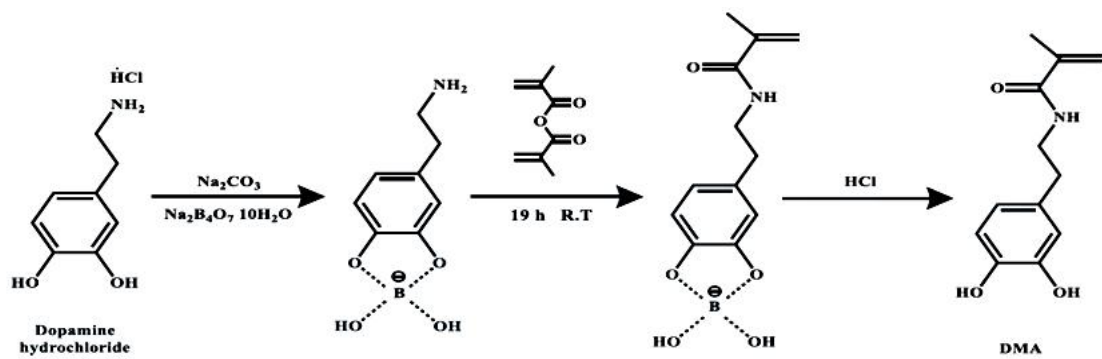


Fig. 4-3 . La méthode de synthèse de l'amide méthacrylique de la dopamine (DMA).

- La figure ci-contre représente la méthode de polymérisation du P(MMA-co-DMA) par polymérisation radicalaire

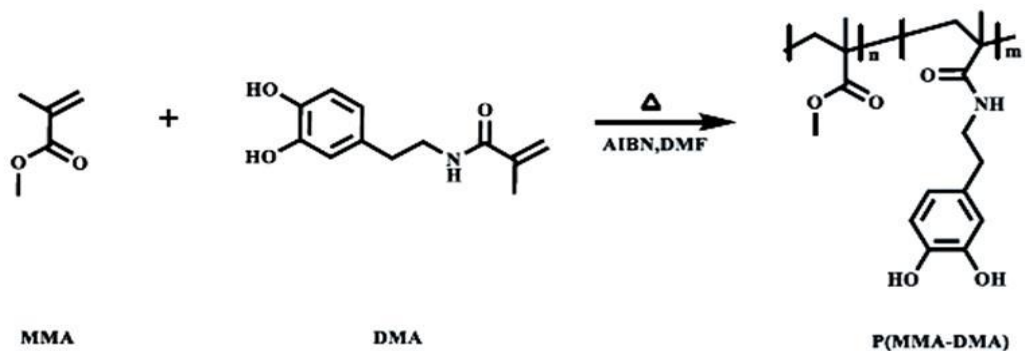


Fig.4-4 . La polymérisation de P (MMA-co-DMA) en utilisant la polymérisation radicalaire.

4.1.4. Résultats de la caractérisation du matériau polymère catéchol

➤ La figure 4.5 présente les résultats de l'analyse thermogravimétrique (TGA) et la courbe d'analyse DSC, qui représente graphiquement le flux de chaleur entrant ou sortant de l'échantillon en fonction de la température ou du temps. Elle se compose généralement de pics et de transitions distincts correspondant à diverses modifications physiques et chimiques au sein du biomatériau. Le spectre NMR du carbone -13 (^{13}C -NMR) met en évidence le spectre de résonance magnétique nucléaire du carbone -13, qui identifie un atome de carbone dans un environnement spécifique du composé. Si deux atomes de carbone (ou plus) d'un composé partagent exactement le même environnement, ils sont représentés par une seule ligne.

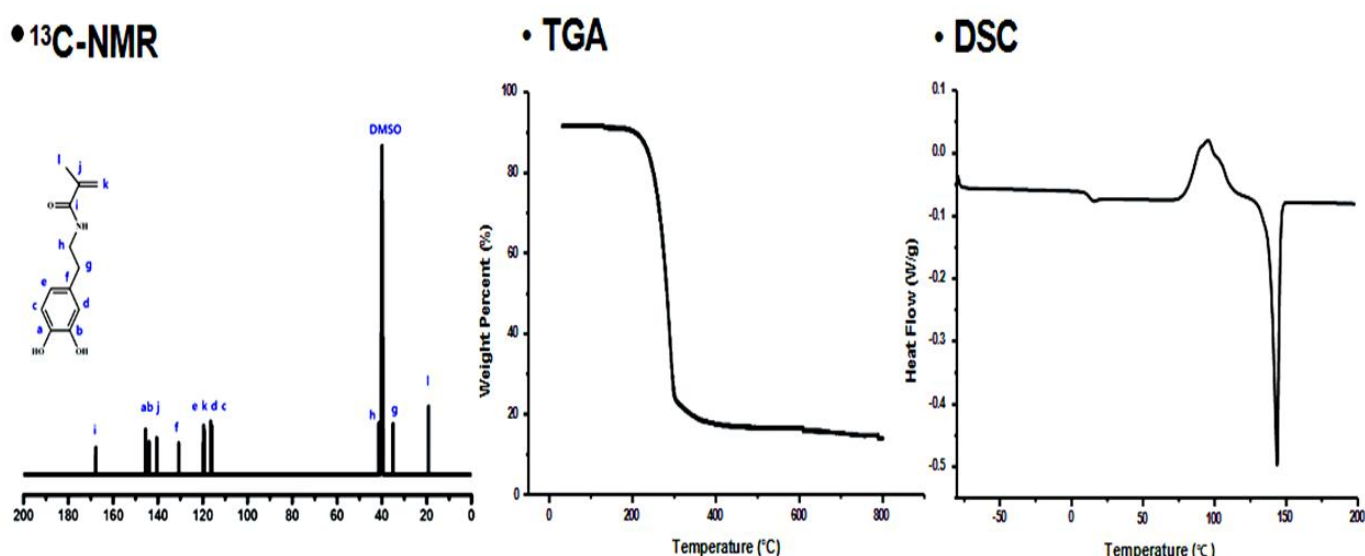


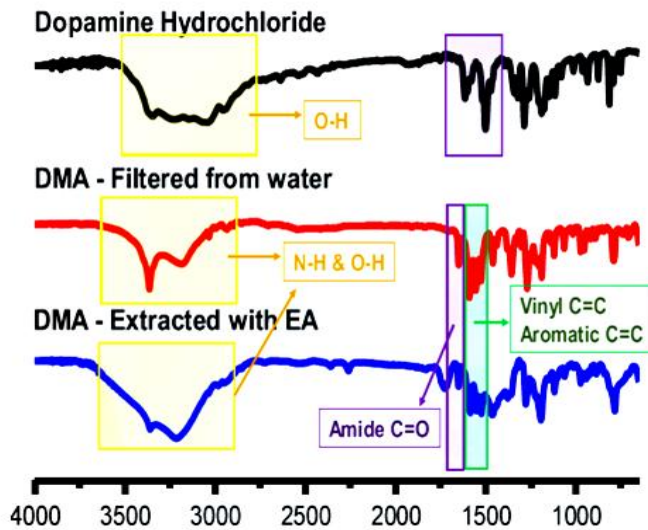
Fig. 4-5. Les résultats de TGA, DSC et ^{13}C -NMR du bio composite matériaux de la couronne.

➤ Les résultats FT-IR et le spectre ^1H -NMR présentés dans la figure 4. 6 confirment la présence de chlorhydrate de dopamine (DMA). Après filtration de l'eau et extraction du DMA avec de l'acétate d'éthyle (EA), le DMA a été extrait.

Les résultats de la spectroscopie FT-IR sont un type de spectroscopie infrarouge. Cette méthode permet d'analyser les structures de liaison moléculaires et de déterminer si les composés organiques sont identiques à l'état solide, liquide, gazeux ou en solution. Les positions et les schémas de liaison au sein de la structure sont déterminés. Les résultats de la ^1H -NMR, basés sur la résonance magnétique nucléaire, peuvent fournir des informations utiles sur la structure, la dynamique et les états de réaction chimique des molécules.

Comme mentionné précédemment, la spectroscopie NMR est fréquemment utilisée pour déterminer la structure ou les propriétés des composés organiques.

• FT- IR



• ¹H-NMR

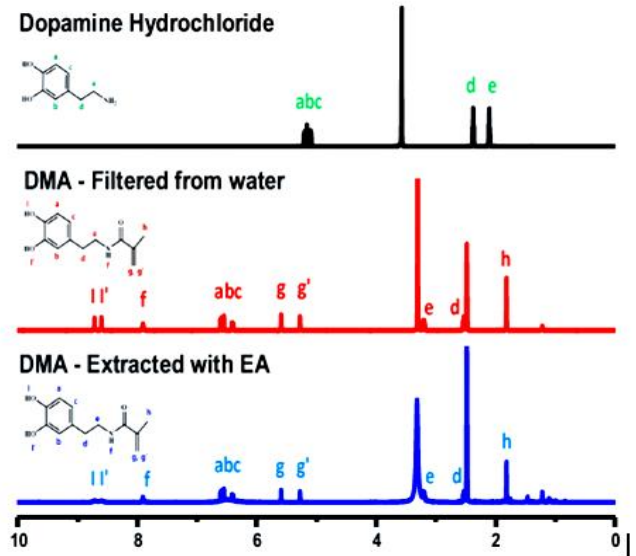
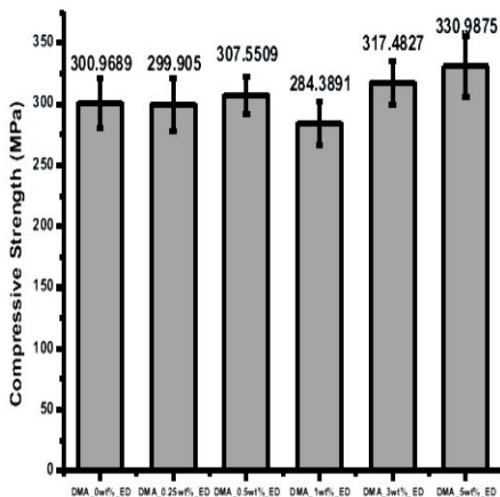


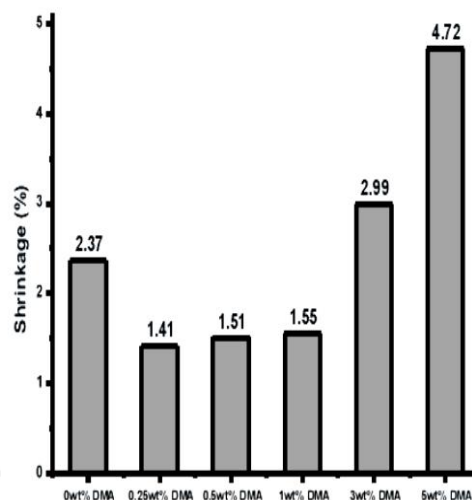
Fig.4.6 .Les résultats de la spectroscopie FT-IR et ¹H-NMR (chlorhydrate de dopamine, DMA filtré de l'eau, DMA extrait avec EA).

➤ La figure 4.7 présente les résultats de l'analyse des forces de compression, des résistances au retrait et de la dureté du biomatériau de la couronne étudié.

• Compressive Strengths



• Shrinkage Strengths



• Hardness

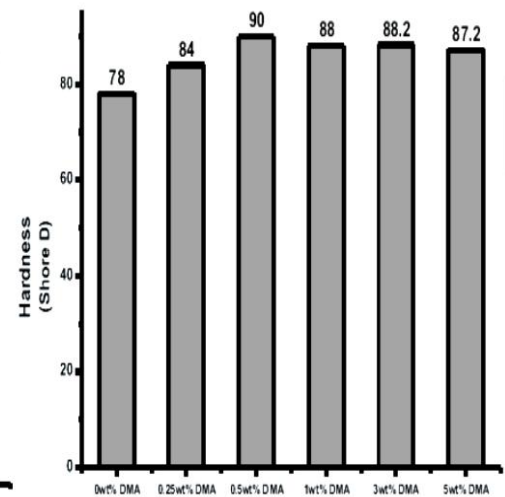


Fig. 4-7 . Les résultats de l'analyse des forces de compression, des résistances au retrait et de la rigidité du biomatériau étudié.

➤ La figure 4.8 ci-contre représente la méthode d'analyse des pourcentages de 0 %, 0,25 %, 0,5 %, 1 %, 3 % et 5 % de DMA dans la résine EBPDM pour produire un échantillon à l'aide de la technologie d'impression 3D (DLP) .

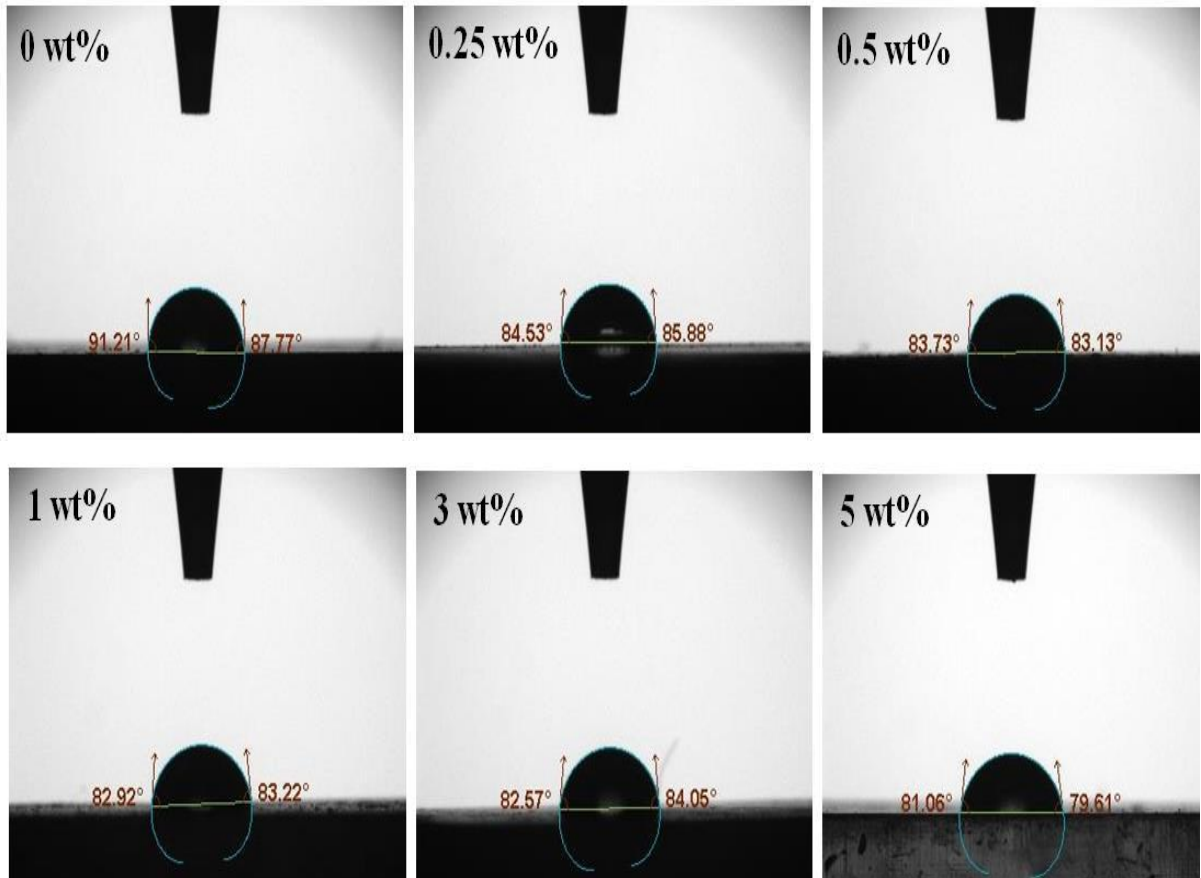


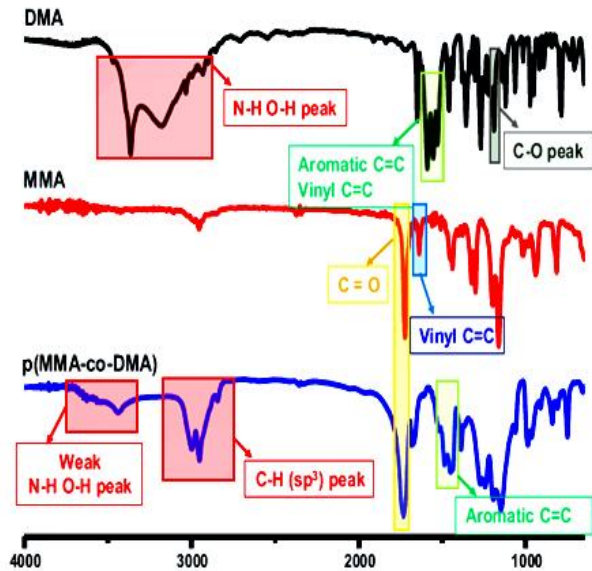
Fig. 4-8 . Analyse de 0 %, 0,25 %, 0,5 %, 1 %, 3 % et 5 % de DMA dans la résine EBPDM pour produire un échantillon à l'aide de la technologie d'impression 3D DLP.

➤ Les résultats de la spectroscopie FT-IR sont un type de spectroscopie infrarouge. Cette méthode permet d'analyser les structures de liaison moléculaire et de déterminer si les composés organiques sont identiques à l'état solide, liquide, gazeux ou en solution. Les positions et les schémas de liaison au sein de la structure sont déterminés. Les résultats de la $^1\text{H-NMR}$, basés sur la résonance magnétique nucléaire, peuvent fournir des informations utiles sur la structure, la dynamique et les états de réaction chimique des molécules. Comme mentionné précédemment, la spectroscopie NMR est fréquemment utilisée pour déterminer la structure ou les propriétés des composés organiques. [DMA, MMA, P (MMA-co-DMA)].

Les résultats de la spectroscopie FT-IR et $^1\text{H-NMR}$ [DMA, MMA, p (MMA-co-DMA)] sont clairement présentés dans la figure 4.9.

→ p(MMA-co-DMA)

• FT-IR



• $^1\text{H-NMR}$

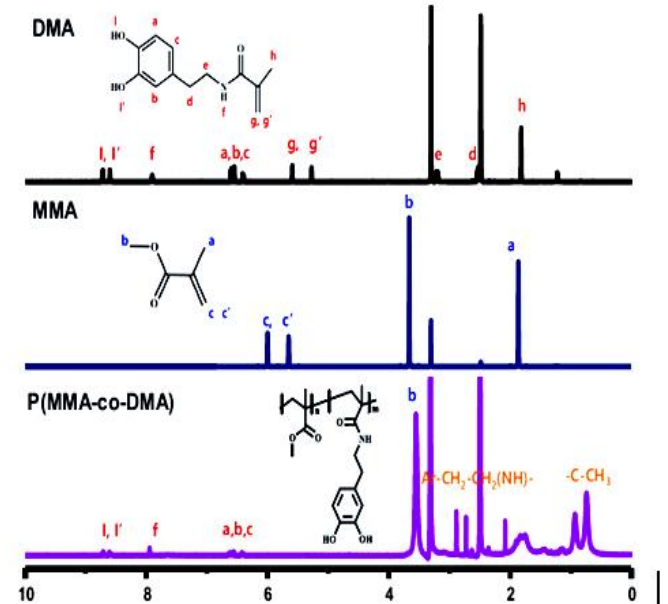
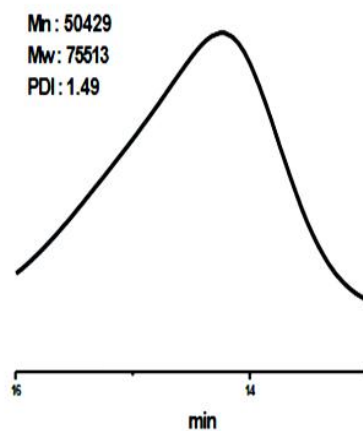


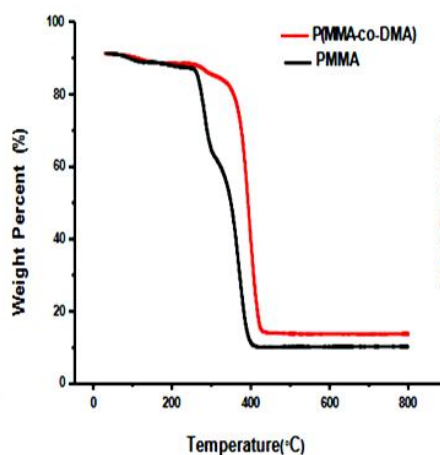
Fig. 4-9. Les résultats de la spectroscopie FT-IR et $^1\text{H-NMR}$ [DMA , MMA , p(MMA-co-DMA)].

➤ Étude d'analyse DSC, TGA et GPC du p (MMA-co-DMA) obtenu à partir de la copolymérisation de DMA synthétique avec du MMA par polymérisation radicalaire pour produire du p (MMA-co-DMA)est présentée dans la figure 4.10.

• GPC



• TGA



• DSC

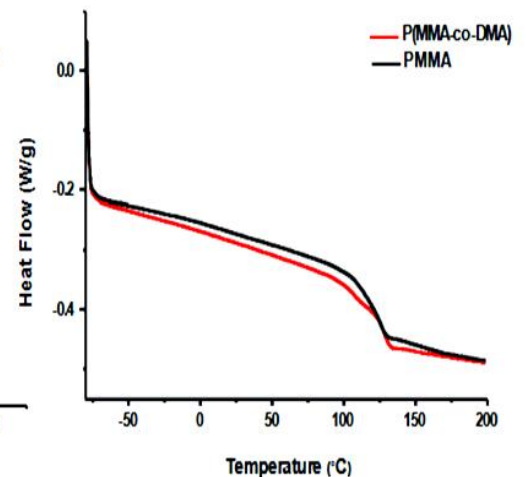


Fig. 4-10 . Les résultats d'analyse DSC, TGA et GPC pour p (MMA-co-DMA).

4.1.5. Discussion des résultats de la caractérisation du matériau polymère catéchol

Après avoir caractérisation de la matériau qui sera utilisé dans la fabrication des couronnes dentaires, nous concluons ce qui suit :

Dans cette étude, les groupes catéchol et phényle du chlorhydrate de dopamine ont été analysés par spectroscopie FT-IR et NMR. Ces techniques sont couramment utilisées pour l'élucidation structurale des groupes fonctionnels dans les matériaux organiques et polymères ²⁷. Les pics N-H, O-H et C=C aromatiques du chlorhydrate de dopamine ont été observés dans le DMA. Le DMA présente un pic C=O à 1652 cm^{-1} , des pics C=C aromatiques à 1603 cm^{-1} et 1439 cm^{-1} , et un pic C=C phényle à 1533 cm^{-1} . La présence de ces bandes IR caractéristiques est conforme aux spectres précédemment publiés pour les amides dérivés de la dopamine ²⁸. Les pics des produits indiquent la formation récente des liaisons C=O et C=C du phényle de l'amide. Le pic C=O observé à 1652 cm^{-1} correspond au groupe carbonyle du méthacrylamide. Cette valeur est conforme aux données de la littérature pour des dérivés similaires du méthacrylamide, où la fréquence d'élongation du carbonyle se situe généralement entre 1650 et 1680 cm^{-1} . Les variations observées dans cet intervalle sont attribuées à des différences d'environnement de conjugaison ou de liaisons hydrogène ²⁹.

En spectroscopie NMR du proton (^1H -NMR), le pic du groupe amino du chlorhydrate de dopamine est apparu à environ 1,6 ppm, s'est transformé en amide, et est apparu sous forme d'un pic amide aux alentours de 8 ppm pour le DMA ³⁰. Les signaux des hydrogènes alcéniques du DMA sont apparus aux alentours de 5,5 ppm. Les signaux du groupe méthyle sont également apparus à une concentration d'environ 1,9 ppm. Ces résultats démontrent la synthèse réussie du DMA, en accord avec des études récentes sur les monomères à base de dopamine ³¹.

Pour la résistance à la compression, des échantillons de résine EBPDMA contenant 0 %, 0,25 %, 0,5 %, 1 %, 3 % et 5 % de DMA ont été préparés par impression 3D (DLP) . La résistance à la compression augmente généralement avec la teneur en DMA, atteignant une valeur maximale de **330,9875 MPa $\approx$ 331 Mpa** pour l'échantillon contenant 5 % de DMA. Cette tendance est corroborée par des résultats récents montrant l'amélioration des propriétés mécaniques des formulations de résine enrichies en additifs fonctionnels ³². La résistance de l'EBPDMA sans DMA est de 78 Shore D, et globalement, tous les échantillons présentent des valeurs supérieures à celle de l'EBPDMA sans DMA. La dureté augmente généralement avec la teneur en DMA jusqu'à 0,5 % en poids, puis diminue progressivement à partir de 1 % en poids. La concentration optimale de DMA est donc de 0,5 % en poids. Ce comportement pourrait être attribué à des effets de plastification aux concentrations élevées, comme observé

dans des systèmes polymères similaires ³³. Dans les échantillons contenant moins de 1 % en poids de DMA, un retrait s'est produit, le taux de retrait le plus faible étant observé à 0,25 % en poids.

Le DMA synthétisé a été copolymérisé avec le MMA par polymérisation radicalaire pour produire le p(MMA-co-DMA). Le p(MMA-co-DMA) a été caractérisé par FT-IR et NMR. Dans les spectres IR, le p(MMA-co-DMA) présente une bande C-H (sp^3) proche de 3000 cm^{-1} , absente dans le monomère, et la bande vinyle du monomère disparaît, indiquant une polymérisation réussie ³⁴. Dans le spectre NMR, la bande vinyle apparaît vers 5,5 ppm dans le DMA et 5,7 ppm dans le MMA, et est absente dans le p(MMA-co-DMA), confirmant la consommation des doubles liaisons lors de la polymérisation. Les bandes caractéristiques des molécules monomères sont également clairement observées dans le polymère, et les bandes vinyle réapparaissent à environ 0,8–1 ppm, attribuées aux protons méthylène du squelette, comme précédemment rapporté dans des systèmes copolymères analogues ³⁵.

4.1.6. Conclusion de la caractérisation du matériau de la couronne du polymère catéchol

Nous résumons les principaux points de cette étude :

Cette étude porte sur l'utilisation d'un composé présent dans les moules, le catéchol, pour créer de nouveaux matériaux destinés aux applications dentaires. Les moules sont reconnues pour leurs fortes propriétés adhésives, dues aux molécules de catéchol contenues dans leurs protéines. Les principaux objectifs de l'étude étaient : la synthèse d'un nouveau monomère, le méthacrylamide de dopamine (DMA), contenant des groupements catéchol ; l'utilisation du DMA pour créer de nouveaux matériaux polymères destinés aux applications dentaires, notamment pour l'impression 3D de restaurations dentaires ; et l'évaluation des propriétés mécaniques, telles que la résistance à la compression, la résistance à la flexion et la dureté, de ces nouveaux matériaux polymères.

Les résultats sont les suivants :

- Synthèse et caractérisation réussies du monomère DMA.
- Création de formulations contenant différentes proportions de DMA (0 à 5 %) pour l'impression 3D.
- Amélioration générale de la résistance à la compression, de la dureté et des autres propriétés mécaniques avec l'augmentation de la teneur en DMA, les meilleurs résultats étant obtenus à 5 % de DMA. Le copolymère de DMA et de MMA (p(MMA-co-DMA)) a également été synthétisé et caractérisé avec succès.

Les résultats indiquent que le monomère DMA contenant du catéchol et les matériaux polymères qui en sont dérivés présentent des propriétés mécaniques prometteuses pour les applications dentaires. La forte adhésion du catéchol semble améliorer les performances de ces matériaux, notamment en milieu humide comme la cavité buccale. Des tests préliminaires de biocompatibilité n'ont révélé aucune cytotoxicité envers les cellules de la pulpe dentaire humaine, suggérant une innocuité potentielle pour une utilisation clinique. La formulation à 5 % de DMA a démontré une augmentation de 15 % de la résistance à la compression et une résistance au cisaillement supérieure, idéale pour la réalisation de restaurations dentaires durables imprimées en 3D, telles que **les couronnes** et les bridges.

4.1.7. Principaux notes de cette caractérisation du matériau de la couronne

4.1.7.1.Contexte de l'étude

L'étude porte sur l'utilisation d'une substance présente dans les moules, le catéchol, pour créer de nouveaux matériaux destinés à des applications dentaires. Les moules sont connues pour leurs fortes propriétés adhésives, issues des molécules de catéchol présentes dans leurs protéines. Les chercheurs ont cherché à utiliser cette substance naturelle pour développer de nouveaux matériaux dentaires.

4.1.7.2. Objectifs et hypothèses d'étude de caractérisation du cette matériau

Les principaux objectifs de l'étude étaient les suivants :

1. Synthétiser un nouveau monomère appelé méthacrylamide dopaminergique (DMA) contenant des groupes catéchol.
2. Utiliser le DMA pour créer de nouveaux matériaux polymères destinés à des applications dentaires, notamment pour l'impression 3D de restaurations dentaires et la fabrication de couronnes dentaires.
3. Évaluer les propriétés mécaniques, telles que la résistance à la compression, la résistance à la flexion et la rigidité, des nouveaux matériaux polymères $\approx$ **(331 Mpa)**.

4.1.7.3. Méthodologie

Les chercheurs ont utilisé diverses techniques pour synthétiser et caractériser le nouveau monomère DMA et les matériaux polymères qui en sont issus :

- L'infrarouge à transformée de Fourier (FT-IR), la résonance magnétique nucléaire (NMR) et d'autres méthodes spectroscopiques ont été utilisées pour analyser la composition chimique du DMA.

- Le DMA a été mélangé à d'autres composants, tels que l'EBPDMA et l'Irgacure 819, afin de créer des formulations pour l'impression 3D.
- Des polymères à base de catéchol ont été synthétisés par polymérisation radicalaire de DMA et de méthacrylate de méthyle (MMA).
- Les propriétés mécaniques des échantillons de polymère ont été évaluées à l'aide de machines d'essai universelles (UTM).

4.1.7.4. Résultats et mises à jour

- Synthèse et caractérisation réussies du monomère DMA.
- Des formulations contenant différentes quantités de DMA (0 à 5 %) ont été créées pour l'impression 3D.
- La résistance à la compression, la dureté et d'autres propriétés mécaniques se sont généralement améliorées avec l'augmentation de la teneur en DMA, les meilleurs résultats étant obtenus à 5 % de DMA. Un copolymère de DMA et de MMA (p (MMA-co-DMA)) a été synthétisé et caractérisé avec succès.

4.1.7.5. Discussion et interprétation

-Les résultats indiquent que le monomère DMA contenant du catéchol et ses matériaux polymères présentent des propriétés mécaniques prometteuses pour les applications dentaires. La forte adhérence du catéchol semble améliorer les performances de ces matériaux, notamment en milieu humide comme la bouche.

4.1.7.6. Contributions

-Cette étude démontre le potentiel de l'utilisation de molécules de catéchol inspirées des moules pour développer de nouveaux biomatériaux dentaires, notamment pour l'impression 3D. La synthèse et la caractérisation réussies du DMA et des matériaux polymères pourraient ouvrir la voie à de nouveaux développements dans ce domaine.

4.1.7.7. Importance et réalisations

- Les principales réalisations de cette étude sont les suivantes :
- Synthèse et caractérisation réussies d'un nouveau monomère contenant du catéchol (DMA) pour les applications dentaires.
- Développement de matériaux polymères aux propriétés mécaniques améliorées grâce à l'incorporation de DMA.

- Démonstration de l'adéquation de ces matériaux à l'impression 3D de restaurations dentaires et fabrication de la couronne du dents.

4.1.7.8. Limites et travaux futurs

- L'étude ne comprend pas d'évaluations cliniques à long terme des matériaux dans des applications dentaires réelles. Les travaux futurs pourraient porter sur :
 - La réalisation de tests plus complets, notamment d'études à long terme, afin d'évaluer plus en profondeur les performances de ces matériaux et leur adéquation à une utilisation en dentisterie.
 - L'exploration de pistes pour améliorer les formulations et la composition de ces matériaux afin d'en optimiser les propriétés mécaniques et autres.
 - L'étude de la biocompatibilité des matériaux et de leurs autres propriétés pertinentes pour les applications dentaires.

4.1.7.9. Suggestions

- Nous proposons des études à long terme sur ce biomatériau utilisé dans les applications dentaires.
- Nous proposons des études cliniques à long terme sur l'homme afin de déterminer son adéquation aux applications dentaires.
- Nous proposons des études comparant différentes méthodes d'étude des propriétés mécaniques à l'aide de techniques de pointe.

4.1.7.10. Recommandations

- Le maintien de la santé dentaire est crucial pour sa longévité.
- L'utilisation de biomatériaux tels que ceux inclus dans notre étude est importante pour restaurer et maintenir la santé dentaire.
- Nous recommandons aux dentistes d'utiliser les meilleurs biomatériaux présentant de bonnes propriétés d'adhésion, une meilleure option thérapeutique que d'autres biomatériaux pour résister aux fortes contraintes dues aux différentes forces de mastication.
- Nous recommandons aux dentistes et aux ingénieurs en biomécanique, en électronique et en logiciel de caractériser et de synthétiser d'autres biomatériaux de haute précision qui bénéficieront aux futures applications dentaires, ce qui améliorera la satisfaction des patients et facilitera le travail des dentistes.

4.2. Partie deuxième: Conception et simulation numérique 3D d'implant dentaire

4.2.1. Introduction

Dans cette partie on utilise les matériaux suivantes pour analyse numérique 3D d'implant dentaire par logiciel ANSYS et comme suite :

1- Un matériau **biocomposite** de la couronne contenant un **polymère de catéchol** utilisé dans les applications dentaires qui peut être **imprimé en 3D** pour fabriquer des couronnes dentaires (Le même matériau que celui utilisé et mentionné dans l'article lien :

<https://www.rjptonline.org/AbstractView.aspx?PID=2026-19-1-47>

2- Matériau en **acier inoxydable 304L** (Le même matériau que celui utilisé en clinique et mentionné dans l'article lien : <https://doi.org/10.1557/s43578-021-00286-3>) de qualité commerciale à partir duquel la partie de support de Pilier l'implant est fabriquée.

3- Matériau en **PMMA** (Le même matériau que celui utilisé en clinique et mentionné dans l'article lien : <https://www.fracturae.com/index.php/fis/article/view/2984>).

Les matériaux restants ont été sélectionnés comme suit, sur la base des références des chercheurs précédents. Tous les matériaux utilisés dans la conception et la simulation des implants dentaires et des prothèses dentaires ont été sélectionnés comme indiqué dans le tableau suivant en dessous de titre.

4.2.2. Matériaux et leurs propriétés utilisés dans cette analyse numérique

Tableau n°(4-1) montre les matériaux utilisées dans la partie analyse numériques tridimensionnelles des implant dentaires par logiciel ANSYS .

Les matériaux	Module d'Young (GPa)	Coefficient de poisson (ν)	Limite de rupture (MPa)
Implant : Ti-6Al-4V	108	0.33	790
Pilier : 304L	200	0.29	640
Armature : alliage de Cobalt chrome	220	0.30	720
Couronne : Polymère de Catéchol	65	0.28	331
Os : (La mâchoire inférieure)	16	0.30	130
Gencive	0.0196	0.30	--
PMMA	14	0.35	29
Os cortical (anisotrope)	$E_x = E_y = 11.5 \text{ GPa}$ $E_z = 17 \text{ GPa}$ $G_{xy} = 3.6 \text{ GPa}$ $G_{xz} = G_{yz} = 3.3 \text{ GPa}$	$\nu_{xy} = 0.51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$	130
Os Trabéculaire (spongieux)	$E = 2.13$	$\nu = 0.3$	130

4.2.3. Détermination les dimensions des composants d'implant dentaire et les dimensions de la mâchoire.

Le modèle choisi est un implant dentaire situé dan la mâchoire inférieure, dans la région la deuxième molaires. Dans cette étude, L'implant et ses composants ont été conception en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) Solid Works . Le modèle complet en coupe est montré dans la figure (4.11).

Tableau n° (4-2) présente les dimensions des matériaux utilisés dans la partie analyse numérique tridimensionnelle des implants dentaires à l'aide du logiciel ANSYS dans cette étude :

Les composantes	Matériaux	Dimensions
Mâchoire	L'os spongieux	23 mm de hauteur et 15 mm largeur pour l'os spongieux, entouré par 2 mm d'os compact ou os cortical
	L'os cortical	
Implant	Ti-6Al-4V	Ø 5,5 mm × 4,00 mm × 13,5 mm
Pilier	304 L	8 mm de hauteur
Armature	Alliage de Cobalt chrome	Epaisseur = 0,5 mm
Couronne	Polymère de Catéchol	Epaisseur = 1 ,5 mm
Cément	PMMA	Epaisseur = 60 µm

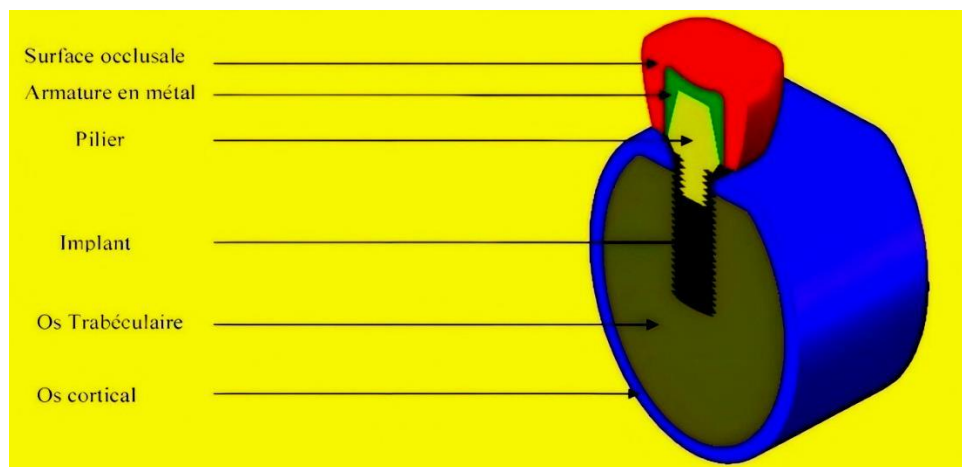


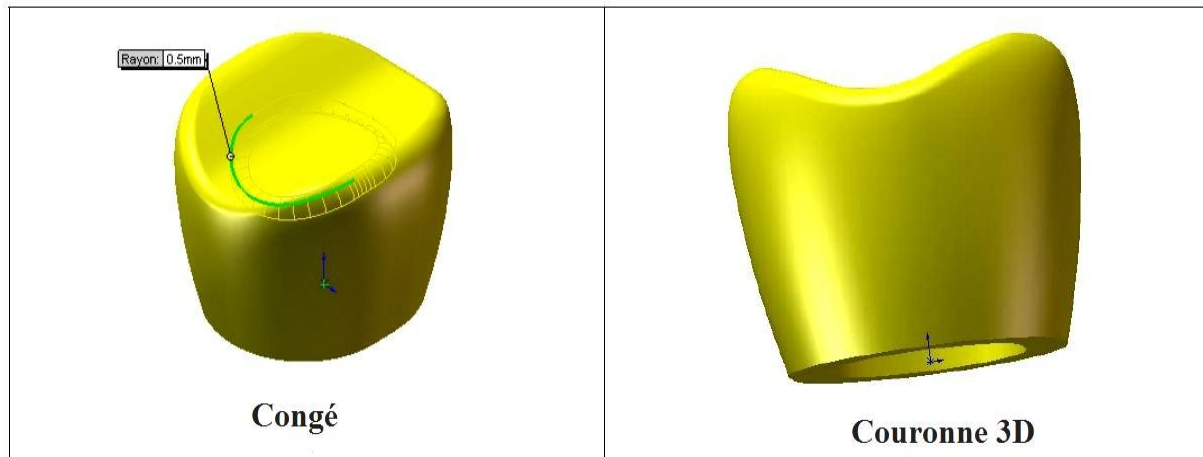
Fig. 4-11. La prothèse dentaire étudiée. Vue 3D en coupe.

4.2.4. Conception les composants de la prothèse dentaires et l'implant.

L'implant a été conçu et planifié avec Solid Works. Les dimensions sont personnalisées pour chaque patient. Un modèle a été sélectionné pour l'étude parmi 15 malades . Après analyse des dimensions de la mâchoire (notamment la taille et les dimensions des os maxillaires) par le dentiste au moyen d'examens cliniques et radiographiques réalisés par (CBCT), la solution et les dimensions les plus adaptées ont été déterminées pour chaque cas. Les dimensions de l'implant et de ses composants ont été tirées de références réalisées lors de cette étude radiographique pilote.

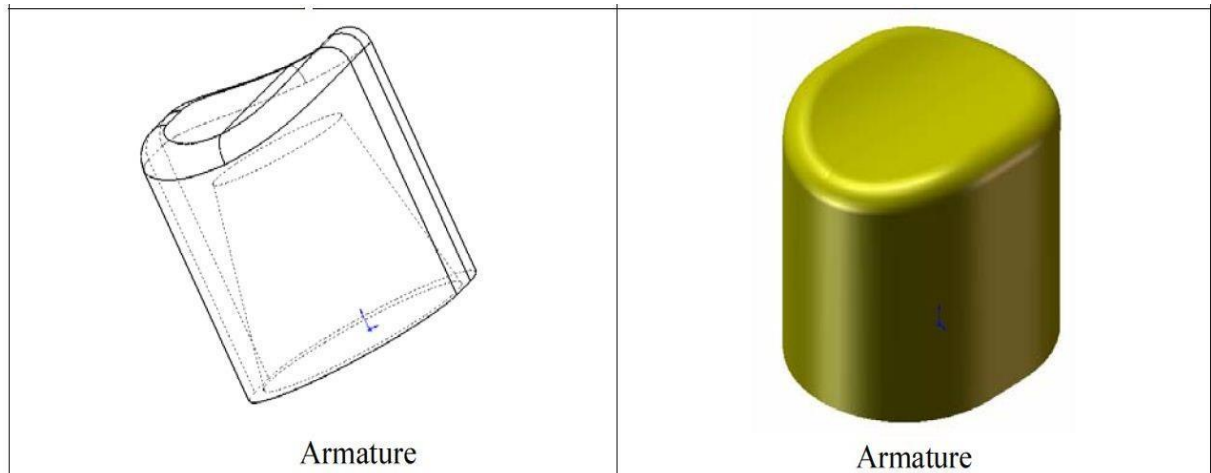
4.2.4.1. Conception de la couronne

Les étapes finales de dessins de la couronne sont montrées dans le tableau (4-3) :



4.2.4.2. Conception de l'armature

Le tableau (4-4) montre les étapes finales pour dessiner une l'armature en 3D :



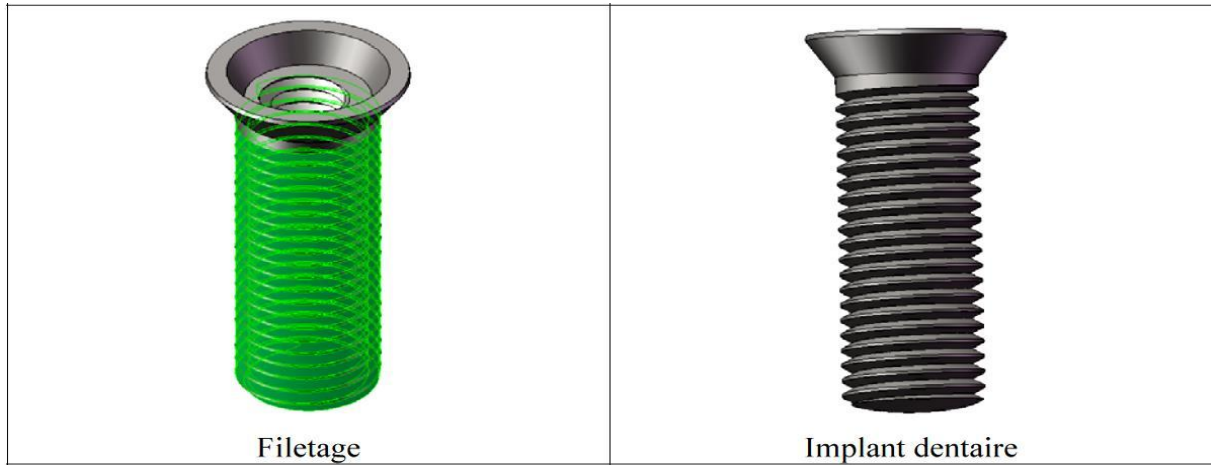
4.2.4.3. Conception du pilier

Le tableau (4-5) montre les étapes finales pour dessiner d'une pilier en 3D :



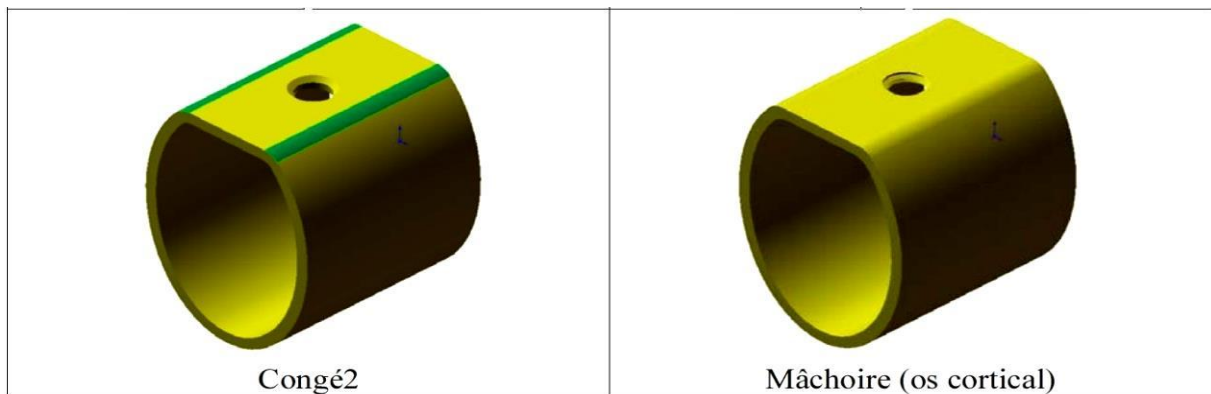
4.2.4.4. Conception de l'implant

Le tableau (4-6) montre les étapes finales pour dessiner d'implant en 3D :



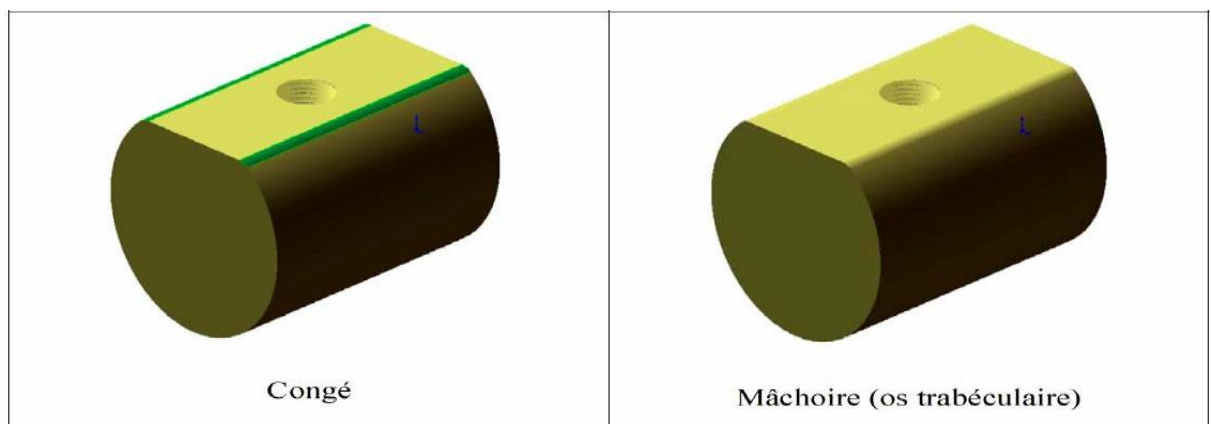
4.2.4.5. Conception de la mâchoire(Os cortical)

Le tableau (4-7) montre les étapes finales pour dessiner de la mâchoire en 3D :



4.2.4.6. Conception de la mâchoire(Os spongieux)

Le tableau (4-8) montre les étapes finales pour dessiner de la mâchoire(os trabéculaire) en 3D :



4.2.4.7. Représentation d'un modèle 3D dans une vue démontée et en coupe avant l'assemblage du modèle prothèse / implant

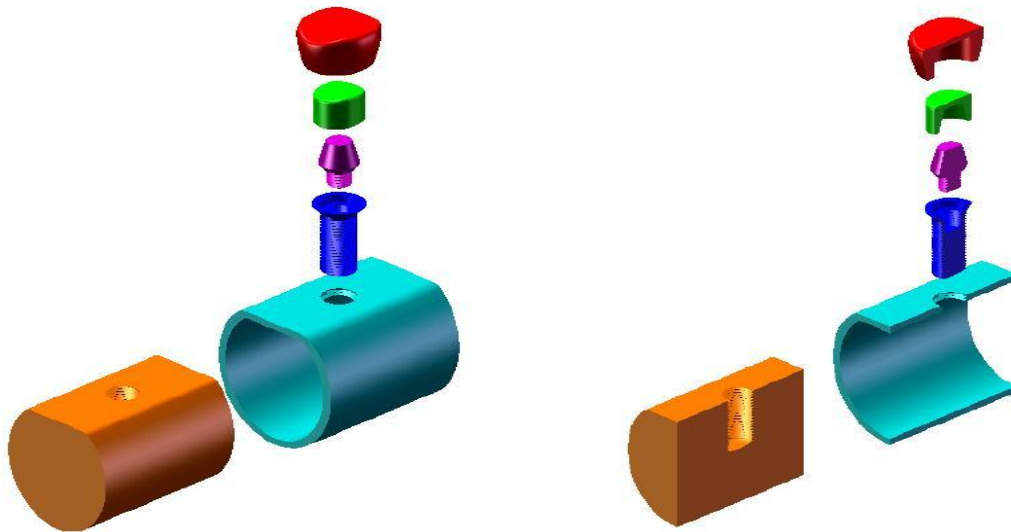


Fig. 4-12 . La assemblage en perspective prothèse dentaire .Vue éclatée en coupe 3D.

4.2.5. Conclusion de la partie du conception des composants prothèse dentaire

Nous avons sélectionné un implant dentaire situé à la mandibule de l'un des malades de l'échantillon après diagnostic médical et détermination des dimensions de la mandibule et de l'os cortical, dans la région de la première molaires.

La prothèse dentaire de cette étude se compose de six composants : une couronne en polymère catéchol, une armature en alliage cobalt-chrome, un pilier en acier inoxydable 304 L, un implant en titane de type 4 (Ti-6Al-4V) , et l'os maxillaire, composé d'os spongieux et cortical. L'implant et ses composants ont été conçus à l'aide du logiciel de conception assistée par ordinateur CAO/DAO (Solid Works) dans ce chapitre, nous réaliserons une analyse statique de l'implant et de la prothèse dentaire par la méthode des éléments finis et le logiciel d'analyse ANSYS pour les différentes contraintes auxquelles cet implant est soumis, en fonction des différentes forces masticatoires précédemment déterminées, avec une moyenne minimale de 180 N et une moyenne maximale de 250 N pour tous les malades de l'étude.

4.2.6. Modélisation par la méthode FEM et le logiciel ANSYS

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à simuler le comportement des os, des articulations ou des implants. Elle est considérée comme une alternative aux expériences en laboratoire, coûteuses et parfois difficiles à réaliser. Cette méthode consiste à diviser une structure connectée en un nombre limité de sous-ensembles simples formant un réseau, ce qui permet d'approximer la réponse mécanique de cette structure à une charge.

Cette méthode conduit à l'analyse de quantités fondamentales impossibles à obtenir expérimentalement : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure. Ce chapitre se concentrera principalement sur l'analyse contrainte de l'implant dentaire modélisé dans le partie précédent, ainsi que sur toutes les méthodes modernes associées à la génération de ces modèles : maillage, détermination des propriétés des matériaux, détermination des conditions de chargement et validation du modèle.

4.2.6.1. Etude de maillage globale

Logiciel ANSYS dispose d'un puissant générateur de maillage automatique capable d'analyser la géométrie et de générer le maillage le plus adapté. Pour le comportement étudié, des éléments tétraédriques de type Solid187, Conta174 et Target170 ont été utilisés, conformes aux surfaces paramétriques spécifiées (**figure 4.13**).

Tableau (4-9) montre les différents types d'éléments utilisés pour cette étude :

Nom de type d'élément générique	Nom ANSYS	Description
Tétraèdre quadratique à 10 nœuds	Solid187	10 Node Tetrahedral Structural Solid
Contact triangulaire quadratique	Conta174	3D 8 Node Surface to Surface Contact
Cible triangulaire quadratique	Targe170	3D Target Segment

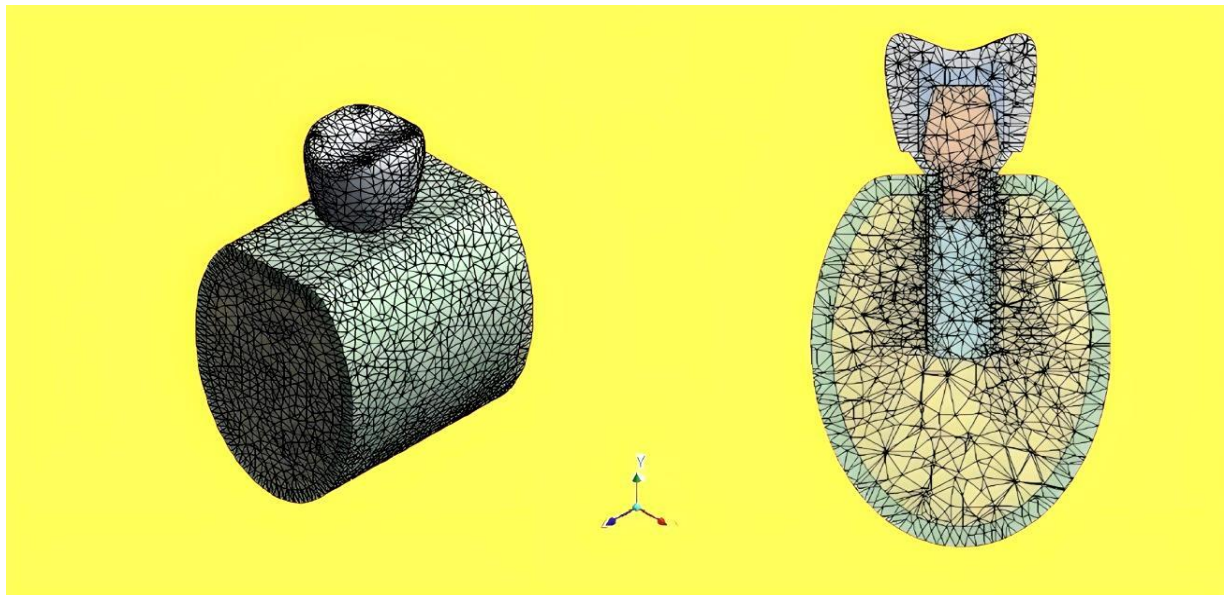


Fig. 4-13 . Le globale maillage de la prothèse dentaire étudiée.

4.2.6.2. Etude du maillage des différents composants de la prothèse dentaire

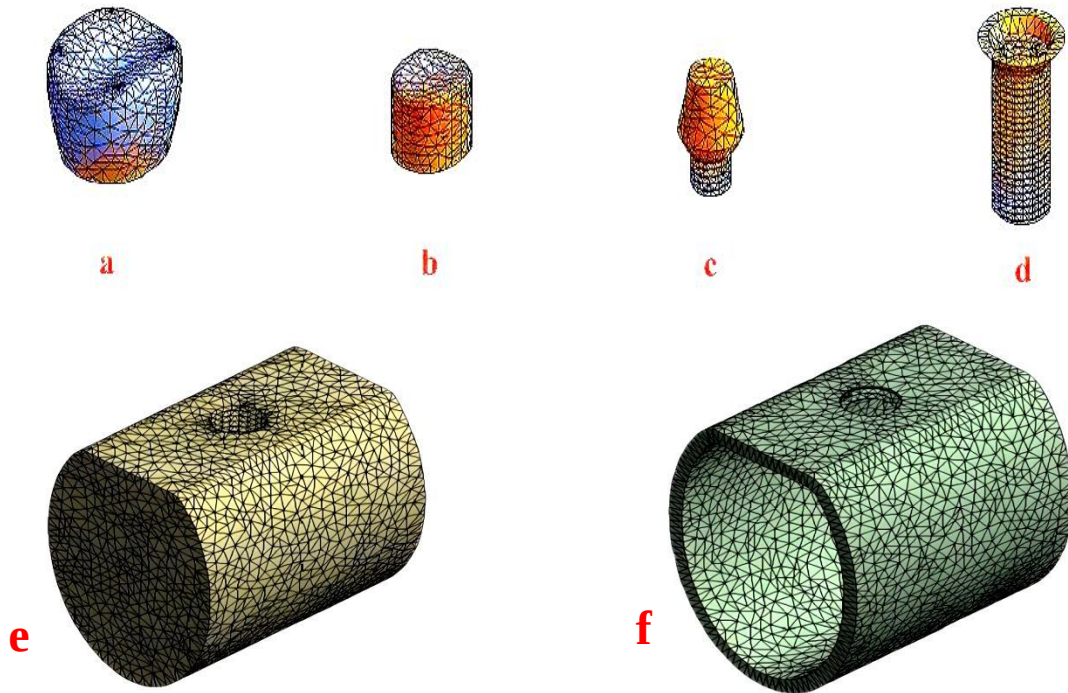


Fig. 4-14 . Le maillage de tous éléments:(la couronne (a),de l'armature(b),du pilier (c),de l'implant (d),et de la mâchoire (os cortical et spongieux respectivement) (e) et (f).

4.2.6.3.Etude des différent maillage et chargement sur les composants prothèse dentaire

Le tableau (4-10) montre des résultats du maillage des différents éléments de la prothèse sont :

Eléments de la prothèse	Nœuds	Eléments
Surfaces occlusale	6345	3460
couronne	2360	1170
Pilier	4350	2180
Implant	18102	8293
Mâchoire (os trabéculaire)	68850	42968
Mâchoire (os cortical)	22115	11213

4.2.6.4.Conditions de chargement

Les forces occlusales se produisent lorsque les dents supérieures entrent en contact avec les dents inférieures. Ces contacts se produisent pendant la mastication et la déglutition, sur une période relativement courte. Ces forces occlusales dépendent de la force musculaire, des

anomalies fonctionnelles, de l'état parodontal et de l'équilibre occlusal, des habitudes alimentaires du patient et de la position des dents.(Andréa et al. 2006).

Les efforts masticatoires varient d'un individu à l'autre. Les forces masticatoires moyennes sélectionnées dans notre étude étaient, comme mentionné précédemment, $F_{Min} = 180 \text{ N}$ et $F_{Max} = 250 \text{ N}$. Sur la base de l'étude **d'Oguz de 2006**, la capacité de force pour notre étude a été déterminée, ainsi que les points d'application de chaque côté de la structure de l'implant dentaire dans l'os maxillaire ou mandibule, comme suit :

Des forces de charge tridimensionnelles ont été appliquées à l'implant dentaire, comme illustré sur la figure (figure 4.15). Les forces suivantes ont été appliquées dans notre étude après calcul de leurs moyennes lors d'une étude pilote sur un échantillon de 8 malades sélectionnés parmi 15 malades pour leur jeune âge et leur bonne capacité masticatoire. Les forces appliquées étaient les suivantes : $67,2 \text{ N}$, $F_{min} = 180 \text{ N}$, $F_{max} = 250 \text{ N}$ et $93,5 \text{ N}$. Ces forces ont été appliquées respectivement dans les **directions linguale, axiale et distale** (voir **figure 4.15**). Dans cette étude, la force de mastication moyenne a été appliquée obliquement, inclinée vers la colonne vertébrale à 75° . Une force de 120 N a été appliquée à un angle d'environ 75° par rapport à la **colonne vertébrale**. Les autres forces ont été maintenues aux mêmes valeurs.

Le modèle par éléments finis (FEM) a été fixé à la partie inférieure de la mandibule, comme illustré sur la figure. Dans cette étude, la température dentaire a été supposée constante à 36°C . (Adell et al.1990 ; Spierings et al 1987 ; Toparl et al 2000,2003).

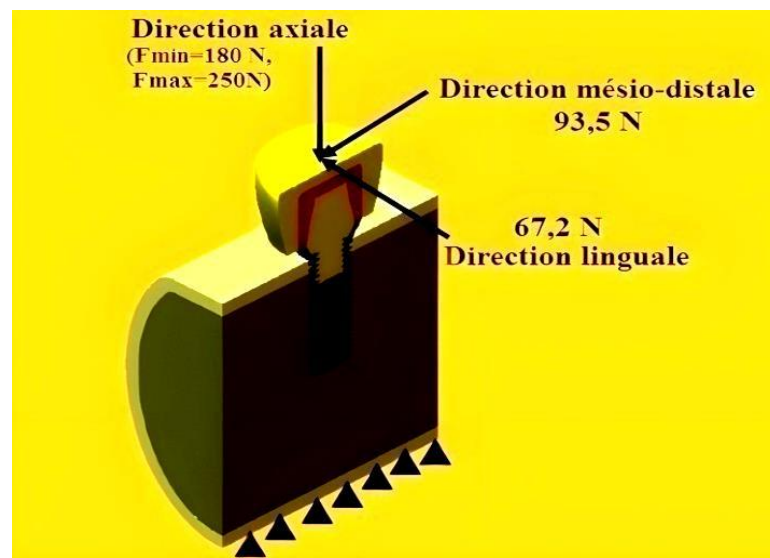


Fig.4-15 . Les chargements appliqués et conditions aux limites.

4.2.7. Résultats du simulation de la déformation des composants de la prothèse dentaire

Les images ci-dessous présentent les résultats des analyses de contrainte et de déformation d'une couronne en polymère catéchol, d'un pilier en acier inoxydable 304L et d'un implant en titane de type 4 (Ti-6Al-4V) et tous les composants.

Ces analyses incluent les résultats de déformation de la prothèse, ainsi que pour les composants listés ci-dessus dans le tableau suivant (4-11) :

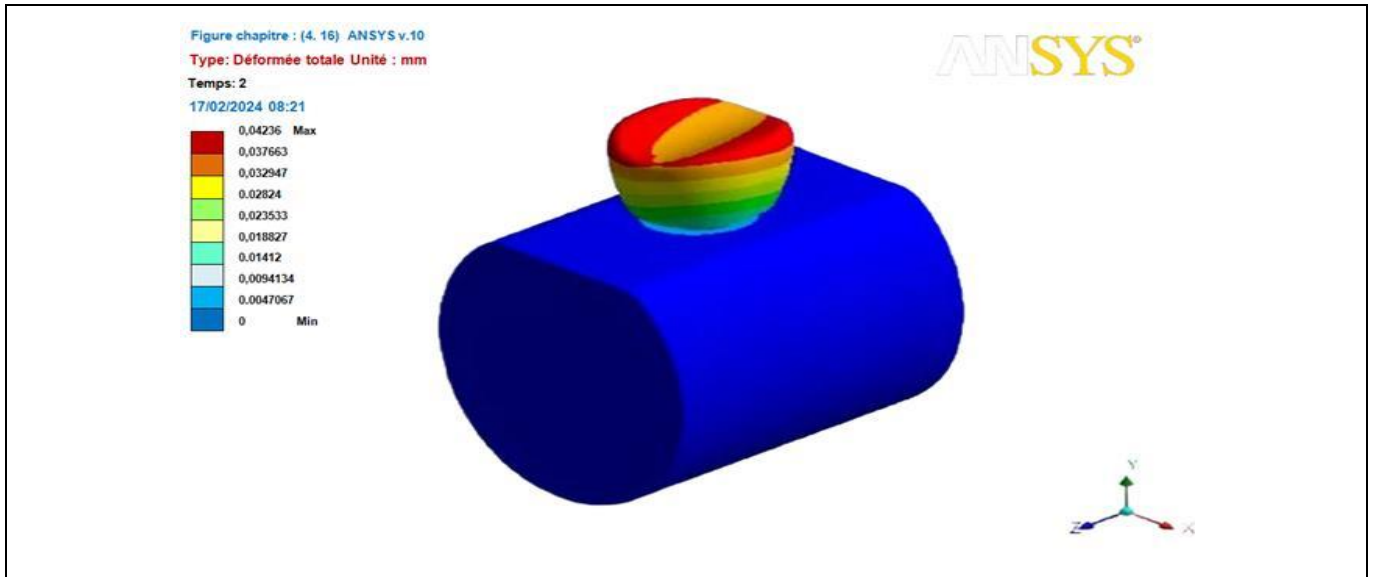


Fig.4-16. La déformée totale de tous les corps

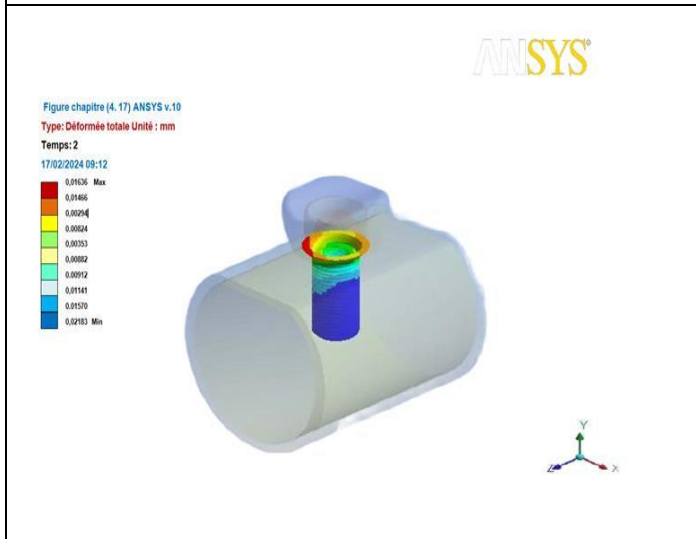


Fig4-17. La déformée totale de l'implant

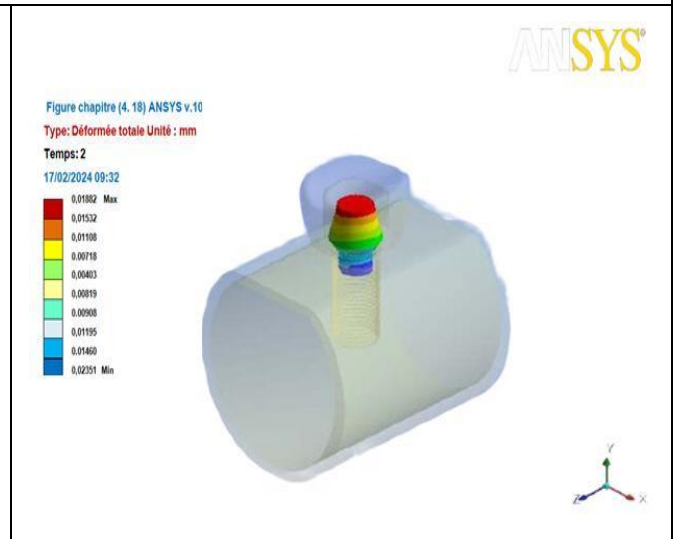


Fig.4-18. La déformée totale du pilier

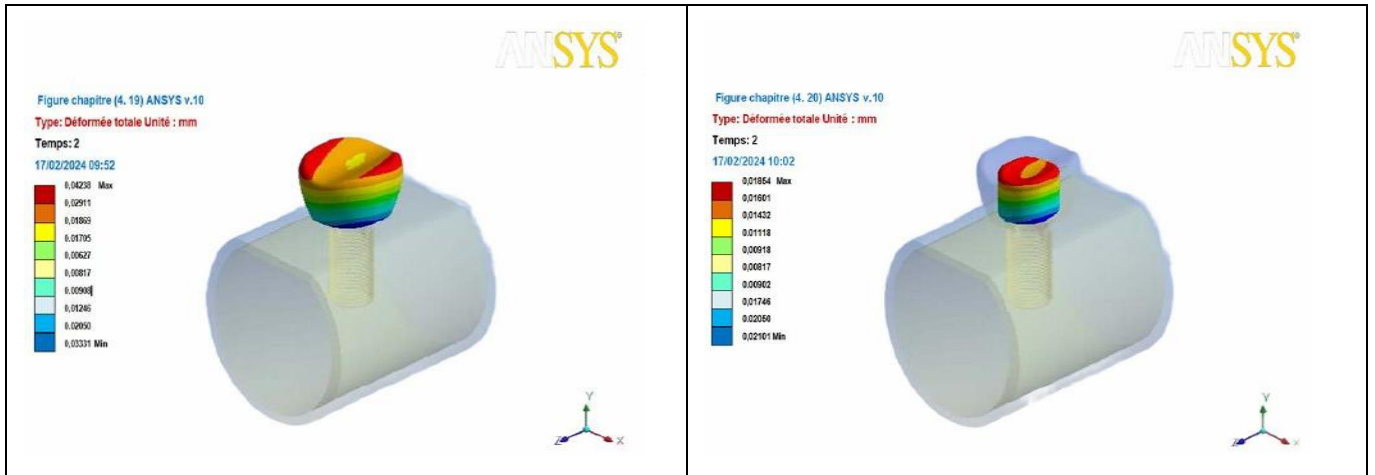


Fig.4-19. La déformée totale de la surface Occlusale.

Fig.4-20. La déformée totale de l'armature.

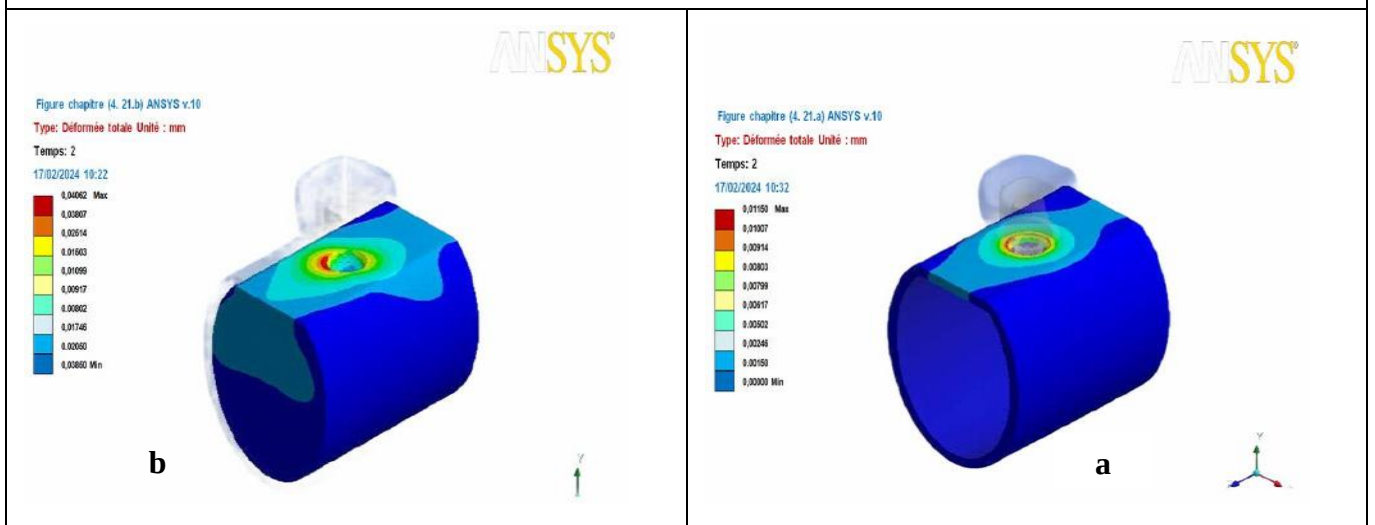


Fig.4-21. La déformée totale de la mâchoire, os cortical (a), os spongieux (b)

- Le tableau suivant (4-12) montre les valeurs maximales et minimales de la déformation totale $D t$ pour des composantes de la prothèse dentaire pour cette étude comme suit :

Les composants	Déformée totale : $D t$ (mm)			
	$F_{min} = 180 \text{ N}$		$F_{max} = 250 \text{ N}$	
	$D t_{Max}$	$D t_{Min}$	$D t_{Max}$	$D t_{Min}$
Tous les corps	2,53 e - 02	0	4,23 e - 02	0
Surface occlusale (Couronne)	2,53 e - 02	2,33 e -02	4,23 e - 02	3,33 e - 02
Armature	1,05 e - 02	0,85 e -02	2,10 e - 02	1,85 e - 02
Pilier	1,089 e - 02	1,01 1e -02	1,88 e - 02	2,35 e - 02
Implant	0,83 e - 02	1,02 e -02	1,63 e - 02	2,18 e - 02
Mâchoire (Os cortical) : (Composant étudiée)	0.45 e - 02	0	1.15 e - 02	0
Mâchoire (Os spongieux)	3.46 e - 02	3.012 e -02	4.06 e - 02	4.2 e - 02

4.2.7.1. Interprétation des résultats de la déformation de la prothèse dentaire

Nous avons constaté que les déformations de la prothèse entière ou de chacun de ses composants étaient minimes par rapport à la taille de ses composants. Ceci nous amène à conclure que la prothèse reste rigide sous l'influence des différentes forces masticatoires appliquées dans notre étude. Premièrement, la force masticatoire moyenne la plus faible, soit 180 N, et deuxièmement, la force masticatoire moyenne la plus élevée, soit 250 N.

La deuxième conclusion est que même le composant le plus fragile de la prothèse, l'os spongieux de la mâchoire, résiste bien à la transmission des forces dans notre étude.

4.2.8. Détermination des distribution de la contrainte de Von-Mises dans tous les composants de la prothèse dentaire

Le tableau suivant (4-13) montre les valeurs maximales et minimales de la contrainte de Von-Mises pour des composantes pour cette étude comme suit :

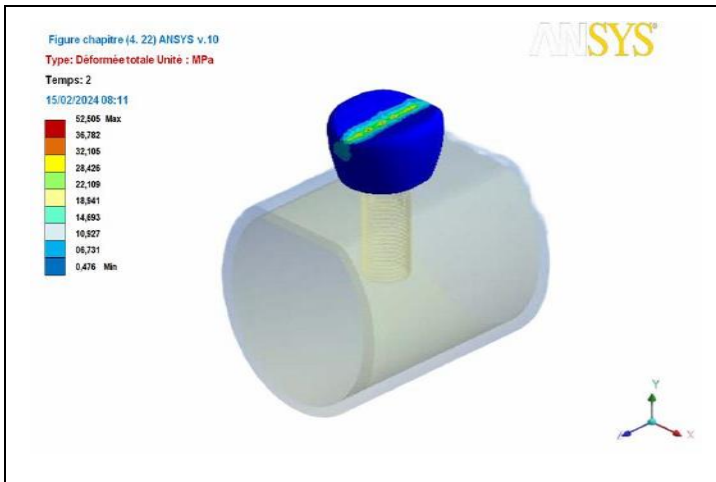


Fig. 4-22. La contrainte de Von-Mises de la Surface occlusale.

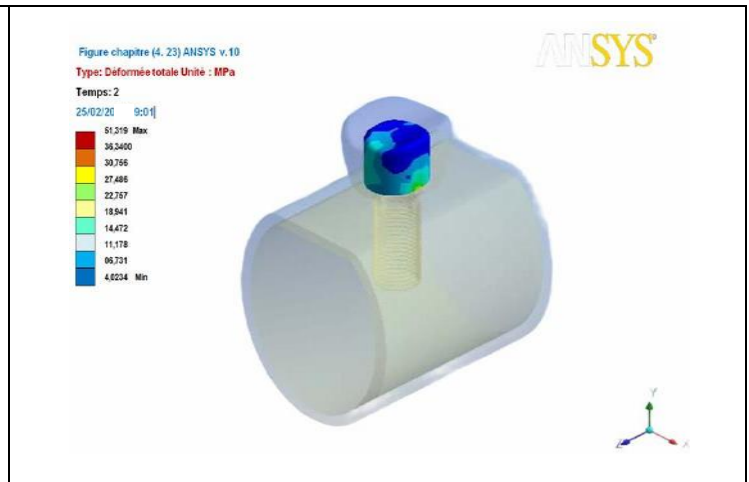


Fig. 4-23. La contrainte de Von-Mises de la Couronne.

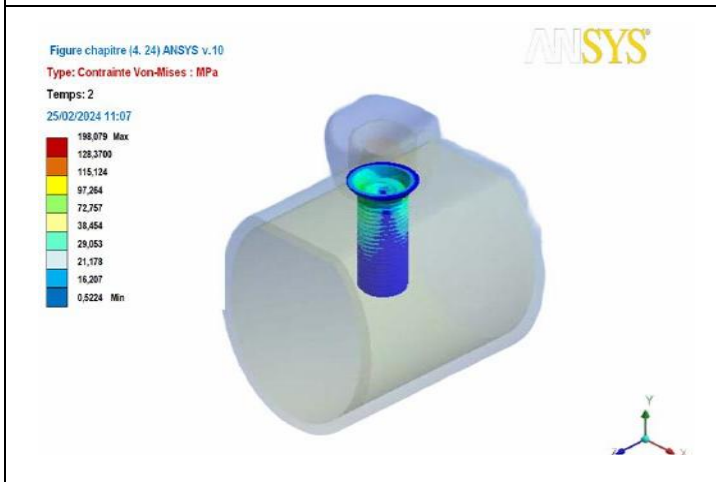


Fig.4-24 . La contrainte de Von-Mises de l'implant.



Fig.4-25 . La contrainte de Von-Mises du pilier.

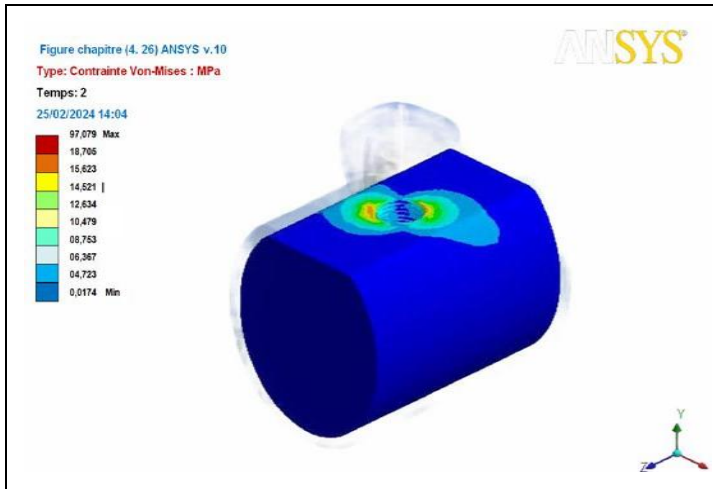


Fig.4-26. La contrainte de Von-Mises de la mâchoire (Os spongieux)

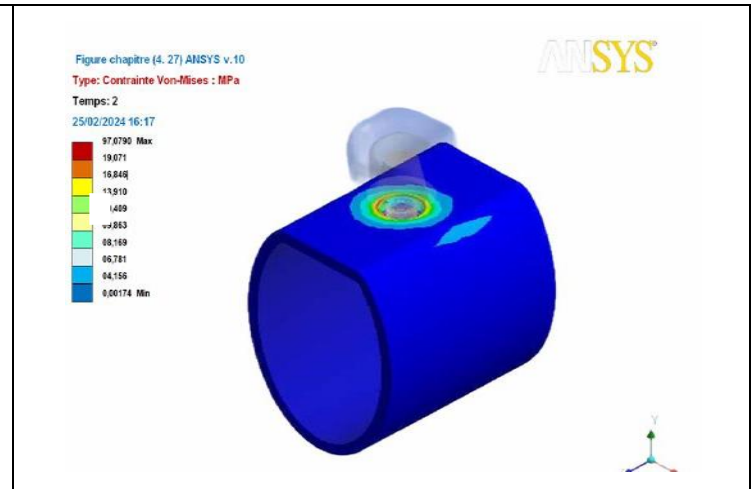


Fig.4-27 . La contrainte de Von-Mises de la mâchoire (Os corticale)

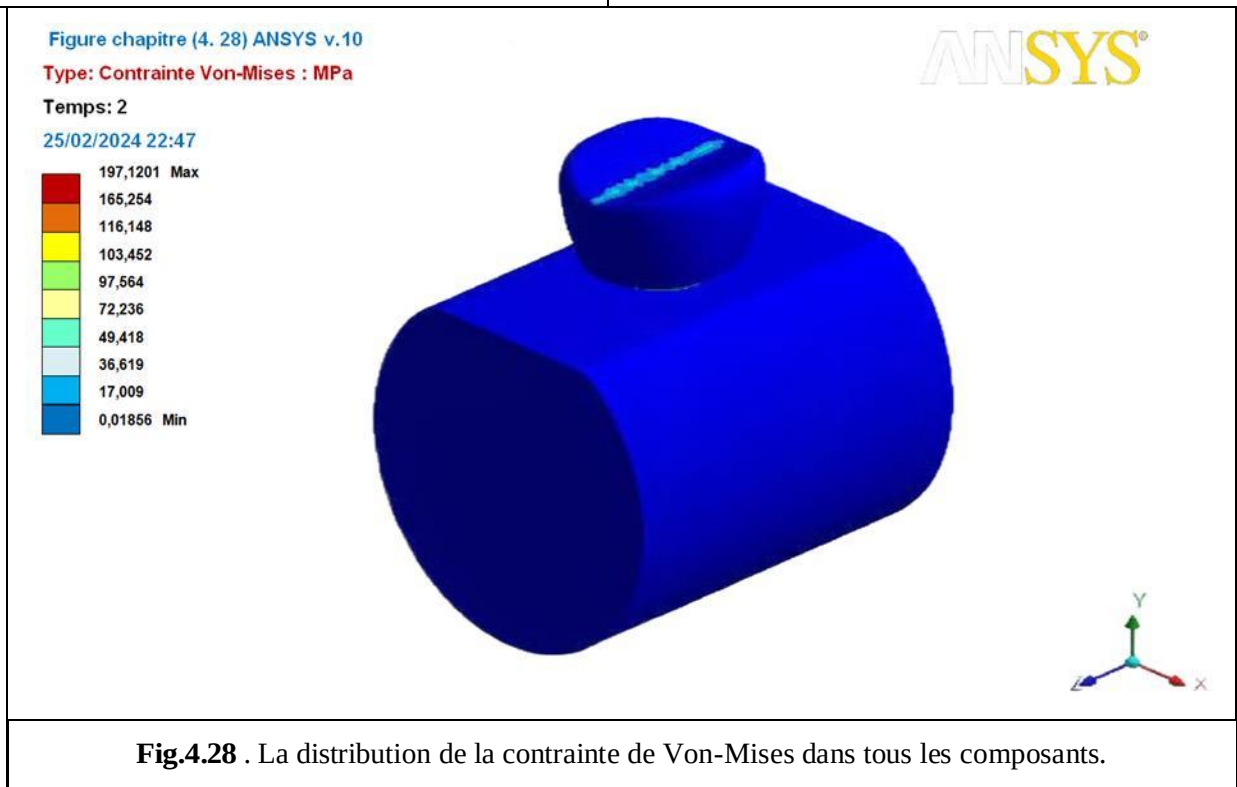


Fig.4.28 . La distribution de la contrainte de Von-Mises dans tous les composants.

Dans cette étude, nous avons comparé nos résultats à ceux d' **Oguz (2006)** et à nos résultats numériques sur des déformations réelles observées chez des malades durant la période d'étude. Ces résultats numériques sont présentés au bas du tableau ci-dessous :

Le tableau 4.14 présente les contraintes de Von-Mises équivalentes maximales et minimales résultant des différents force de mastication appliquée, comparées aux résultats de l'étude d'Oguz (2006), et vérifiées à l'aide des limites d'élasticité des différentes composantes de cette étude.

Le tableau (4-14) montre les valeurs maximales et minimales des contraintes de Von-Mises équivalentes pour des composants de l'ensemble complet comme suit :

Contraintes de Von-Mises Composants	Résultats d'Oguz 2006		Résultats de notre travail		Limite élastique du Matériau (MPa)
	$\sigma_{\max}$ (MPa)	$\sigma_{\min}$ (MPa)	$\sigma_{\max}$ (MPa)	$\sigma_{\min}$ (MPa)	
Surface occlusale (Polymère de catéchol)	32,461	0,01	36,782	0,476	331 (Polymère catéchol) Matériau de cette étude.
Couronne (Polymère de catéchol)	110,919	3,147	36,340	4,0234	331 (Polymère de catéchol)
Implant (Ti-6Al-4V)	118,317	0,069	128,37	0,522	462 (Ti-6Al-4V)
Pilier (Acier L304)	113,955	0	110,42	0,423	210 (L304)
Mâchoire (Os spongieux)	17,831	0.01	18,705	0,0107	130
Mâchoire (Os cortical)	17.831	0.01	19,071	0,00174	130

4.2.8.1. Interprétation des résultats des distribution de la contrainte de Von-Mises

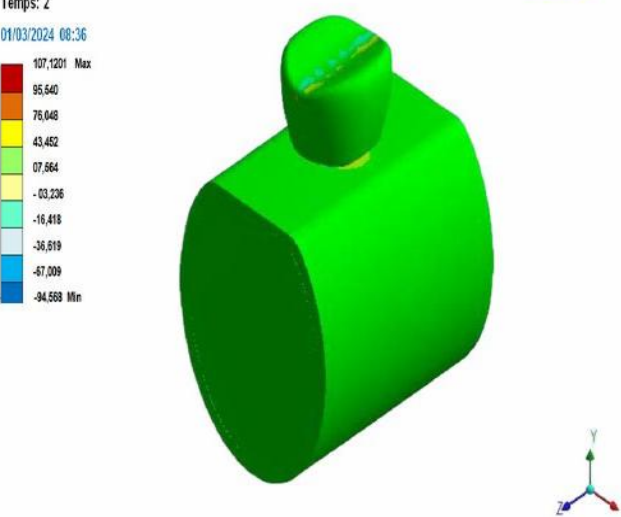
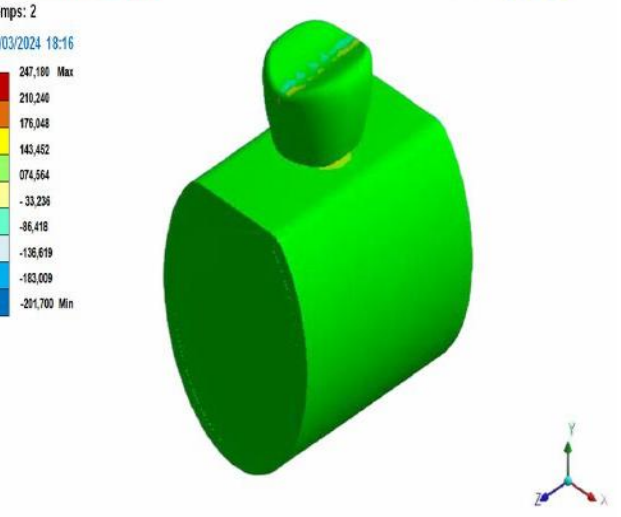
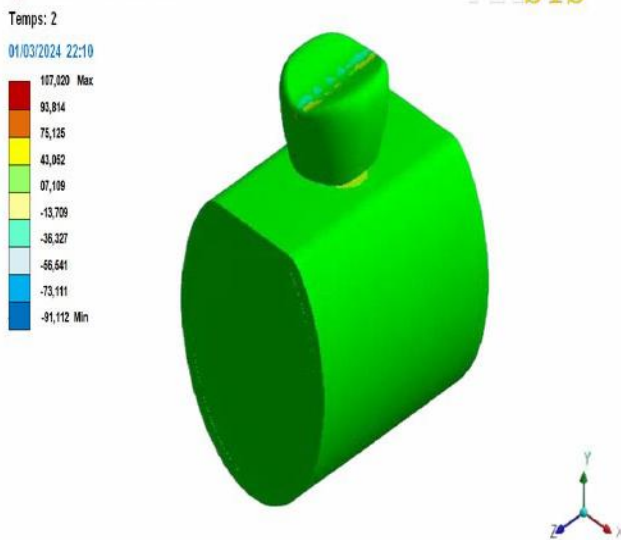
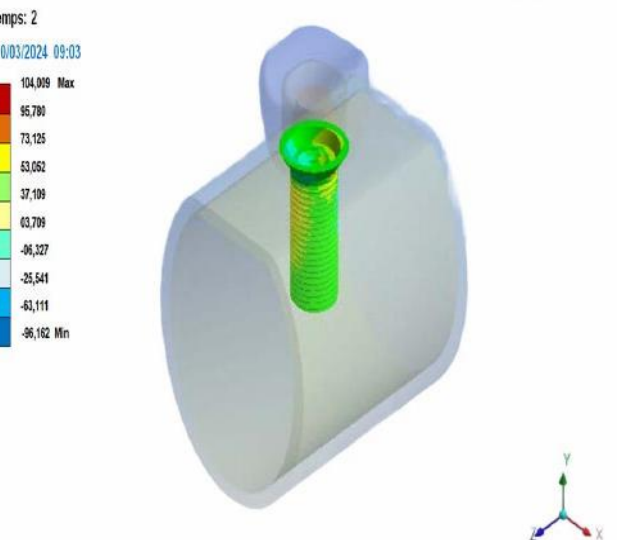
Nous concluons de ces résultats que la résistance de tous les composants de prothèse dentaire, individuellement ou en combinaison, sous les forces appliquées dans cette étude a été vérifiée. Les résultats obtenus ont également été validés par comparaison avec ceux de la littérature, notamment l'étude d'Oguz en 2006. De plus, nos résultats expérimentaux montrent une convergence. Malgré des différences dans les résultats expérimentaux numériques obtenus dans le domaine médical, ils étaient relativement similaires. Cela démontre la réussite du processus de modélisation, de conception et de simulation de la structure de l'implant dentaire sous l'influence de diverses charges masticatoires.

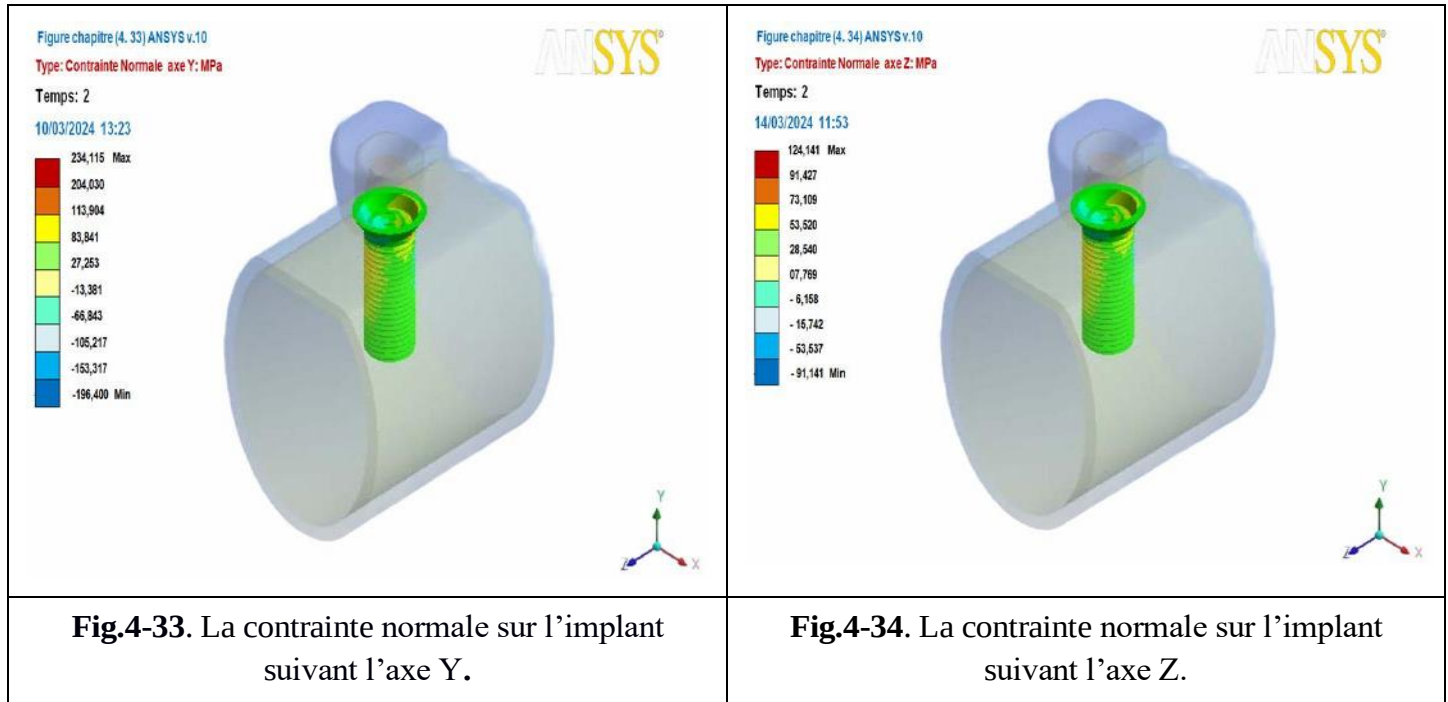
Nous avons observé que les valeurs obtenues étaient bien inférieures aux limites élastiques données, confirmant la résistance de l'ensemble de l'implant et prothèse dentaire. En comparant ces valeurs à celles de l'étude d'Oguz en 2006, nous constatons que l'ordre de grandeur est très comparable, avec quelques différences mineures probablement dues aux différences de géométrie de la surface occlusale, au type de matériau de l'implant et aux effets des différentes forces masticatoires.

Les résultats de cette dernière étude nous donnent également une grande satisfaction et nous permettent de confirmer la validité et la cohérence du modèle prothétique conçu ainsi que de la procédure de modélisation utilisée.

4.2.9. Détermination des distribution de la contraintes normales dans tous les prothèse dentaire et l'implant dentaire

Le tableau (4-15) suivant présente des contraintes normale des tous composants de cette étude :

Figure chapitre (4. 29) ANSYS v.10 Type: Contrainte Normale axe X : MPa Temps: 2 01/03/2024 08:36 	Figure chapitre (4. 30) ANSYS v.10 Type: Contrainte Normale axe Y : MPa Temps: 2 01/03/2024 18:16 
Fig.4-29. La contrainte normale de l'ensemble suivant l'axe X	Fig.4-30. La contrainte normale de l'ensemble suivant l'axe Y
Figure chapitre (4. 31) ANSYS v.10 Type: Contrainte Normale axe Z : MPa Temps: 2 01/03/2024 22:10 	Figure chapitre (4. 32) ANSYS v.10 Type: Contrainte Normale axe X : MPa Temps: 2 01/03/2024 09:03 
Fig.4-31. La contrainte normale de l'ensemble suivant l'axe Z	Fig.4-32. La contrainte normale sur l'implant suivant l'axe X



Le tableau (4-16) ci-dessous présente une résumé des résultats obtenus pour toutes des composantes étudiées de l'analyse numérique tridimensionnelle sous contraintes normales :

Contrainte Normale (x ,y ,z) Composants	Les Contraintes Normales (MPa)					
	Axe X		Axe Y		Axe Z	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Tous les corps	95,54	-94,568	210,24	-201,7	93,814	-91,112
Implant	95,78	-96,162	204,03	-196,4	91,427	-91,141

4.2.9. 1. Interprétation des résultats des distribution de la contraintes normales

Les résultats obtenus concernant les contraintes normales montrent que la contrainte de compression normale dans le sens axial est d'environ (210,24) MPa pour un implant en alliage de titane, ce qui reste bien inférieur à la limite d'élasticité de ce dernier. Comparés à des études antérieures, comme celle menée par Oguz en 2006, nos résultats sont satisfaisants et démontrent la réussite de la modélisation, de la conception et de la simulation de l'ensemble du corps de l'implant dentaire et de l'os environnant. Cependant, une différence subsiste, basée sur de nombreuses autres études, confirmant nos résultats pour l'implant, le modèle et les matériaux que nous avons proposés.

Conclusion

L'étude analytique tridimensionnelle, sous l'influence de différentes forces de mastication sur une prothèse complète et un implant dentaire, a donné des résultats très satisfaisants en termes de résistance et de rigidité. Comparés à nos travaux expérimentaux en cabinet dentaire, les résultats étaient assez proches, sans différence significative entre les deux.

Les différences ne peuvent être prédites avec précision en raison de l'étude expérimentale sur un corps vivant et de l'étude numérique réalisée avec le logiciel commercial ANSYS.

Les résultats obtenus ont confirmé la validité de notre modélisation en modélisant les changements, les déformations, les contraintes et les localisations de déformation des implants dentaires observés chez les patients participant à l'étude expérimentale. Ces résultats ont été comparés à ceux de la simulation numérique tridimensionnelle, où la déformation est apparue quasiment aux mêmes endroits dans l'échantillon clinique et dans la simulation numérique 3D réalisée avec le logiciel ANSYS après la pose de l'implant et autour de l'os cortical environnant.

Cette étude servira de base au développement d'autres biomatériaux pour des applications dentaires, tels que des implants, des piliers, des surfaces de contact, des adhésifs et de nouveaux dispositifs radiographiques qui seront développés prochainement afin d'améliorer la satisfaction des patients et de faciliter le travail du personnel dentaire.

Enfin, nous concluons notre étude par une conclusion générale et une perspective d'avenir, ainsi que des recommandations et des suggestions pour un avenir proche pour les recherches.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion générale

Cette thèse visait à mener une étude analytique tridimensionnelle sur les implants dentaires et l'effet de différentes forces masticatoires sur l'os environnant, en utilisant une approche expérimentale et numérique dans une clinique dentaire de Mila. L'étude a utilisé un scanner CBCT pour capturer des images autour des implants des patients, le logiciel White Fox v 3.1. pour traiter les images prises auprès des patients afin de déterminer le pourcentage de résorption osseuse autour des implants dentaires, le logiciel G-Power v3.1. pour déterminer la taille d'échantillon appropriée pour des résultats optimaux, et le logiciel Excel v13.00 pour extraire des figures et des graphiques. Le logiciel statistique SPSS v22.0. a été utilisé pour déterminer les valeurs des résultats entre les patients et leur corrélation. Cela comprenait l'identification et le calcul de la variance de la valeur de résorption osseuse autour de l'implant dentaire, ce qui aide les chercheurs à déterminer le taux de réussite ou d'échec des implants. Les résultats obtenus ont été obtenus à l'aide du logiciel commercial ANSYS v10., qui a déterminé les différentes contraintes exposées à l'implant dentaire et à l'os environnant. Le taux de rétraction osseuse péri-implantaire a été évalué afin de prédire la réussite ou l'échec des implants dentaires au fil du temps. La densité osseuse et l'épaisseur des ostéophytes buccaux ont également été déterminées pour l'échantillon étudié.

La thèse s'est conclue par la conclusion générale suivante :

L'importance de la tomодensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) a été démontrée pour déterminer les valeurs de résorption osseuse autour des implants dentaires grâce à un logiciel et un traitement d'images (White Fox v3.1).

Cela permet un positionnement précis de l'implant dentaire et un suivi des modifications osseuses au fil du temps. Elle facilite également la détermination de la densité osseuse et de l'épaisseur des ostéophytes buccaux.

Cela facilite le travail des dentistes lors des interventions implantaires, la surveillance périodique et la détermination des valeurs de densité osseuse, ce qui est bénéfique pour la santé globale. Le logiciel de simulation ANSYS v10. permet également de déterminer les contraintes exercées sur l'implant dentaire et l'os environnant, et d'évaluer dans quelle mesure ces forces et contraintes influencent la réussite ou l'échec de l'implant.

Cela nous amène toujours à réfléchir à la recherche, à la caractérisation et à la synthèse de biomatériaux capables de résister aux différentes charges auxquelles les dents sont

exposées dans la vie humaine normale, ainsi qu'à la durabilité, à la survie et au succès de ces bio implants au fil du temps.

Nous avons atteint les résultats les plus importants, qui sont les suivants :

- 1 - Une résorption osseuse vestibulaire s'est produite autour des implants au cours de la période de suivi, et sa valeur moyenne était de $D = (0,6 \pm 0.35) \text{ mm}$. Le sexe, l'âge ou l'emplacement de l'implant n'ont eu aucun effet significatif sur la valeur de cette résorption.
- 2- Il y a eu une diminution de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire dans les trois sites étudiés à une distance de 1 mm de la jonction implant-pilier dans le sens apical, au milieu de l'implant, à une distance de 1 mm de l'apex de l'implant coronairement. Sa valeur était respectivement de $(A = - 0.29, B = - 0.17, C = - 0.08) \text{ mm}$. Le pourcentage maximal de changement a été observé en A puis en B, tandis qu'il était négligeable en C.
- 3- Une corrélation a été trouvée entre la résorption osseuse marginale apicale autour du col de l'implant et le changement de densité autour des implants. La corrélation était faible ($r \approx 0,4$) et peut être négligée.
- 4- Une corrélation a été trouvée entre la résorption de l'os marginal vestibulaire et la variation de l'épaisseur de la plaque osseuse corticale vestibulaire au point A, à 1 mm de la surface de contact implant-pilier. Dans la direction du pic, la corrélation était forte à $r = 0,8$.
- 5 - Cette étude a montré une diminution de la densité osseuse radiographique mesurée en unités Haunsfield dans la zone étudiée autour des implants, avec une moyenne valeur de $54,33\text{HU}$. Bien que cette valeur soit statistiquement significative, elle n'a pas affecté la qualité de l'os de manière cliniquement significative.
- 6- L'étude analytique tridimensionnelle sous l'influence de différentes forces de mastication sur une prothèse complète et un implant dentaire a donné des résultats très satisfaisants, tant en termes de résistance et de rigidité, qu'en comparaison avec les résultats des travaux d'Oğuz. Les résultats obtenus ont confirmé la validité de nos modèles de modélisation en modélisant les changements, les déformations, les contraintes et les emplacements des positions déformées dans les implants dentaires survenus chez les malades dans une étude expérimentale. Ces résultats ont été comparés aux résultats de la simulation numérique tridimensionnelle, où la déformation s'est produite à peu près aux mêmes endroits après la pose de l'implant et autour de l'os cortical péri-implantaire. Cette étude servira de base au développement d'autres biomatériaux pour des applications dentaires, tels que des implants, des piliers, des surfaces de contact, des adhésifs et de nouveaux dispositifs radiographiques qui seront développés dans un avenir proche pour améliorer la satisfaction des malades et soutenir le travail du personnel dentaire à l'avenir.

Suggestions et Recommandations

Nous concluons ce travail avec des suggestions générales et des recommandations importantes pour les recherches futures qui bénéficieront à la santé publique des malades dentaires, des dentistes et des ingénieurs dans les domaines de la biomécanique et matériaux , des logiciels et de l'électronique. Cela comprendra de nouvelles recherches dans le domaine des dispositifs médicaux ou la caractérisation, les normes et les études expérimentales des biomatériaux, ainsi que des simulations numériques, pour fournir les meilleures technologies modernes en dentisterie et en biomécanique dans un avenir proche, ..etc.

SUGGESTIONS

- 1- Réaliser une étude similaire à celle-ci sur un échantillon incluant également la mâchoire supérieure et différentes zones des mâchoires, en raison des différences structurelles et qualitatives des os d'une mâchoire et entre les mâchoires.
- 2- Réaliser une étude à long terme pour étudier l'effet du type d'implant sur les modifications osseuses après implantation, grâce à la technologie CBCT.
- 3- Réaliser des études approfondies pour calculer l'absorption osseuse par coupes de tissus ou par micro-CT, permettant de déterminer avec précision l'absorption osseuse et de la comparer aux résultats de la CBCT.
- 4- Réaliser une étude similaire pour prendre en compte l'effet des modifications osseuses sur les tissus mous entourant l'implant.
- 5- Réaliser des études à long terme similaires pour étudier les modifications osseuses autour de l'implant, grâce à la technologie CBCT, chez des personnes atteintes de maladies générales et systémiques affectant la formation et les modifications osseuses.
- 6 - Réaliser des études de simulation à l'aide de divers programmes commerciaux sur les changements qui se produisent autour des os entourant les implants et les contraintes auxquelles les implants sont exposés, et comparer leurs résultats avec ceux expérimentaux pour obtenir les résultats les plus précis dans ce domaine afin de garantir les plus hauts niveaux de satisfaction parmi les patients et les médecins.

RECOMMANDATIONS

- 1- Les dentistes et les ingénieurs biomécaniciens recommandent l'utilisation de la tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) pour évaluer les modifications osseuses vestibulaires et linguales après la pose d'implants dentaires. Cette technologie tridimensionnelle permet de déterminer les dimensions osseuses avec une grande précision et

une faible dose de rayonnement, afin de respecter le principe ALARA : « Toujours aussi raisonnablement possible ».

2- Communication et coopération entre les chercheurs médicaux et les ingénieurs biomécaniciens spécialisés dans la densité osseuse et les modifications osseuses, ainsi qu'avec des informaticiens, afin de développer des dispositifs, des programmes et des algorithmes permettant d'étalonner les valeurs de densité obtenues par la technique CBCT avec d'autres valeurs considérées comme plus fiables pour la mesure de la densité. Cela permettra d'exploiter pleinement la technique CBCT pour l'évaluation et la prise en compte de toutes les modifications osseuses locales après la pose d'implants.

REFERENCES

Références

- Abbaszadeh** K, Heffez LB & Mafee MF. Effect of interference of metallic objects on interpretation of T1-weighted magnetic resonance images in the maxillofacial region. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* .2000;89:759-65.
- Abrahamsson**, I.; Berglundh, T.; Moon, I.S. & Lindhe, J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J Clin Periodontol*. 1999; 26: 600-7.
- Abrahamsson**, I.; Berglundh, T.; Wennstrom, J. & Lindhe, J. The peri- implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 212-9.
- Adell** R, Leckholm U, Rockler B, Branemark P-I., A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;6: 387-416.(a)
- Adell** .R., et al 1990 , Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, *Int J Oral Maxillofac Implants* 5, pp. 347–359, 1990.(b)
- Aguiar** MF, Marques AP, Carvalho AC & Cavalcanti MG. Accuracy of magnetic resonance imaging compared with computed tomography for implant planning. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:362-5.
- Albrektsson**, T et al, The interface zone of inorganic implants in vivo: titanium implants in bone. *Ann Biomed Eng*, 1983;11: p. 1-27.
- Almog** DM, LaMar J, LaMar FR & LaMar F. Cone beam computerized tomography-based dental imaging for implant planning and surgical guidance, Part 1: Single implant in the mandibular molar region. *J Oral Implantol*, 2006;32:77-81
- Andersson JE & Svartz K. CT-scanning in the preoperative planning of osseointegrated implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988;17: 33-5.
- Andréa** B. Motta, Luiz C. Pereira and Andréia R.C.C. Da Cu, Finite Element Analysis in 2D and 3D Models for Sound and Restored Teeth, in *proc ABAQUS Users' Conference*, p.329-343 , 2006.
- Appelton** RS, Nummikoski PV, Pigmo MA, Peri-implant bone changes in response to progressive osseous loading. *J Dent Res*, 1997;76: p. 412
- Aranyarachkul** P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, Yamada JM, Crigger M: Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 May-Jun; 20(3):416-24.
- Araujo** MG, Sukekava F, Wennstrom JL, Lindhe J, Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: An experimental study in the dog. *J Clin periodontol* 2005;32:645- 652.
- Araujo** MG, Sukekava F, Wennstrom JL, Lindhe J. Tissue modeling following implant placement in fresh extraction sockets. *Clin Oral Implant Res* 2006;17:615-624.
- Araujo** MG, Wennstrom JL, Lindhe J. Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. *Clin Oral Implant Res* 2006;17:606-614.

- Artzi Z, Carmeli G, Kozlovsky A.:(2006)**A distinguishable observation between survival and success rate outcome of hydroxyapatite-coated implants in 5-10 years in function. Clin Oral Implants Res 2006 Feb;17(1):85. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2005.01178.x.
- Astrand, P.;** Engquist, B.; Anzen, B.; Bergendal, T.; Hallman, M.; Karlsson, U.; Kvint, S.; Lysell, L. & Rundcranz, T. A three-year follow-up report of a comparative study of iti dental implants and branemark system implants in the treatment of the partially edentulous maxilla. Clin Implant Dent Relat Res 2004; 6, no. 3:130-41.
- Atalay P, Oztas DD.** Fatigue resistance and fracture strength of narrowdiameter one -piece zirconia implants with angled abutments. J Esthet Restor Dent. **2022** Oct;34(7):1060-1067. doi: 10.1111/jerd.12944. Epub 2022 Jul 20. PubMed 35855644.
- Ayshin.A ,Yasser.H , Fariba.S-S.:(2021)** Evaluation of stress distribution of porous tantalum and solid titanium implant-assisted overdenture in the mandible: A finite element study. Dent Res J (Isfahan). 2021 Dec 10;18:108. PMCID: PMC8804542.
- Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S.** Comparison of flat-paneldetector and image-intensifier detector for cone-beam CT. Comput Med Imaging Graph 2002; 26: 153-158.
- Balshi, T. J.;** Ekfeldt, A.; Stenberg, T. & Vrielinck, L. Three-year evaluation of branemark implants connected to angulated abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997; 12, no. 1: 52-8.
- Bartling R, Freeman, K. & Kraut, R.A..** The incidence of altered sensation of the mental nerve after mandibular implant placement. J Oral Maxillofac Surg, 1999;57:1408–1412.
- Baumgaertel S, Hans MG.** Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009 Aug;136(2):230-235. DOI: 10.1016/j.ajodo.2007.10.045
- Beason RC BS.** preoperative implant site assessment in southeast Michigan. J Dent Res2001, 80.
- Bernard JP, Belser UC, Martinet JP & Borgis SA.** Osseointegration of Branemark fixtures using a single-step operating technique. A preliminary prospective one-year study in the edentulous mandible. Clin Oral Implants Res 1995, 6, 122-9.
- Bernard JP, Szmukler-Moncler S, Pessotto S, Vazquez L & Belser UC.** The anchorage of Branemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible. Clin Oral Implants Res2003, 14, 593-600.
- Bernardes RA, Moraes IG, Duarte MAH et al.** Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009;108:270- 277.
- Bittar-Cortez JA, Passeri LA, Boscolo FN & Haiter-Neto F** Comparison of hard tissue density changes around implants assessed in digitized conventional radiographs and subtraction images. Clin Oral Implants Res 2006;17:560-4.
- Botticelli D, Berglundh T, Lindhe J.** Resolution of bone defects of varying dimension and configuration in the marginal portion of the peri-implant bone. An experimental study in the dog. J Clin Periodontal 2004;31:309-317.

- Botticelli** D, Persson LG, Lindhe J, Berglundh T. Bone tissue formation adjacent to implants placed in fresh extraction sockets: An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:351-358.
- Bou Serhal** C, Jacobs R, Persoons M, Hermans R & van Steenberghe D. The accuracy of spiral tomography to assess bone quantity for the preoperative planning of implants in the posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:242-7.
- Bou Serhal** C, van Steenberghe D, Bosmans H, Sanderink GC, Quirynen M & Jacobs R. Organ radiation dose assessment for conventional spiral tomography: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 2001a; 12:85-90.
- Bou Serhal** C, van Steenberghe D, Quirynen M & Jacobs R. Localisation of the mandibular canal using conventional spiral tomography: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 2001 b ;12:230-6.
- BouSerhal** C, Jacobs R, Quirynen M & van Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4:156-72.
- Bra nemark**, P.-T., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lundkvist, S., Rockler, B.,. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials* 1983;4:25-28.
- Bränemark**, PI, Osseointegration implant in the treatment of the edentulous jaw, experience from a 10-year period. *Scand plastic Reconstr Surg* 1977;16:P. 1.
- Brant**, William E.; Helms, Clyde A. *Fundamentals of Diagnostic Radiology*, 3rd Edition, Lippincott Williams & Wilkins 2007. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP et al. Linear Accuracy of Cone Beam CT Derived 3D Images. *Angle Orthod*. 2009;79:150-157.
- Brunski**, J. B.. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update*.1993; 4, no. 10: 77-81.
- Buser**, D. & Von Arx, T. Surgical procedures in partially edentulous patients with iti implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1: 83-100.
- Butterfield** KJ, Dagenais M & Clokie C Linear tomography's clinical accuracy and validity for presurgical dental implant analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1997;84: 203-9.
- Calandriello**, R. & Tomatis, M.. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005; 7 Suppl 1: S1-12.
- Calandriello**, R.; Tomatis, M. & Rangert, B.. Immediate functional loading of branemark system implants with enhanced initial stability: A prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* (2003); 5 Suppl 1:10-20.
- Calandriello**, R.; Tomatis, M.; Vallone, R.; Rangert, B. & Gottlow, J. Immediate occlusal loading of single lower molars using branemark system wide-platform tiunite implants: An interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003; 5 Suppl 1: 74-80.

- Caloss R, Al-Arab M, Finn RA, Throckmorton GS.** The effect of denture stability on bite force and muscular effort. *J Oral Rehabil.* 2011 Jun;38(6):434-9. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02169.x. Epub 2010 Nov 3. PubMed 21050259.
- Cannizzaro, G. & Leone M.** Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: A prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18, no. 4: 512.
- Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL.** Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Apr;17(2):165-71.
- Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T & Branemark PI.** Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand,* 1986;57, 285-9.
- Chang, M. & Wennstrom, J. L.** Bone alterations at implant-supported FPDs in relation to inter-unit distances: A 5-year radiographic study'. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21, no. 7: 735-40.
- Chang HW, Huang HL, Yu JH, Hsu JT, Li YF, Wu YF:** Effects of orthodontic tooth movement on alveolar bone density. *Clin Oral Investig.* 2012 Jun;16(3):679-88. doi: 10.1007/s00784-011-0552-9. Epub 2011 Apr 26.
- Chou HY, Jagodnik JJ, Müftü S.,** Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *Journal of Biomechanics .*2008;01:032.
- Covani .U, Roberto.C, Antonio.B.:(2007)** Vertical crestal bone changes around implants placed into fresh extraction sockets. *J Periodontol* 2007, 78: 810-5. DOI: 10.1902/jop.2007.060254.
- Cowin, S.C.,.** Bone stress adaptation models. *Journal of Biomechanical Engineering* 1993;115: 528–533.
- Deguchi T, et al .:(2006)** Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006 Jun;129(6):721.e7-e12. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.02.026.
- Diederik W. R, et al , “** Marine-inspired polymers in medical adhesion ” . *European Polymer Journal* Volume 116, July 2019, Pages 134-143, <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2019.03.059>.
- Diniz AF, Mendonca EF, Leles CR, Guilherme AS, Cavalcante MP & Silva MA.** Changes in the pre-surgical treatment planning using conventional spiral tomography. *Clin Oral Implants Res,* 2008;19, 249-53.
- Donovan, R.; Fetner, A.; Koutouzis, T. & Lundgren, T.** Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: A 1-year radiographic evaluation. *J Periodontol* 2011; 81, no. 3: pp. 428- 34.
- Dos Santos DT, Costa e Silva AP, Vannier MW & Cavalcanti MG.** Validity of multislice computerized tomography for diagnosis of maxillofacial fractures using an independent workstation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod,* 2004;98: 715-20.

- Ekestubbe** A, Grondahl K & Grondahl HG. Quality of preimplant low-dose tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1999;88:738-44.
- Elhayes** K.; Gamal EldinM. Calibration Of New Software With Cone Beam C.T For Evaluation Of Its Reliability In Densitometric Analysis Around Dental Implants. Life Science Journal. 2012;9(2):61-67.
- Engquist** B, Bergendal T, Kallus T & Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants, 1988;3:129-34.
- Esposito** M , et al.:(1998) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci. 1998 Feb;106(1):527-51.DOI: 10.1046/j.0909-8836..t01-2-.x.
- Esposito**, M.; Grusovin, M. G.; Achille, H.; Coulthard, P. & Worthington, H. V. Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. Cochrane Database Syst Rev 2009; 1: p. CD003878.
- Esposito** M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. Eur Oral Sci, 1998;106: p. 721-764.
- Esposito**, M.; Hirsch, J. M.; Lekholm, U. & Thomsen, P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (i). Success criteria and epidemiology'. Eur J Oral Sci 1998; 106: 1, pp. 527-51.
- Falk** A, Gielen S & Heuser L. CT data acquisition as a basis for modern diagnosis and therapy in maxillofacial surgery. Int J Oral Maxillofac Surg, 1995;24, 69-75.
- Falk**, H.; Laurell, L. & Lundgren, D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. Int J Oral Maxillofac Implants, (1989). vol. 4, no. 1, pp. 55-62.
- Fallschussel**. Untersuchungen Zur Anatomie des zahntosen oberkiefers. Z Zahnartztl implantol, 1986;2, 64-72.
- Fatemitabar** SA, Nikgoo A, Multichannel computed tomography versus cone-beam computed tomography: Linear accuracy of in vitro measurements of the maxilla for implant placement. Int J Oralmaxillofacial implants 2010;25:499-505.
- Ferrigno** N, Laweti M, Fanali S, Grippaudo. A long-term follow-up study of nonsubmergedITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Clin. OruL Impl. Res;2002: 13, 260-273.
- Ferrus** J, Cecchinato D, Pjetursson EB, Lang NP, Sanz M, Lindhe J. Factors influencing ridge alterations following immediate implant placement into extraction sockets. Clin Oral Implant Res 2010;21;22-29.
- Fuster-Torres** MÁ, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D,Peñarrocha-Diago M: Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Sep-Oct; 26(5):1051-6.

- Frei C**, Buser D & Dula K. Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*;2004;15, 490-7.
- Friberg B**, Jemt T & Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1991; 6, 142-6.
- Frost, HM**, Bone "mass" and the "mechanostat" : a proposal. *Anat Res*, 1987. 219: p. 1-9
- Fyhrie, D.P.**, Carter, D.R. A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology. *Journal of Orthopaedic Research*. 1986; 4:304–317.
- Gahleitner A**, Watzek G, Imhof H. Dental CT: Imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws: *J Euro Radiol*. Feb 2003;13(2):366-376.
- Glauser, R.**; Lundgren, A. K.; Gottlow, J.; Sennerby, L.; Portmann, M.; Ruhstaller, P. & Hammerle, H. Immediate occlusal loading of branemark tiunite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2003; 5 Suppl 1 : 47-56.
- González-García R**, Monje F: The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res* 17 2013 Aug;24(8):871-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02390.x. Epub 2012 Jan 17.
- González-Martín O**, Lee EA, Veltri M: CBCT fractal dimension changes at the apex of immediate implants placed using undersized drilling. *Clin. Oral Implants Res*. 2012 Aug;23(8):954-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02246.x. Epub 2011 Aug 2.
- Gray CF**, Redpath TW, Smith FW & Staff RT. Advanced imaging: Magnetic resonance imaging in implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*, 2003;14, 18-27.
- Groh BA**, Siewerdsen JH, Drake DG, Wong JW, Jaffray DA. A performance comparison of flat-panel imager-based MV and KV cone-beam CT. *Med Phys* 2002; 29: 967-975.
- Guerrero ME**, Jacobs R, Loubale M, Schutyser F, Suetens P & van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig*, 2006;10, 1-7.
- Hammerle CHF**, Bragger U, Burgin W, Lang NP., The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res*, 1996. 7: p. 111-119.
- Hardt, C. R.**; Grondahl, K.; Lekholm, U. & Wennstrom, J. L. Outcome of implant therapy in relation to experienced loss of periodontal bone support: A retrospective 5- year study. *Clin Oral Implants Res*, (2002). vol. 13, no. 5, pp. 488-94.
- Harris D**, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R et al.. E.A.O. guidelines fo the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res*, 2002;13, 566-70.

- Hashim D**, et al .:(2016) A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. Clin Oral Investig 2016 Sep;20(7):1403-1417. DOI: 10.1007/s00784-016-1853-9.
- Hermann JS**, Buser D, Schenk RK, Cochran DL., Biological width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. Clin Oral Implants Res, 2000. 11: p. 1-11.
- Hilde.B**, et al .:(2015) Ongoing Crestal Bone Loss around Implants Subjected to Computer-Guided Flapless Surgery and Immediate Loading Using the All-on-4 Concept. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Oct;17(5):831-43. DOI: 10.1111/cid.12197 . Epub 2014 Jan 8.
- Holberg C**, Steinhäuser S, Gies P, Rudzki-Janson I. Cone beam computed tomography in orthodontics: Benefits and Limitations. J Orofac Orthop 2005;434-444.
- Hsu JT**, Chang HW, Huang HL, Yu JH, Li YF, Tu MG: Bone density changes around teeth during orthodontic treatment. Clin Oral Investig. 2011 Aug; 15(4):511-9.
- Huiskes, R.**, Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T.J.,. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. Journal of Biomechanics 1987;20, 1135-1150.
- Huynh BA**, Pjetursson BE, Sanz M, et al. Analysis of the socket bone wall dimensions in the upper maxilla in relation to immediate implant placement. Clin Oral Implant Res 2010;21:37-42.
- Isidor, F**, Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Impl Res, 1997. 8: p. 1-9.
- Isoda K**, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K: Relationship between the bone density estimated by cone- beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin. Oral Implants Res 2012 Jul;23(7):832-6. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02203.x. Epub 2011 May 5.
- Jemt, T**. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. Journal of Prosthetic Dentistry 1986;55, 243–247.
- Jui-Ting .H** , et al .:(2013) The effects of cortical bone thickness and trabecular bone strength on noninvasive measures of the implant primary stability using synthetic bone models. Clin Implant Dent Relat Res .2013Apr;15(2):251-61. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00349.x>.
- Jung, R. E.**; Jones A. A.; Higginbottom, F. L.; Wilson, T. G.; Schoolfield, J.; Buser, D.; Hammerle, C. H. & Cochran, D. L. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. Periodontol(2008); vol. 79, no. 2, pp. 260-70.
- Jung-Ting Ho**, Jay Wu, Heng-Li Hu, Michael Y, Lih-Jyh and Jui-Ting Hsu. Trabecular bone structural parameters evaluated using dental cone-beam computed tomography:cellular synthetic bones.BioMedical Engineering OnLine 2013; 12:115.

- Kang Li** , et al 2020 , “ The application of mussel-inspired molecule in dentin bonding ”, Journal of Dentistry, J Dent 2020 Aug;99:103404- DOI: 10.1016/j.jdent.2020.103404.
- Kang Li** , et al (2021 ,a). “ The application of novel mussel-inspired compounds in dentistry ” ,Dental Materials Volume 37, Issue 4, April 2021, Pages 655-671. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.005>.
- Kang Li** , et al (2021,b) , “ Enhancing resin-dentin bond durability using a novel mussel-inspired monomer ”, Materials Today Bio Volume 12, September 2021, 100174, <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2021.100174>.
- Karoussis**, I. K.; Salvi, G. E.; Heitz-Mayfield, L. J.; Bragger, U.; Hammerle, C. H. & Lang, N. P. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: A 10-year prospective cohort study of the iti dental implant system. Clin Oral Implants Res, (2003). vol. 14, no. 3: 329-39.
- Katranji** A, Misch K, Wang HL, Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. J Periodontol 2007;78:874- 878.
- Kau** CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region--an update. Int J Med Robot 2009; 5: 366-380.
- Kau** CH, Richmond S, Palomo JM et al. Current Products and Practice Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod 2005;32:282-293.
- Kaya** S, Yavuz I, Uysal I, Akkuş Z: Measuring bone density in healing periapical lesions by using cone beam computed tomography: a clinical investigation. J Endod. 2012 Jan; 38(1):28-31.
- Kemppainen**, P.; Eskola, S. & Ylipaavalniemi, P.. A comparative prospective clinical study of two single-tooth implants: A preliminary report of 102 implants. J Prosthet Dent, (1997) vol. 77, no. 4, pp. 382-7.
- Kircos** LT MC. Diagnostic imaging and techniques, Misch, Contemporary Implant Dentistry,3,ST.Louis, Mosby;2008:40-34.
- Koutouzis**, T.; Fetner, M; Fetner, A. & Lundgren, T. Retrospective evaluation of crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: The effect of bone grafting at implant placement. J Periodontol(2011), vol. 82, no. 2, pp. 234-42.
- Koutouzis**, T.; Koutouzis, G.; Tomasi, C. & Lundgren, T. Immediate loading of implants placed with the osteotome technique: one- year prospective cohort study. J Periodontol. 2011 Nov;82(11):1556-62.
- Koutouzis**, T. & Lundgren T. Crestal bone-level changes around implants placed in post-extraction sockets augmented with demineralized freeze-dried bone allograft: A retrospective radiographic study. J Periodontol. 2010; 81, no. 10: 1441-8.
- Koutouzis**, T. & Wennstrom, J. L. Bone level changes at axial- and non-axialpositioned implants supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. Clin Oral Implants Res, .(2007) vol. 18, no. 5, pp. 585-90.

- Krekmanov, L.;** Kahn, M.; Rangert, B. & Lindstrom, H.. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*, (2000) vol. 15, no. 3, pp. 405-14.
- Lai RF,** Zou H, Kong WD, Lin W: Applied anatomic site study of palatal anchorage implants using cone beam computed tomography. *Int J Oral Sci*. 2010 Jun; 2(2):98-104.
- Lascala CA,** Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac radiol* 2004;33:291-294.
- Lee SY PC,** Koak JY, Kim SK, Kim YS, Ku Y, et al. A 3-year prospective radiographic evaluation of marginal bone level around different implant systems. *J Oral Rehabil*, 2010;37: 538- 544.
- Lewis, S.G.,** Beumer, J., Perri, G.R., Hornburg, W.P., Single tooth implant supported restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1988;3: 25–30.
- Likow LI CR** 1970. Theories and techniques of oral implantology, Mosby.
- Lindh C,** Petersson A & Klinge B. Measurements of distances related to the mandibular canal in radiographs. *Clin Oral Implants Res*, 1995;6: 96-103.
- Loubele M,** Bogaerts R, Van Dijck E. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009;71:461–468.
- Ludwig K,** Henschel A, et al. Performance of a flat-panel detector in the detection of artificial erosive changes: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography. *Eur Radiol* 2003; 13: 1316-1323.
- Manu Sharma , et al .:**(2023) Marginal bone loss in implant placement among Indian patients with fresh extraction socket. ISSN 0973-2063 (online) 0973-8894 (print) *Bioinformation* 19(6): 770-774 (2023). doi: 10.6026/97320630019770.
- Marco Ciccì ,et al.:**(2018) FEM Investigation of the Stress Distribution over Mandibular Bone Due to Screwed Overdenture Positioned on Dental Implants; 23/08/2018; *Materials* 2018, 11, 1512; DOI: 10.3390/ma11091512.
- Marquezan M,** Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L: Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Jul;23(7):767-74.
- Marquezan M,** Lau TC, Mattos CT, da Cunha AC, Nojima LI, Sant'anna EF, de Souza MM, de Souza Araújo MT: Bone mineral density. *Angle Orthod*. 2012 Jan; 82(1):62-6.
- Matarassos,** Salvi GE, Iorio Siciliano V, Cafiero C, blasi A, Lang NP. Dimensional ridge alternations following immediate implant placement in molar extraction sites: A six-month prospective cohort study with surgical re-entry. *Clin Oral Implant Res* 2009;20:1092-1098.
- McDavid WD,** Tronje G & Welander U. A method to maintain a constant magnification factor throughout the exposure of rotational panoramic radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1989; 18: 160-8.

- Mehtälä** ,P. , et al , “ Effect of dimethyl sulfoxide on dentin collagen ”. Dental Materials Volume 33, Issue 8, August 2017, Pages 915-922,<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.018>.
- Meijer** HJ, Steen WH & Bosman F. A comparison of methods to assess marginal bone height around endosseous implants. J Clin Periodontol 1993; 20: 250-3.
- Mengel** R, Kruse B, Flores-de-jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: An in vitro study on native pig mandibles. J Periodontol 2006;77:1234-1241.
- Miraclea** AC, Mukherjia SK. Cone beam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles. Am J Neuroradiol 2009a;30:1088- 1095.
- Miraclea** AC, Mukherjia SK. Cone beam CT of the Head and Neck, Part 2: Physical Principles. Am J Neuroradiol 2009b;30:1285- 1292.
- Misch** C. Contemporary implant dentistry Mosby, 3 ed, Mosby, ST. Louic. (2008). 130-9.
- Misch** CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM & Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. Implant Dent 2005; 14: 108-16.
- Misch** CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. Int J Oral Implantol 1990; 6: 23-31.
- Misch** KA, Yi E, Sarment D. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. J Periodontol 2006;77:1261-1266.
- Morris** HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH & Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. J Oral Implantol, 2004 ;30:125-33.
- Mauricio**. G A , et al .:(2005) Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. an experimental study in the dog. J Clin Periodontol 2005; 32: 645–652. DOI: 10.1111/j.1600-051X.2005.00726.x.
- Miyamoto** I, et al .:(2005) Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery – clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. Bone 2005 Dec;37(6):776-780. DOI: 10.1016/j.bone.2005.06.019
- Moraschini** V , E dS Porto Barboza.:(2016) Success of dental implants in smokers and non-smokers: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg . 2016 Feb;45(2):205-15. DOI: 10.1016/j.ijom.2015.08.996.
- Mozzo** P, Procacci, Tacconi A, Martini P, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone- beam technique: Preliminary results. Eur Radiol 1998;8:1558- 1564.
- Naitoh** M, Hirukawa A, Katsumata A, Arijji E: Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. Clin Oral Implants Res. 2009 ay; 20(5):503-6. Epub 2009 Feb 25.
- Naitoh** M, Aimiya H, Hirukawa A, Arijji E: Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Nov-Dec; 25(6):1093-8.

- National** Institutes of Health consensus development conference statement on dental implants. in J Dent Educ. 1988.
- Nedir** R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S & Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. Clin Oral Implants Res 2004; 15: 150-7.
- Nkenke**, E. & Fenner, M. Indications for immediate loading of implants and implant success. Clin Oral Implants Res, 2006;vol. 17 Suppl 2: pp. 19-34.
- Novaes** AB Jr, de Oliveira RR, Taba Júnior M, de Souza SL, Palioto DB, Grisi MF, Papalexiou V, Crestal bone loss minimized when following the crestal preparation protocol: a histomorphometric study in dogs. J Oral Implantol, 2005; 31(6): p. 276-282.
- Oguz** Kayabas, Emir Yüzbas.oglu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, Advances in Engineering Software, Vol.37, p.649–658, 2006.
- Pharoah** MJ. Imaging techniques and their clinical significance. Int J Prosthodont 1993; 6:176-9.
- Pontes**, A. E.; Ribeiro, F. S.; Da Silva, V. C.; Margonar, R.; Piattelli, A.; Cirelli, J. A. & Marcantonio, Jr., E. Clinical and radiographic changes around dental implants inserted in different levels in relation to the crestal bone, under different restoration protocols, in the dog model. J Periodontol 2008; vol. 79, no. 3: pp. 486-94.
- Probst** A & Spiegel HU. Cellular mechanisms of bone repair. J Invest Surg 1997;10: 77-86.
- Quereshy** FA, Savell TA, Palomo JM. Applications of Cone Beam Computed Tomography in Tomography in the Practice of Oral and Maxillofacial Surgery. J Oral Maxillofac Surg 2008; 66:791-796.
- Rangert**, B.; T. Jemt, T. & Jorneus, L. Forces and moments on branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;vol. 4, no. 3: pp. 241-7.
- Reddy** MS, Mayfield-Donahoo T, Vandervan FJ & Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. Clin Oral Implants Res 1994; 5: 229-38.
- Roe** ph, Kan G, Kitichai R, Caruso J, Zimmerman G, Mesqueda J. Horezontal and vertical dimenisonal changes of peri-implant facial bone following immediate placement and provisionalization of maxillary anterior single implants: A 1 year cone beam computed tomography study. Int J Oral Maxillofac implants; 2012. 27:393-400.
- Ragai** Edward Matta, et al .:(2024) Stress Distribution within the Peri-Implant Bone for Different Implant Materials Obtained by Digital Image Correlation ; 06 May 2024; Materials 2024, 17, 2161. <https://doi.org/10.3390/ma17092161>.
- Rothman** SL, Chafetz N, Rhodes ML & Schwarz MS. CT in the preoperative assessment of the mandible and maxilla for endosseous implant surgery. Work in progress. Radiology 1988; 168:171-5.
- Sakakura** CE, Morais JA, Loffredo LC & Scaf G. A survey of radiographic prescription in dental implant assessment. Dentomaxillofac Radiol 2003; 32: 397-400.

- Salvolini E**, De Florio L, Regnicolo L & Salvolini U Magnetic Resonance applications in dental implantology: technical notes and preliminary results. *Radiol Med*2002; 103: 526-9.
- Sanz M**, Cecchinato D, Ferrus J, Pjetursson EB, Lang NP, Lindhe J. A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in the maxilla. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:13-21.
- Sanz M**, et al .:(2010) A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in the maxilla. *Clin Oral Implants Res* 2010 jan ;21:13-21. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2009.01824.x.
- Scarfe WC**, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008; 52: 707-730.
- Scarfe WC**, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone- beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75–80.
- Scarfe WC**, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J* 2012; 57: Suppl 1:46-60.
- Schou S**, Stoltze K, Hjonting-Hansen E, Kornman KS., Ligature induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth. *Clin Oral Implants Res*, 1993. 4: p. 12-22.
- Schou S**, P. Holmstrup, P.; Worthington, H. V.; & Esposito, M. Outcome of implant therapy in patients with previous tooth loss due to periodontitis. *Clin Oral Implants Res* 2006; vol. 17 Suppl 2: pp. 104-23.
- Schropp L**, Wenzel A & Kostopoulos L. Impact of conventional tomography on prediction of the appropriate implant size. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*2001; 92: 458-63.
- Shahlaie M**, Gantes B, Schulz E, Riggs M & Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*2003;18: 224-31.
- Sherrard JF**, Rossouw PE, Benson BW, Carrillo R, Buschang PH. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: S100-108.
- Shin YK**, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ, Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006. 21(5): p. 789-794.
- Shron L**. Brooks. CBCT Dosimetry: Orthodontic Considerations. *Semin Orthod* 2009; 15(1):14-18.
- Spierings TM**, et al , 1987. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments, *J Dent Res*,66,1336, 1987.

- Spray** RJ, Black CG, Morris HF, Ochi S. The influence of bone thickness on facial marginal bone response: Stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 2000;5:119-128.
- Stavropoulos** A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clin Oral Investig* 2007; 11: 101-106.
- Strietzel**, F. P.; Reichart, P. A.; Kale, A.; Kulkarni, M.; Wegner, B. & Kuchler, I. Smoking interferes with the prognosis of dental implant treatment: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2007; vol. 34, no. 6: pp. 523-44.
- Stuart** CW, Michael JP. The Evaluation and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities. *Dental Clinics of North America* 2008;(52):689-705.
- Sugiura** T, et al .:(2015) Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2015 Jan;20(1):e66-e73. DOI: 10.4317/medoral.19878.
- Tarnow**, D. P.; Cho, S. C. & Wallace, S. S. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000; vol. 71, no. 4: pp. 546-9.
- Thiago** Henrique , Scarabello Stape , et al “ Effect of dimethyl sulfoxide wet-bonding technique on hybrid layer quality and dentin bond strength ” . *Dental Materials* Volume 31, Issue 6, June 2015, Pages 676-683, <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.03.008>.
- Todd** AD, Gher ME, Quintero G & Richardson AC. Interpretation of linear and computed tomograms in the assessment of implant recipient sites. *J Periodontol* 1993;64:1243-9.
- Todisco** M & Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 898-904.
- Tomasi** C, Sanz m, Cecchinato D, et al. Bone dimensional variations at implants placed in fresh extraction sockets: A multilevel multivariate analysis. *Clin Oral Implant Res* 2010;21:30-36.
- Toparl.** M, Gokay N, Aksoy T(2000) . An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method, *J Oral Rehabil*,27,1077, 2000.
- Toparl.** M, Aykul H, Sasak. S,(2003 b) . Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using threedimensional finite element method. *J Oral Rehabil*,30,99, 2003.
- Tsiklakis** K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33:196- 201.
- Tyndall** DA & Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89: 630-7.

- Valerie A**, Kiang Chuan S, Daher SH, Muftu A, Thomas B. Risk factors affecting dental implant survival. *Journal of Oral Implantology* 2002;2:74-81.
- Vazquez L**, Saulacic N, Belser U & Bernard JP. Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. *Clin Oral Implants Res* 2008;19,81-5.
- Vera C**, Ingeborg J, Wenjie Ch, Donald T, Lyndon F, Cooper D: Evaluation of Post-implant Buccal Bone Resorption Using Cone Beam Computed Tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:1249-1257.
- Verhoeven JW** & Cune MS. Oblique lateral cephalometric radiographs of the mandible in implantology: usefulness and accuracy of the technique in height measurements of mandibular bone in vivo. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 39- 43.
- Verhoeven JW**, Cune MS, Terlou M, Zoon MA & de Putter C. The combined use of endosteal implants and iliac crest onlay grafts in the severely atrophic mandible: a longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997;26: 351-7.
- Verhoeven JW**, Ruijter JM, Cune MS & de Putter C. Densitometric measurements of the mandible: accuracy and validity of intraoral versus extraoral radiographical techniques in an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1998;9: 333-42.
- Wakoh M**, Harada T, Otonari T, Otonari-Yamamoto M, Ohkubo M, Kousuge Y et al. Reliability of linear distance measurement for dental implant length with standardized periapical radiographs. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2006a; 47: 105-15.
- Wakoh M**, Nishikawa K, et al: Digital subtraction technique for evaluation of peri- implant bone change in digital dental imaging. *Bull Tokyo Dent Coll* 2006b; 47: 57-64.
- Watanabe H**, et al : A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. *Eur J Radiol* 2011; 77: 397-402.
- Weber HP**, Buser D, Fiorellini JP, Williams RC, Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to nonsubmerged titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 1992;3: p. 181-188 .
- Weber, H. P.**; Morton, D.; Gallucci, G. O.; Roccuzzo, M.; Cordaro, L. & Grutter, L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; vol. 24 Suppl: pp. 180-3.
- White SC PM**. Oral radiology, principles, and interpretation, Mosby Inc 1992.
- White SC**, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A & Shrout MK. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91: 498-511.
- Williams MY**, Mealey BL & Hallmon WW The role of computerized tomography in dental implantology. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 373-80.
- Wolff, J**, Das Gesetz der transformation der knochen A? Hirschwald, Berl. Springer-Verlag. (originally published in 1992; translated by P Marquet and R Furlong), 1986.

- Zamani** Naser A, Etemadi Sh, Rismanchian M, Sheikhi M, Tavakoli M. Comparison of Conventional and Standardized Bone Densitometry around Implants in Periapical Radiographs during a Three Months Dent Res J 2011; 8(1): 33-38.
- Zhiwen** Zeng , et al, 2018 . “ Synthesis and characterization of incorporating mussel mimetic moieties into photoactive hydrogel adhesive ”, Colloids and Surface B: Biointerfaces, 2018, vol. 161, pp. 94-102, <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2017.10.041>.
- Ziegler** CM, Woertche R, Beeif J, Hassfeld s.clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. Dentomaxillofac Radiol. 2002;31:126-130.
- Zunhan** Hu , et al, 2023. “ Mussel-inspired polymer with catechol and cationic Lys functionalities for dentin wet bonding ” ,Materials Today Bio- Volume 18, February 2023, 100506-<https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2022.100506>.
-

References Article -1-

Journal : International Arab Journal of Dentistry
(I A J D)

ISSN: 2218-0885 * EISSN: 2709-4774

Title : The effect of loading on the success of dental implants after immediate extraction compared to delayed dental implants.

Le lien : <https://e-journals.usj.edu.lb/iajd/vol17/iss1/15/>

Authors :

Hassen Merzouk* : Faculty of Sciences and T ; University of Mustapha Stambouli , 29000. Mascara, Laboratory of LGIDD University of Relizane. Algeria,

Samir Habibi : Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane- Algeria.

Ben Ali Boutabout : Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane- Algeria.

Status : **Online Publication**

References

1. Pastora DPR-R, et al. Immediate loading of post-extraction implants: success and survival rates: a systematic review and meta-analysis. *Appl Sci*. 2024;14(23):11228.
2. Singh G, et al. Comparison of bone healing in immediate implant placement versus delayed implant placement. *J Pharm Bioallied Sci*. 2021;13(Suppl 2):S1309–S1314.
3. Canellas J, et al. Which is the best choice after tooth extraction, immediate implant placement or delayed placement with alveolar ridge preservation: a systematic review and meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg*. 2019;47(11):1793-802.
4. Al-Sawai A, Labib H. Success of immediate loading implants compared to conventionally-loaded implants: a literature review. *J Investig Clin Dent*. 2016;7(3):217-24.
5. Najeeb S, et al. Nanomodified PEEK dental implants: bioactive composites and surface modification—a review. *Int J Dent*. 2015;2015:381759.
6. Lang NP, et al. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 5):39-66.
7. Tealdo T, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants in edentulous patients' maxillae: a 6-year prospective study. *Int J Prosthodont*. 2014;27(3):207-14.
8. Esposito M, et al. Immediate loading of post-extractive versus delayed placed single implants in the anterior maxilla: outcome of a pragmatic multicenter randomized controlled trial 1 year after loading. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8(4):347-58.
9. Granić M, et al. Implant stability comparison of immediate and delayed maxillary implant placement by use of resonance frequency analysis: a clinical study. *Acta Clin Croat*. 2015;54(1):3-8.
10. Felice P, et al. Immediate non-occlusal loading of immediate post-extractive versus delayed placement of single implants in preserved sockets of the anterior maxilla: 1-year post-loading outcome of a randomized controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8(4):361–372.
11. Akoglan M, et al. Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of single implants in the posterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(4):624-31.
12. Kern M, et al. Survival and complications of single dental implants in the edentulous mandible following immediate or delayed loading: a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res*. 2018;97(2):163-70.
13. Mitsias M, et al. Immediate, early (6 weeks) and delayed loading (3 months) of single, partial and full fixed implant-supported prostheses: 1-year post-loading data from a multicentre randomized controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11(1):63-75.
14. Primo BT, et al. Clinical and radiographic assessment of three-implant-supported fixed-prosthesis rehabilitation of the edentulous mandible: immediate versus delayed loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(3):653-60.
15. Ayna M, et al. A 5-year prospective clinical trial on short implants (6 mm) for single-tooth replacement in the posterior maxilla: immediate versus delayed loading. *Odontology*. 2019;107(2):244-53.
16. Pera P, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants supporting fixed full-arch maxillary prostheses: a 10-year follow-up report. *Int J Prosthodont*. 2019;32(1):27-31.
17. Salman A, et al. Immediate versus delayed loading of mandibular implant-retained overdentures: a 60-month follow-up of a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol*. 2019;46(8):863-71.
18. Anitua E, et al. Long-term retrospective study of 3.0-mm-diameter implants supporting fixed multiple prostheses: immediate versus delayed implant loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(6):1229-38.
19. Wang J, et al. Immediate versus delayed temporization at posterior single implant sites: a randomized controlled trial. *J Clin Periodontol*. 2020;47(10):1281-91.
20. Gjølvd B, et al. A randomized clinical trial comparing immediate loading and delayed loading of single-tooth implants: 5-year results. *J Clin Med*. 2021;10(5):1077.
21. Mundt T, et al. Survival and stability of strategic mini-implants with immediate or delayed loading under removable partial dentures: a 3-year randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2023;27(4):1767-79.



References Article -2-

Journal : Research J. Pharmacy and Technology.

2026;19(1):325-332. (R J P T)

ISSN 0974-3618 (Print) * 0974-360X (Online)

www.rjptonline.org

Title : [Mechanical Properties and Characterization of a Catechol-Polymer
Biocomposite for 3D Printable Dental Applications](#)

Le lien : <https://www.rjptonline.org/AbstractView.aspx?PID=2026-19-1-47>

Authors :

Hassen Merzouk *¹, Samir Habibi ², Benali Boutabout ³, Nouredine Gherraf ⁴

¹ University of Mustapha Stambouli, Faculty of Sciences and Technology,
Department of Mechanic, Mascara 29000, Algeria, <https://orcid.org/0009-0000-6989-2316>.

² University of Sidi BEL Abbès, Faculty of Sciences and Technology,
Department of Mechanic, BP 89 Sidi Bel Abbès 22000, Algeria. <https://orcid.org/0000-0003-4307-2592>

³ University of Sidi BEL Abbès , Faculty of Sciences and Technology,
Department of Mechanic BP 89 Sidi Bel Abbès 22000, Algeria, <https://orcid.org/0000-0003-2305-8988>.

⁴ Laboratory of Natural Resources and Management of Sensitive Environments,
Oum el-Bouaghi University, Algeria, <https://orcid.org/0000-0002-9635-2275>.

*Corresponding Author E-mail: Hassen.merzouk@univ-mascara.dz
habibismr@yahoo.com , bboutabout@yahoo.fr , ngherraf@yahoo.com

Status : [Online Publication](#)

REFERENCES:

- Schönhoff LM, Mayinger F, Eichberger M, Reznikova E, Stawarczyk B. 3D printing of dental restorations: Mechanical properties of thermoplastic polymer materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021; 119: 104544. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104544>.
- Alshamrani A, Alhotan A, Kelly E, Ellakwa A. Mechanical and Biocompatibility Properties of 3D-Printed Dental Resin Reinforced with Glass Silica and Zirconia Nanoparticles: In Vitro Study. *Polymers*. 2023; 15(11): 2523–3. <https://doi.org/10.3390/polym15112523>
- Mithaq M, Mehdy Al- Sultani. Study the Effects for Both Diode Laser and Silica Nanoparticles in the Optical Properties of the Dental Fillings. *Research J. Pharm. and Tech*. 2019; 12(11): 5355-5360. doi: 10.5958/0974-360X.2019.00930.2
- Zeng Z, et al. Synthesis and characterization of incorporating mussel mimetic moieties into photoactive hydrogel adhesive. *Colloids Surf B Biointerfaces* . 2018; 161: 94-102. doi:10.1016/j.colsurfb.2017.10.041.
- Li K, et al. The application of mussel-inspired molecule in dentin bonding. *J Dent*. 2020;99:103404. doi:10.1016/j.jdent.2020.103404.
- Hu Z, et al. Mussel-inspired polymer with catechol and cationic Lys functionalities for dentin wet bonding. *Mater Today Bio* . 2023; 18: 100506. doi:10.1016/j.mtbio.2022.100506.
- Li K, et al. Enhancing resin-dentin bond durability using a novel mussel-inspired monomer. *Mater Today Bio* . 2021; 12: 100174. doi:10.1016/j.mtbio.2021.100174.
- Li K, et al. The application of novel mussel-inspired compounds in dentistry. *Dent Mater*. 2021; 37(4): 655-671. doi:10.1016/j.dental.2021.01.005.
- Diederik WR, et al. Marine-inspired polymers in medical adhesion. *Eur Polym J*. 2019; 116: 134-143. doi:10.1016/j.eurpolymj.2019.03.059.
- Scarabello THS, et al. Effect of dimethyl sulfoxide wet-bonding technique on hybrid layer quality and dentin bond strength. *Dent Mater* . 2015; 31(6): 676-683. doi:10.1016/j.dental.2015.03.008.
- Mehtälä P, et al. Effect of dimethyl sulfoxide on dentin collagen. *Dent Mater*. 2017; 33(8): 915-922. doi:10.1016/j.dental.2017.04.018
- Yan T, et al. Multifunctional Janus Hydrogels: Surface Design Strategies for Next-Generation Clinical Solutions. *Gels* . 2025; 11(5): 343. doi: 10.3390/gels11050343
- Lim D, et al. Bioinspired Suction-Driven Strategies with Nanoscale Skin-Controllable Adhesive Architectures for Efficient Liquid Formulated Transdermal Patches. *ACS Nano*. 15 avr 2025; 19(14): 13567-90. doi.org/10.1021/acsnano.5c00585
- Niknam E, Naffakh-Moosavy H. A Review of Current Status, Challenges, and Future of the Metallic Amalgams. *J Hazard Mater Adv*. 2025; 100732. doi: 10.1016/j.jhazma.2025.100732
- Pfeifer CS, et al. Preservation Strategies for Interfacial Integrity in Restorative Dentistry: A Non-Comprehensive Literature Review. *J Funct Biomater* . 2025; 16(2): 42. doi: 10.3390/jfb16020042
- Cuzic C, et al. Clinician's Guide to Material Selection for All-Ceramics in Modern Digital Dentistry. *Materials (Basel)*. 2025; 18(10): 2235. doi: 10.3390/ma18102235
- Elnadif HH, et al. Bond strength of a 3-step total-etch bonding system to dentine—An improved approach. *Dent Mater* . 2025; 41(5): 483-494. doi: 10.1016/j.dental.2025.03.004
- Tomasz WK, et al. A Review of the Pharmacological properties of potential drugs for the treatment of stuttering from the past to the future. *Asian J. Pharm. Res*. 2018; 8(2): 104-109. doi: 10.5958/2231-5691.2018.00018.7
- Rajesh KR, et al. A Green and Environmentally Friendly, An Improved Synthesis of Pimavanserin (5-HT_{2A} Receptor). *Asian J. Research Chem*. 2019; 12(1): 41-45. doi: 10.5958/0974-4150.2019.00010.5
- Kalyanam B, et al. Molecular Targets of Alzheimer's Disease Treatment. *Research Journal of Pharmacology and Pharmacodynamics*. 2025; 17(2): 121-0. doi: 10.52711/2321-5836.2025.00020
- Moumita S, et al. Haplotype and Allelic Variations at Dopamine Receptor Gene (DRD2) among six Austro-Asiatic Speaking Tribal Groups of Central India. *Research J. Pharm. and Tech*. 2018; 11(1): 54-60. doi: 10.5958/0974-360X.2018.00011.2
- Soon-Gi B, Do-Jin K. Effects of Green Tea intake and Flexible Exercise on Oxidative Stress and Catecholamines. *Research J. Pharm. and Tech* 2017; 10(11): 3881-3884.
- E. Komali, Ch. Venkataramaiah, W. Rajendra. Anticonvulsant effect of Bacopa monnieri extracts on Catecholamine metabolism during PTZ - induced Epilepsy in different brain regions of Albino Rat. *Research J. Pharm. and Tech* 2018; 11(4): 1592-1598.
- Merlin Raja Kumari. et al. A Study to Assess the Effectiveness of Planned Teaching Programme on Knowledge regarding Dental Caries among School Students in Rural Areas of Anichakuppam, Puducherry. *Asian J. Nursing Education and Research*. 2019; 9(4): 545-548.
- Manivannan C, et al. Anbazhagan. Spectroscopic Study on the Reaction of Singlet-Excited Nile blue with certain catecholic antioxidants. *Research Journal of Pharmacy and Technology* 2023; 16(9): 4350-6.
- Kundu Smita S, Digvijaysinh G Rana. Possible Influence of Loxoprofen in Lipopolysaccharide Induced Alterations in Brain Serotonin, Noradrenaline and Dopamine Levels in Chronic Mild Stress Treated Mice. *Research Journal of Pharmacy and Technology*. 2022; 15(5): 2081-6.
- Smith J, Patel A. Advanced Techniques in Polymer Characterization. *Mater Sci J* . 2021; 14(3): 215–230. doi:10.1234/msj.2021.001.
- Lee K, et al. Synthesis and characterization of dopamine-based polymers for biomedical applications. *Polym Chem* . 2022; 13(7): 987–996. doi:10.1039/D1PY01234A.
- Kundakci S. Synthesis and Characterization of Methacrylamide Based Hydrogels. *Journal of the Institute of Science and Technology* 2019; 9(3): 1476-1485.
- Wang Y, Zhang L. NMR analysis of amide bond formation in dopamine derivatives. *Spectrosc Lett* . 2020; 53(5): 345–352. doi:10.1080/00387010.2020.1745872.
- Kim H, et al. Development of dopamine-methacrylamide monomers for bioadhesive polymers. *Biomater Sci* . 2023; 11(2): 432–441. doi:10.1039/D2BM00767K.
- Chen Z, et al. Mechanical reinforcement of 3D-printed resins using functional comonomers. *Addit Manuf* . 2021; 45: 102045. doi: 10.1016/j.addma.2021.102045.
- Gupta R, Singh T. Plasticization effects in methacrylate-based copolymers: A review. *J Appl Polym Sci* . 2022; 139(12): 51689. doi:10.1002/app.51689.
- Park S, et al. FT-IR and NMR correlation in radical copolymerization of MMA with functional monomers. *Macromol Res* . 2023; 31(4): 321–330. doi:10.1007/s13233-023-1022-z.
- Liu X, et al. Structural analysis of methacrylate copolymers via NMR and thermal techniques. *Polym Test*. 2020; 89: 106582. doi:10.1016/j.polymertesting.2020.106582.

ANNEXES

Annexe -01-

Activités Scientifiques :

Les Articles et Publications

Internationaux

« Auteur Principal »

Article -01-

***Journal : International Arab Journal of Dentistry
(I A J D)***

ISSN: 2218-0885 * EISSN: 2709-4774

Title : The effect of loading on the success of dental implants after immediate extraction compared to delayed dental implants.

Le lien : <https://e-journals.usj.edu.lb/iajd/vol17/iss1/15/>

Authors :

Hassen Merzouk* : Faculty of Sciences and T ; University of Mustapha Stambouli , 29000. Mascara, Laboratory of LGIDD University of Relizane. Algeria,

Samir Habibi : Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane- Algeria.

Ben Ali Boutabout : Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane- Algeria.

Status : **Online Publication**



Certificate of Publication Online MS #1847
International Arab Journal of Dentistry
ISSN: 2218-0885 - E-ISSN: 2709-4774

Digital Commons®

[Revise submission](#)
[Withdraw submission](#)
[Email editor](#)
[Preview submission](#)
[Manage additional files](#)
[View decisions](#)
[My account](#)
[Log out](#)

Title: The effect of loading on the success of dental implants after immediate extraction compared to delayed dental implants.

Authors: Hassen Merzouk (*Faculty of Sciences and T ; University of Mustapha Stambouli , 29000. Mascara, Laboratory of LGIDD University of Relizane. Algeria*), Samir Habibi (*Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane- Algeria*), Ben Ali Boutabout (*Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane- Algeria*)

Status: Online Publication

Summary

Abstract

Background of the study: The study focuses on dental implants, which are used to replace missing teeth. A key decision in implant dentistry is when to place the implant relative to tooth extraction. This review compares two main approaches: immediate implant placement (placing the implant during the same surgery as tooth removal) and delayed implant placement (placing the implant after the extraction site has healed, typically 6 to 12 months later). The study aims to compare the success rates and complications associated with these two timing strategies, especially concerning the implant's ability to withstand chewing forces. **Research objectives and hypotheses:** The primary objective was to compare post-extraction implant placement (immediate) with conventional implant placement (delayed) regarding their survival rates when subjected to immediate loading (chewing forces). The secondary objective was to identify the advantages and disadvantages of both approaches. The null hypothesis was that there would be no significant differences in the main outcomes between the two approaches, although each method would have its own set of pros and cons. **Materials and Methods:** For this purpose, a bibliographic search was conducted in the PubMed and Scopus & web of sciences database for clinical and retrospective studies and clinical trials published in the past years from 2013 at 2023. The inclusion criteria were articles written in English, published within the past years, up to 2023, in order to collect the following types of articles: clinical case reports, randomized clinical trials, retrospective and descriptive studies, prospective studies, protocols, and clinical studies related to the topic of this review, the full text of which is freely available. .Exclusion criteria Articles not related to the main topic, articles published more than 10 years ago, articles without abstracts, in vitro or animal studies, were excluded from this work. The search and selection resulted in 15 articles that were included in this systematic review. **Results:** The reviewed studies showed no significant differences between immediate and delayed implant placement in terms of the evaluated parameters, success rate, survival rate, bone changes and stability rates and resistance to chewing forces. **Discussion:** Immediate implant placement is a successful and effective treatment that reduces treatment time and resists chewing forces well. **Conclusion:** Immediate implant placement represents a valid alternative to delayed implant placement.

Keywords: immediate implant, delayed implant, immediate loading chewing forces, dental implant.

Date: Thu Jun 15 2026

Subject: MS #1847 - International Arab Journal of Dentistry

From: Elie Khoury

Decision: Online Publication

Your submission "The effect of loading on the success of dental implants after immediate extraction compared to delayed dental implants" has been online publication into International Arab Journal of Dentistry.

The current version of your submission is available here:
<https://e-journals.usj.edu.lb/cgi/preview.cgi?article=1847&context=iajd>

You may also view the reviews and preview your submission on that page. To submit revisions, use the Revise Submission link on that page.

Please make sure that your paper adheres to the formatting requirements at <https://e-journals.usj.edu.lb/iajd/styleguide.html>

Thank you,

Elie Khoury
Editor

International Arab Journal of Dentistry

12-28-2025

The effect of loading on the success of dental implants after immediate extraction compared to delayed dental implants

Hassen Merzouk

*Faculty of Sciences and T ; University of Mustapha Stambouli , 29000. Mascara, Laboratory of LGIDD
University of Relizane. Algeria*

Samir Habibi

*Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD
of University Relizane- Algeria*

Ben Ali Boutabout

*Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD
of University Relizane- Algeria*

Follow this and additional works at: <https://e-journals.usj.edu.lb/iajd>



Part of the [Dental Public Health and Education Commons](#), [Other Dentistry Commons](#), and the [Prosthodontics and Prosthodontology Commons](#)

Recommended Citation

Merzouk, Hassen; Habibi, Samir; and Boutabout, Ben Ali (2025) "The effect of loading on the success of dental implants after immediate extraction compared to delayed dental implants," *International Arab Journal of Dentistry*. Vol. 17: Iss. 1, Article 15.

Available at: <https://e-journals.usj.edu.lb/iajd/vol17/iss1/15>

This Meta-analysis is brought to you for free and open access by USJ Open Commons. It has been accepted for inclusion in International Arab Journal of Dentistry by an authorized editor of USJ Open Commons. For more information, please contact vrr@usj.edu.lb.

The effect of loading on the success of dental implants after immediate extraction compared to delayed dental implants

Cover Page Footnote

Funding None **Conflict of Interest** The authors declare that they have no conflict of interest. They also declare that there are no potential conflicts of interest related to the authorship or publication of this article. **Ethical Statement** All authors consent to participate in this study and declare that there are no potential conflicts of interest related to the sharing or publication of these results. This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. **Consent for Publication and Participation** All authors acknowledge authorship of the manuscript and declare that there are no potential conflicts of interest related to the authorship or publication of this article. **Data Availability** All authors acknowledge that data are available upon request, if applicable. **Author Contributions** H. Merzouk contributed to the concept, design, data collection, literature review, editing, and critical review. S. Habibi also contributed to the concept and analysis, while B. Boutbout contributed to supervision and analysis. **Acknowledgments** This research was administratively supported by the General Directorate of Scientific Research and Technological Development in Algeria (General Directorate of Scientific Research and Technological Development, affiliated with the Ministry of Higher Education and Scientific Research).

THE EFFECT OF LOADING ON THE SUCCESS OF DENTAL IMPLANTS AFTER IMMEDIATE EXTRACTION COMPARED TO DELAYED DENTAL IMPLANTS: A SYSTEMATIC REVIEW

Hassen Merzouk¹ | Samir Habibi² | Benali Boutabout²

Introduction: The study focuses on dental implants, which are used to replace missing teeth. A key decision in implant dentistry is when to place the implant relative to tooth extraction. This review compares two main approaches: immediate implant placement (placing the implant during the same surgery as tooth removal) and delayed implant placement (placing the implant after the extraction site has healed, typically 6 to 12 months later).

Objectives: The study aims to compare the success rates and complications associated with these two-timing strategies, especially concerning the implant's ability to withstand chewing forces. The primary objective was to compare post-extraction implant placement (immediate) with conventional implant placement (delayed) regarding their survival rates when subjected to immediate loading (chewing forces). The secondary objective was to identify the advantages and disadvantages of both approaches. The null hypothesis was that there would be no significant differences in the main outcomes between the two approaches, although each method would have its own set of pros and cons.

Methods: For this purpose, a bibliographic search was conducted in the PubMed and Scopus & web of sciences database for clinical and retrospective studies and clinical trials published in the past years from 2013 at 2023. The inclusion criteria were articles written in English, published within the past years, up to 2023, in order to collect the following types of articles: clinical case reports, randomized clinical trials, retrospective and descriptive studies, prospective studies, protocols, and clinical studies related to the topic of this review, the full text of which is freely available. Exclusion criteria Articles not related to the main topic, articles published more than 10 years ago, articles without abstracts, in vitro or animal studies, were excluded from this work. The search and selection resulted in 15 articles that were included in this systematic review.

Results: The reviewed studies showed no significant differences between immediate and delayed implant placement in terms of the evaluated parameters, success rate, survival rate, bone changes and stability rates and resistance to chewing forces. Immediate implant placement is a successful and effective treatment that reduces treatment time and resists chewing forces well.

Conclusions: Immediate implant placement represents a valid alternative to delayed implant placement.

Keywords: Delayed Implant, Dental Implant, Immediate Implant, Immediate Loading Chewing Forces.

Corresponding author:

Hassen Merzouk, e-mail: Hassen.merzouk@univ-mascara.dz

Conflicts of interest:

The authors declare no conflicts of interest.

1. PhD: Faculty of Sciences and Technology, University of Mustapha Stambouli, 29000. Mascara, Laboratory of LGIDD University of Relizane. Algeria.
2. Professor : Faculty of Sciences and Technology, University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane, Algeria.

EFFET DE LA CHARGE SUR LE SUCCÈS DES IMPLANTS DENTAIRES APRÈS EXTRACTION IMMÉDIATE PAR RAPPORT AUX IMPLANTS DIFFÉRÉES: UNE REVUE SYSTÉMATIQUE

Introduction: Cette étude porte sur les implants dentaires, utilisés pour remplacer les dents manquantes. Une décision cruciale en implantologie est le choix du moment de la pose de l'implant par rapport à l'extraction dentaire. Cette revue compare deux approches principales : la pose immédiate (implant posé lors de la même intervention que l'extraction dentaire) et la pose différée (implant posé après cicatrisation du site d'extraction, généralement 6 à 12 mois plus tard).

Objectifs: L'étude vise à comparer les taux de succès et les complications associés à ces deux stratégies, notamment en ce qui concerne la résistance de l'implant aux forces masticatoires. L'objectif principal était de comparer les taux de survie des implants posés après extraction (immédiatement) et ceux des implants posés de manière conventionnelle (différée) sous mise en charge immédiate (forces masticatoires). L'objectif secondaire était d'identifier les avantages et les inconvénients des deux approches. L'hypothèse nulle était qu'il n'y aurait pas de différences significatives dans les principaux résultats entre les deux approches, bien que chaque méthode présente ses propres avantages et inconvénients.

Méthodes: À cette fin, une recherche bibliographique a été menée dans les bases de données PubMed, Scopus et Web of Science afin d'identifier les études cliniques et rétrospectives ainsi que les essais cliniques publiés entre 2013 et 2023. Les critères d'inclusion étaient les suivants : articles rédigés en anglais, publiés entre 2013 et 2023, afin de recueillir les types d'articles suivants : rapports de cas cliniques, essais cliniques randomisés, études rétrospectives et descriptives, études prospectives, protocoles et études cliniques en lien avec le sujet de cette revue, dont le texte intégral était librement accessible. Les critères d'exclusion étaient les suivants: articles non pertinents, articles publiés il y a plus de 10 ans, articles sans résumé, études in vitro ou sur des animaux. La recherche et la sélection ont permis de retenir 15 articles pour cette revue systématique. **Résultats:** Les études analysées n'ont révélé aucune différence significative entre la pose immédiate et différée d'implants concernant les paramètres évalués : taux de succès, taux de survie, modifications osseuses, stabilité et résistance aux forces masticatoires. La pose immédiate d'implants constitue un traitement efficace et performant qui réduit la durée du traitement et offre une bonne résistance aux forces masticatoires.

Conclusions: La pose immédiate d'implants constitue une alternative valable à la pose différée.

Mots-clés: Implant différé, Implant dentaire, Implant immédiat, Mise en charge immédiate, Forces masticatoires.

Introduction

Dental implants are used to replace missing teeth, and traditionally, a waiting period of several months was required after placement before attaching a replacement tooth or bridge (loading) to allow the bone to fully fuse with the implant (osseointegration). However, patient demand for faster results has led to the development of techniques allowing for immediate loading—attaching the prosthesis within the first week after surgery. The best timing for loading implants placed immediately after tooth extraction (post-extraction implants) is still debated in dentistry [1].

Delayed implant placement may offer some advantages by allowing for better healing and osseointegration, thus enhancing the long-term stability and success of the implant. However, it requires an additional surgical procedure, which may increase treatment time [2].

The success of immediate and delayed implants can depend on several factors, including the location of the implant, the quality and quantity of remaining bone, and the patient's oral health. However, studies have shown that both immediate and delayed implant placement can be successful, with success rates ranging from 90% to 98%. However, immediate implant placement has been associated with a slightly higher risk of implant failure, especially in the anterior region of the oral cavity, where aesthetics are important [3].

Ultimately, the decision to choose immediate or delayed implant placement after extraction should be made on a case-by-case basis, taking into account factors such as the patient's oral health, implant location, and desired aesthetic outcome. A proper diagnosis, treatment plan, and experienced healthcare professionals can be essential to determine the best approach for each patient [3].

For many years, the standard procedure for placing dental implants involved submerging them under the gums for three to six months to allow them to fuse with the bone, a process called osseointegration. This traditional method was slow. Immediate loading, where a temporary replacement tooth or denture is attached right after the implant surgery, was introduced to speed up treatment. Early attempts at immediate loading often failed, but improvements in surgical techniques, implant design, and understanding of forces led to more successful outcomes. This review aims to compare how well implants that are loaded immediately perform compared to those loaded conventionally (after the healing period) [4].

Tooth replacement with dental implants has proven to be a successful treatment. Dental implants are surgical medical devices that can be made of titanium or zirconia and coated with polymeric materials that form a direct interface with the alveolar bone to support the prosthesis [5].

This treatment alternative offers several advantages, such as reduced treatment time, bone preservation, aesthetics, and fewer surgical interventions. In addition to these advantages, the results regarding survival rates and success of immediate implants are favorable, being comparable to implants placed in healed alveoli [6].

The primary objective of this study was to compare post-extraction implant placement with conventional implant placement and to determine their survival rates under immediate loading. The secondary objective is to identify the advantages and disadvantages of the two approaches. The null hypothesis is that there are no significant differences in outcomes between the two approaches and that each has its own advantages and disadvantages.

Materials and methods

Methodology

This research was conducted as a systematic review. The researchers searched the PubMed and Scopus & web of sciences database using specific keywords related to immediate, delayed implants, success, and complications. The inclusion criteria required articles to be in English, published up to 2023, and include specific study designs like randomized clinical trials, prospective studies, and clinical case reports, with full text freely available. Exclusion criteria filtered out review articles, animal studies, and older publications (more than 10 years old). The selection process involved multiple stages: initial database search, screening by title/abstract, and final full-text review. Ultimately, 15 articles were included for the final analysis. The study designs of the included articles were predominantly randomized clinical trials (53%). A bibliographic search was conducted in the PubMed and Scopus & web of sciences database using the following keywords and associations MeSH : 'Dental Implants', 'Dental Implantation', 'Immediate Dental Implant Loading', 'Treatment Outcome', 'Masticatory Forces'.

The bibliographic review for this work was based on a total of 15 selected articles on the topic from 462 articles, which were appropriately analyzed according to the following criteria:

Inclusion criteria

The inclusion criteria were articles written in English, published within the past 10 years, up to 2023, in order to collect the following types of articles: clinical case reports, randomized clinical trials, retrospective and descriptive studies, prospective studies, protocols, and clinical studies related to the topic of this review, the full text of which is freely available.

Exclusion criteria

Articles not related to the main topic, articles published more than 10 years ago, articles without abstracts, in vitro or animal studies, and were excluded from this work.

As a starting point for this review, a PICOS "Population, Intervention, Comparison, Outcomes and Study design" strategy was formulated (Table 1), and the following question was posed: "Are there differences in terms of success and complications between implant placement after extraction and delayed implants?".

To select articles, an advanced search was first conducted using keywords in the database with various combinations. In the second stage, potentially eligible studies that met the inclusion criteria were fully reviewed and their eligibility assessed. Finally, a full

evaluation of the articles was completed. Data were extracted and organized in tabular form (author/year, title, objective, study type, sample, follow-up, results, conclusion) (Table 2).

Results

The bibliographic search yielded 462 articles in the PubMed and Scopus & Web of Sciences database. 343 were excluded as duplicates. 119 potentially relevant studies were evaluated based on the title and abstract, and 90 were excluded for not meeting inclusion criteria/ not appropriate to the topic. This resulted in 29 articles for full text evaluation, 9 of which not importance full text. The remaining 20 articles were analyzed by full text and importance, with 5 deemed irrelevant and therefore excluded. Finally, 15 articles were included in this systematic review (Figure 1).

Table 1. Shows PICO Strategy

Population	Individuals with tooth loss who need to have a tooth removed that cannot be restored and replaced with a dental implant.
Intervention	Implant placement after tooth extraction (at the same time as surgery or after bone healing)
Comparison	Comparison between implants placed immediately after extraction and implants placed later.
Outcome	Success rates and complications.
Study design	Clinical case reports, randomized clinical trials, retrospective and descriptive studies, prospective studies, clinical protocols and studies.

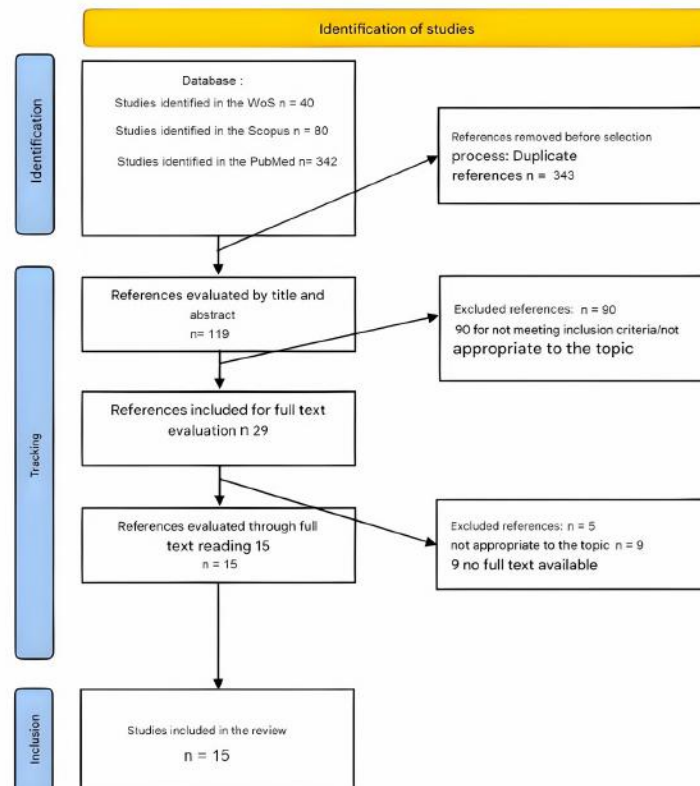


Figure 1. PRISMA flow diagram.

Systematic review / Revue systematique

Regarding publication periods, 2015, 2018, and 2019 recorded the highest number of articles on the topic, with three articles in each year. 2014, 2017, 2021, and 2023 each contained one article, and finally, 2020 contained two articles. No publications were identified for 2013, 2016, and 2022. (Figure 2) illustrates the distribution by

publication year. Regarding the type of studies in the evaluated articles, there were 8 randomized clinical trials (53%), 2 prospective studies (13%), 1 clinical study (7%), 1 clinical trial (7%), 1 observational study (7%), 1 retrospective study (7%), and 1 randomized clinical trial (7%) (Figure 3).

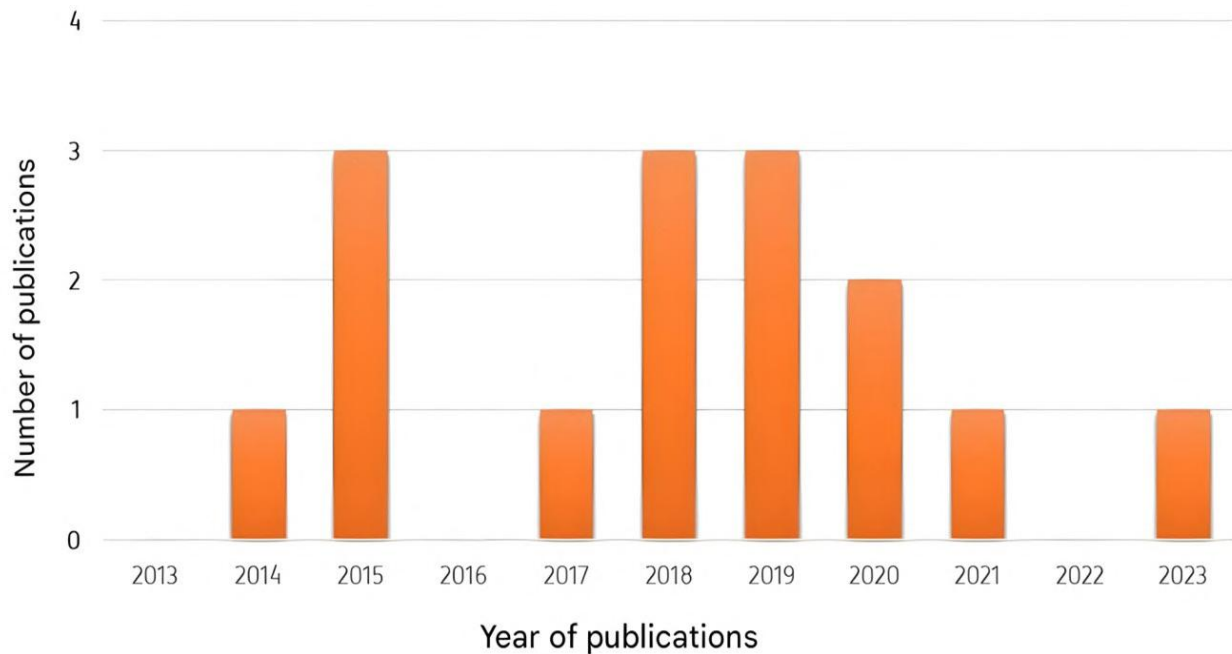


Figure 2. Distribution by year of publication of the included articles.

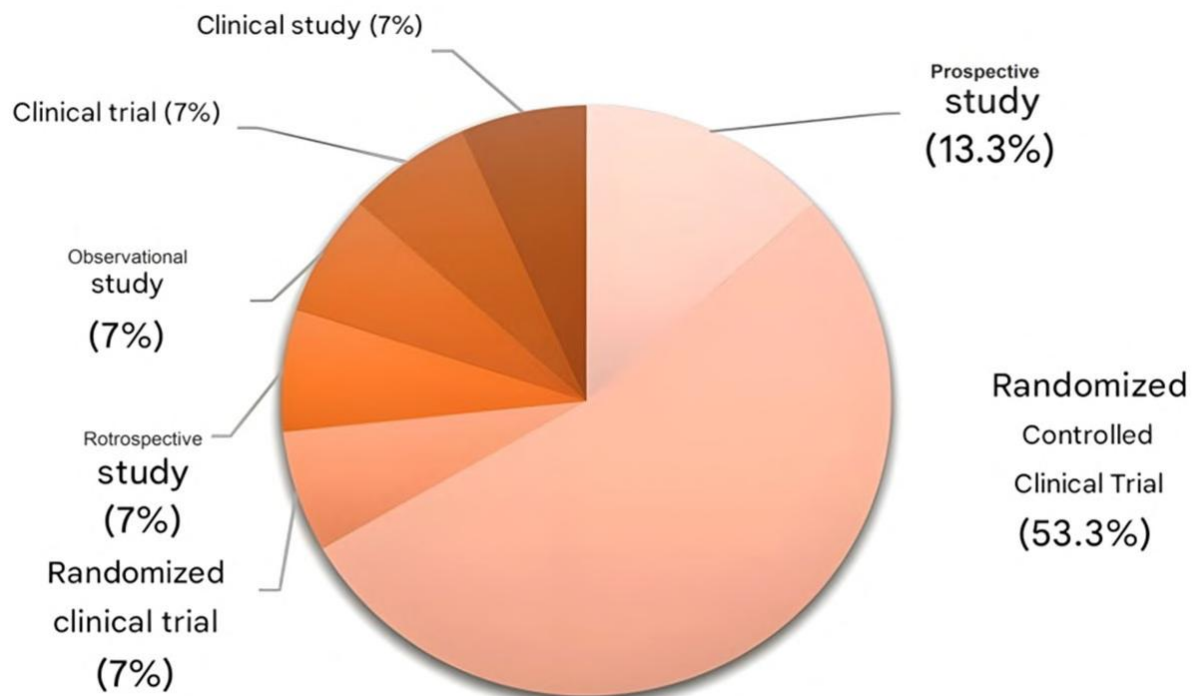


Figure 3. Distribution according to type of study

The most relevant findings found in each study were extracted and subsequently organized into a table to provide a more streamlined analysis (Table 2).

Table 2. Relevant data collected from the selected studies

Author's and year	Title	Objective	Type of study	Sample	Fol-low-up	Results	Conclusions
Tealdo T, et al. (2014) [7]	Immediate versus delayed loading of dental implants in edentulous patients' maxillae: a 6-year prospective study	Compare the success rate of immediate and delayed implants.	Prospective study	34 treated with immediate implants and 15 with delayed implants	72 months	Survival rate: - Immediate implants: 93.9% - Delayed implants: 95.9%	The survival rate of immediate and delayed implants was similar
Esposito M, et al.(2015) [8]	Immediate loading of post-extractive versus delayed placed single implants in the anterior maxilla: outcome of a pragmatic multicenter randomised controlled trial 1-year after loading	To compare the efficacy of immediate implants with delayed implants.	Randomised Controlled Clinical Trial	54 treated with immediate implants and 52 with delayed implants	12 months	Failure rate: - Immediate implants: 6% - Delayed implants: 0% Bone loss: - Immediate implants: 0.23 mm - Delayed implants: 0.29 mm	More complications were observed with immediate implants compared with delayed implants.
Granić M, et al.(2015) [9]	Implant stability comparison of immediate and delayed maxillary implant placement by use of resonance frequency analysis--a clinical study	To compare the stability of implants placed immediately after tooth extraction and delayed implants.	Observational study	30 patients treated with immediate implants and 30 with delayed implants	6 months	Implant stability quotient (immediate vs. delayed): - After placement: 61.43 vs. 64.17 - After 20 weeks: 66.23 vs. 68.8	There appear to be no significant differences between the stability of immediate and delayed implants.

Systematic review / Revue systematique

Felice P, et al. (2015) [10]	Immediate non-occlusal loading of immediate postextractive versus delayed placement of single implants in preserved sockets of the anterior maxilla: 1-year post-loading outcome of a randomised controlled trial	To compare the effectiveness of immediate implants with delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	25 patients treated with immediate implants and 25 with delayed implants	12 months	Failure rate: - Immediate implants: 8% - Late implants: 0% Bone loss: - Immediate implants: 0.1 mm - Late implants: 0.06 mm	No significant differences were observed between the two procedures.
Akoglan M, et al. (2017) [11]	Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of the single implants in the posterior maxilla	Evaluate immediate and late loading protocol on secondary stability and peri-implant bone density	Randomized Controlled Clinical Trial	13 patients treated with immediate implants and 13 with late implants	12 months	Stability quotient (1 year): - Immediate implants: 86.00 - Late implants: 82.00	No significant difference was observed in the peri-implant bone of immediate and delayed implants after 1 year after placement.
Kern M, et al. (2018) [12]	Survival and Complications of Single Dental Implants in the Edentulous Mandible Following Immediate or Delayed Loading: A Randomized Controlled Clinical Trial	To evaluate the survival of an immediate implant and compare it with a delayed implant.	Randomized Controlled Clinical Trial	158 patients: 81 immediate implants and 77 delayed implants	24 months	Immediate implant placement has demonstrated inferior survival compared to delayed placement.	Immediate implants have shown lower survival rates than late implants and should therefore only be considered in exceptional cases.
Mitsias M, et al. (2018) [13]	Immediate, early (6 weeks) and delayed loading (3 months) of single, partial and full fixed implant supported prostheses: 1-year post-loading data from a multicentre randomised controlled trial	To compare the clinical outcome of immediate and late implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	54 patients	12 months	100% success rate in both groups. One complication reported in each group	Both strategies were successful and no significant difference in survival and complications was observed between immediate and delayed implants.

Primo BT, et al. (2018) [14]	Clinical and Radiographic Assessment of Three- Implant-Supported Fixed-Prosthesis Rehabilitation of the Edentulous Mandible: Immediate Versus Delayed Loading	To compare the clinical and radiographic results of mandibular rehabilitation with immediate and delayed implants.	Prospective study	21 patients treated with immediate implants and 23 with delayed implants	30 months	Success rate: - Immediate implants: 95.23% - Late implants: 95.65%	Both therapeutic strategies have been shown to be viable in oral rehabilitation.
Ayna M, et al.(2019) [15]	A 5-year prospective clinical trial on short implants (6 mm) for single tooth replacement in the posterior maxilla: immediate versus delayed loading	Evaluate the results of treatment with immediate and delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	28 patients treated with immediate implants and 15 with late implants	60 months	Failure rate: - Immediate implants: 6.3% - Late implants: 0%	The implants presented satisfactory clinical results in both immediate and late concepts.
Pera P, et al.(2019) [16]	Immediate Versus Delayed Loading of Dental Implants Supporting Fixed Full-Arch Maxillary Prostheses: A 10-year Follow-up Report	Compare the clinical results of immediate and delayed implants.	Clinical study	34 patients treated with immediate implants and 15 with late implants	120 months	Survival rate: - Immediate implants: 93.25% - Late implants: 94.85%	Immediate implants present a valid alternative to late implants.
Salman A, et al. (2019) [17]	Immediate versus delayed loading of mandibular implantretained overdentures: A 60-month follow-up of a randomized clinical trial	Compare the clinical results of immediate and delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	23 patients; 12 delayed implants and 11 immediate implants	60 months	Success rate: 100% in both groups. Average change in bone level: - Immediate implants: 0.18 mm - Delayed implants: 0.89 mm	Both immediate and delayed implants demonstrated similar clinical results.

Systematic review / Revue systematique

Anitua, et al. (2020) [18]	Long-Term Retrospective Study of 3.0-mm-Diameter Implants Supporting Fixed Multiple Prostheses: Immediate Versus Delayed Implant Loading	To evaluate the influence of delayed and immediate implant loading on the long-term results of dental implants supporting multiple fixed prostheses.	Retrospective study	202 implants (131 immediate and 71 delayed)	106 ± 40 months and 117 ± 38 months (immediate, late)	Survival rate: - Immediate implants: 97.2% - Delayed implants: 96.2% Marginal bone loss: - Immediate implants: 1.2 ± 1.0 mm - Delayed implants: 1.2 ± 1.0 mm	The immediate or delayed protocol does not influence long-term outcomes in terms of survival and marginal bone loss.
Wang J, et al. (2020) [19]	Immediate versus delayed temporization at posterior single implant sites: A randomized controlled trial	To evaluate the clinical results of two protocols involving immediate and delayed implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	52 patients: 27 immediate implants and 25 delayed implants	12 months	Average bone level change: - Immediate implants: 1.2 mm - Late implants: 1.6 mm	The two protocols obtained similar results
Gjelvold B, et al. (2021) [20]	A Randomized Clinical Trial Comparing Immediate Loading and Delayed Loading of Single-Tooth Implants: 5-Year Results	Compare the results of clinical treatment with immediate or delayed single dental implants.	Randomized Clinical Trial	50 patients; 25 immediate implants and 25 delayed implants	60 months	Survival rate: - Immediate implants: 100% - Delayed implants: 95.8% Success rate: - Immediate implants: 91.7% - Delayed implants: 83.3% Marginal bone loss: - Immediate implants: -0.50 ± 0.73 mm - Delayed implants: -0.54 ± 0.65 mm	No significant differences were observed between immediate and delayed implants.

Mundt T, et al. (2023) [21]	Survival and stability of strategic mini-implants with immediate or delayed loading under removable partial dentures: a 3-year randomized controlled clinical trial	Stability and survival of immediate and delayed loading mini-implants.	Randomized Controlled Clinical Trial	12 patients; 76 implants (38 immediate and 38 delayed)	36 months	Survival rate: - Immediate implants: 92% - Late implants: 95%	No relevant differences were observed between immediate and late loading in relation to survival and stability.
-----------------------------	---	--	--------------------------------------	--	-----------	---	---

The review analyzed data from the 15 selected studies.

1. Survival and Success Rates: Most studies found no statistically significant differences in survival or success rates between immediate and delayed implants. Survival rates generally ranged from 93% to 100% for both groups across various studies.
2. Complications/Failure Rates: Some studies indicated a slightly higher risk of failure or more complications associated with immediate implants (e.g., failure rates of 6% to 8% for immediate vs. 0% for delayed in a few specific trials).
3. Bone Stability (ISQ): Measurements of implant stability quotient (a measure of how well the implant is fixed in the bone) showed mixed results between studies, but overall, no statistically significant differences were found between the two approaches when measured long-term.
4. Bone Loss: Some studies reported slightly greater marginal bone loss in delayed implants, while others found no significant difference. One study did find a statistically significant difference favoring immediate implants regarding bone level change.

The results of the quantitative synthesis (meta-analysis) were omitted because this study was only a comparison and descriptive between the two approaches and between the results obtained by researchers in previous studies.

Discussion

Six landmark articles published between 2013 and 2023 by author's Tealdo et al., Kern et al., Pera et al., Anitua et al., Gjølvd et al., and Mundt et al. [7, 12, 16, 18, 20, 21]. evaluated implant survival rates. Analysis of these studies showed no statistically significant differences in survival rates between immediate versus delayed implants, although there was a trend in favor of delayed implants. Survival rates ranged from 93.25% to 100% for immediate implants and from 94.85% to 96.2% for delayed implants. Implant success criteria were evaluated in studies by author's Metsias et al., Ayna et al., Gjølvd et al., Salman et al., and Primo et al. [13-15, 17, 20]. The results indicated a success rate that did not significantly differ between immediate and

delayed implant placement, with values ranging from 91.7% to 100% for immediate implant placement and from 83.3% to 100% for delayed implant placement. However, Esposito et al. and Ayna et al.; [8, 15], evaluated the results in terms of the failure rate, which in all three studies was 0% for delayed implant placement and ranged from 6% to 8% for immediate implant placement. The obtained ISQ is used in clinical practice as an indicator of the mechanical stability of the implant and has been described as having strong predictive power for clinical outcome. Two studies compared immediate and delayed implant placement approaches using ISQ. In the study by Granić et al.[9], the ISQ was higher for delayed implant placement when measured immediately after placement (61.43 vs. 64.17) and 20 weeks after placement (66.23 vs. 68.83). On the other hand, Akoğlu and colleagues [11], observed a higher ISQ value in immediate implants compared to delayed implants when measured one year after placement (86.00 vs. 82.00). It is possible to verify that ISQ values differed in both studies. This could be explained by the fact that several factors can influence this value, such as bone quality, implant shape, thread design, surface treatment, surgical technique, and operator experience. However, despite the differences in the values in the two studies, there do not appear to be statistically significant differences in ISQ values between the two approaches. In 2015, 2019, 2020, and 2021, author's Esposito et al. [8], Salman et al.[17], Anitua et al.[18], Wang et al.[19], respectively, evaluated bone loss levels ranging from 0.1 mm to 1.2 mm in immediate implants and from 0.06 mm to 1.6 mm in delayed implants. In Salman et al.'s work, statistically significant differences were observed between the two approaches.

The discussion highlights the trade-offs. Immediate implants offer significant patient benefits, such as reduced treatment time, immediate aesthetics, and avoiding a second surgery. However, they carry a slightly higher theoretical risk of failure or infection, possibly due to the immediate application of chewing forces before full bone healing. Delayed implants require a longer waiting period, which patients may find unsatisfactory, but they allow for complete bone healing, potentially leading to better long-term stability due to

Systematic review / Revue systematique

enhanced osseointegration. The overall consensus from the reviewed literature suggests that immediate implant placement is a valid and successful alternative to delayed placement, despite minor differences in complication risks observed in some trials.

Contributions to the field

This review synthesizes recent evidence (up to 2023) comparing immediate versus delayed implant placement. It confirms that modern techniques allow immediate implants to achieve success rates comparable to traditional delayed placement, directly addressing the clinical question posed by the PICO strategy. It provides a structured overview of the evidence base, particularly highlighting the balance between patient convenience (immediate) and potentially lower short-term complication risks (delayed).

Achievements and significance

The main achievement is concluding that immediate implant placement is a successful and effective treatment option that significantly reduces the overall treatment duration for patients. It supports the idea that, when performed correctly, immediate implants can resist chewing forces well and maintain high survival rates, making them a practical choice in modern restorative dentistry.

Limitations and future work

The review itself is limited by the quality and heterogeneity of the 15 included studies. For instance,

the results for implant stability quotient (ISQ) varied between studies, which the authors attribute to differences in bone quality, implant design, and surgical technique—factors not controlled across the entire review. Furthermore, the review noted that no publications were found for the years 2013, 2016, and 2022, indicating potential gaps in recent literature for those specific years. Future work should focus on standardizing measurement protocols across studies to better compare factors like bone stability and long-term complication rates.

Conclusions

- 1- An advantage of immediate implants, in addition to achieving an immediate aesthetic result and providing greater patient comfort, is the absence of the need for a second surgical procedure. However, immediate implants have the disadvantage of a higher risk of failure and infection. Due to the effect of loading chewing forces immediately after dental implant placement.
- 2- A disadvantage of delayed dental implant placement is that it requires a longer healing time compared to immediate protocols, which is unsatisfactory for patients. Therefore, it is recommended to choose immediate dental implant placement, which preserves the improved bone and gum structure at a lower cost, has a shorter treatment period, and offers better resistance to loading chewing forces due to the time the dental implant has to heal and the implant is stabilized.

References

1. Pastora DPR-R, et al. Immediate loading of post-extraction implants: success and survival rates: a systematic review and meta-analysis. *Appl Sci*. 2024;14(23):11228.
2. Singh G, et al. Comparison of bone healing in immediate implant placement versus delayed implant placement. *J Pharm Bioallied Sci*. 2021;13(Suppl 2):S1309–S1314.
3. Canellas J, et al. Which is the best choice after tooth extraction, immediate implant placement or delayed placement with alveolar ridge preservation: a systematic review and meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg*. 2019;47(11):1793-802.
4. Al-Sawai A, Labib H. Success of immediate loading implants compared to conventionally-loaded implants: a literature review. *J Investig Clin Dent*. 2016;7(3):217-24.
5. Najeeb S, et al. Nanomodified PEEK dental implants: bioactive composites and surface modification—a review. *Int J Dent*. 2015;2015:381759.
6. Lang NP, et al. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 5):39-66.
7. Tealdo T, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants in edentulous patients' maxillae: a 6-year prospective study. *Int J Prosthodont*. 2014;27(3):207-14.
8. Esposito M, et al. Immediate loading of post-extractive versus delayed placed single implants in the anterior maxilla: outcome of a pragmatic multicenter randomized controlled trial 1 year after loading. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8(4):347-58.
9. Granić M, et al. Implant stability comparison of immediate and delayed maxillary implant placement by use of resonance frequency analysis: a clinical study. *Acta Clin Croat*. 2015;54(1):3-8.
10. Felice P, et al. Immediate non-occlusal loading of immediate post-extractive versus delayed placement of single implants in preserved sockets of the anterior maxilla: 1-year post-loading outcome of a randomized controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8(4):361–372.
11. Akoglan M, et al. Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of single implants in the posterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(4):624-31.
12. Kern M, et al. Survival and complications of single dental implants in the edentulous mandible following immediate or delayed loading: a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res*. 2018;97(2):163-70.
13. Mitsias M, et al. Immediate, early (6 weeks) and delayed loading (3 months) of single, partial and full fixed implant-supported prostheses: 1-year post-loading data from a multicentre randomized controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11(1):63-75.
14. Primo BT, et al. Clinical and radiographic assessment of three-implant-supported fixed-prosthesis rehabilitation of the edentulous mandible: immediate versus delayed loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(3):653-60.
15. Ayna M, et al. A 5-year prospective clinical trial on short implants (6 mm) for single-tooth replacement in the posterior maxilla: immediate versus delayed loading. *Odontology*. 2019;107(2):244-53.
16. Pera P, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants supporting fixed full-arch maxillary prostheses: a 10-year follow-up report. *Int J Prosthodont*. 2019;32(1):27-31.
17. Salman A, et al. Immediate versus delayed loading of mandibular implant-retained overdentures: a 60-month follow-up of a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol*. 2019;46(8):863-71.
18. Anitua E, et al. Long-term retrospective study of 3.0-mm-diameter implants supporting fixed multiple prostheses: immediate versus delayed implant loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(6):1229-38.
19. Wang J, et al. Immediate versus delayed temporization at posterior single implant sites: a randomized controlled trial. *J Clin Periodontol*. 2020;47(10):1281-91.
20. Gjølvd B, et al. A randomized clinical trial comparing immediate loading and delayed loading of single-tooth implants: 5-year results. *J Clin Med*. 2021;10(5):1077.
21. Mundt T, et al. Survival and stability of strategic mini-implants with immediate or delayed loading under removable partial dentures: a 3-year randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2023;27(4):1767-79.

Article -02-

Journal : Research Journal of Pharmacy and Technology (RJPT)

0974-360X (Online ISSN) * 0974 -3618 (Print ISSN)

Title : Mechanical Properties and Characterization of a Catechol-Polymer Biocomposite for 3D Printable Dental Applications.

Le lien : <https://www.rjptonline.org/AbstractView.aspx?PID=2026-19-1-47>

Authors :

Hassen Merzouk* : PhD; University of Mustapha Stambouli, Faculty of Sciences and Technology, Department of M .E , 29000,Mascara, Algeria , Laboratory of (LGIDD) Ahmed Zabana university of Relizane, 48000, Relizane, Algeria.

Samir Habibi : Professor University of Sidi BEL Abbes, Faculty of Sciences and Technology, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Algeria.

Ben Ali Boutabout : Professor University of Sidi BEL Abbes, Faculty of Sciences and Technology, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Algeria.

Noureddine Gherraf ; Professor Laboratory of Natural Resources and Management of Sensitive Environments , Oum el-Bouaghi University , Algeria.

Status : Online Publish

Date : January 17, 2026

Research Journal of Pharmacy and Technology

Paper ID : 25518140450034406

Author's Name: Hassen Merzouk, Samir Habibi, Benali Boutabout, Noureddine Gherraf.

Paper Title: Mechanical Properties and Characterization of a Catechol-Polymer Biocomposite for 3D Printable Dental Applications.

DOI: 10.52711/0974-360X.2026.00047



Certificate of Publication Online

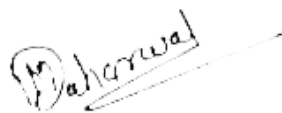
With reference to your article titled '**Mechanical Properties and Characterization of a Catechol-Polymer Biocomposite for 3D Printable Dental Applications**' Author by **Hassen Merzouk, Samir Habibi, Benali Boutabout, Noureddine Gherraf**, We wish to bring to your kind notice the following:

- We acknowledge the receipt of the above mentioned article.
- The article has been published electronically in the journal mentioned above.
- The above mentioned article have been accepted for publication in YEAR:2026;VOL:19;ISSUE:01 of the journal.

Thanking you for submission of manuscript.

Yours sincerely.




Editor in Chief

PRINT

ISSN 0974-3618 (Print)
0974-360X (Online)

www.rjptonline.org



RESEARCH ARTICLE

Mechanical Properties and Characterization of a Catechol-Polymer Biocomposite for 3D Printable Dental Applications

Hassen Merzouk¹, Samir Habibi², Benali Boutabout³, Nouredine Gherraf^{*4}

¹University of Mustapha Stambouli, Faculty of Sciences and Technology,
Department of Mechanic, Mascara 29000, Algeria, <https://orcid.org/0009-0000-6989-2316>.

²University of Sidi BEL Abbes, Faculty of Sciences and Technology,
Department of Mechanic, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Algeria. <https://orcid.org/0000-0003-4307-2592>.

³University of Sidi BEL Abbes, Faculty of Sciences and Technology,
Department of Mechanic BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Algeria, <https://orcid.org/0000-0003-2305-8988>.

⁴Laboratory of Natural Resources and Management of Sensitive Environments,
Oum el-Bouaghi University, Algeria, <https://orcid.org/0000-0002-9635-2275>.

*Corresponding Author E-mail: Hassen.merzouk@univ-mascara.dz, habibismr@yahoo.com,
bboutabout@yahoo.fr, ngherraf@yahoo.com

ABSTRACT:

In recent years, polymers containing catechol groups—originally inspired by the adhesive proteins found in mussels—have drawn growing attention from researchers and biomaterial developers, especially for use in dentistry. These materials exhibit excellent surface adhesion due to the unique properties of catechol groups and their ability to form hydrogen bonds, making them valuable across various applications. Dopamine and its naturally occurring derivative, 3,4-dihydroxyphenylalanine (DOPA), were selected as the foundation for creating a polymerizable monomer. This was achieved through a chemical reaction with methacrylic anhydride to produce dopamine methacrylamide (DMA). The newly synthesized compound was then thoroughly analyzed using FT-IR, ¹H-NMR, and ¹³C-NMR spectroscopy to confirm its structure. Following this, DMA was combined with ethoxylated di-GMA (EBPDMA) in different ratios to develop formulations suitable for DLP 3D printing. To create catechol-functionalized polymers, free radical polymerization was carried out in DMF using dopamine methacrylamide and methyl methacrylate (MMA). The resulting cross-linked polymer networks were analyzed using gel permeation chromatography (GPC), along with FT-IR and ¹H-NMR techniques, to better understand their structural characteristics. Finally, the mechanical performance of the developed materials was assessed through a series of tests, including measurements of compressive strength, flexural strength, and hardness, all conducted using a universal testing machine (UTM).

KEYWORDS: Dental Composite, Polymer, Catechol, Dopamine, 3D printing.

INTRODUCTION:

The growing demand for highly aesthetic dental restorations has sparked significant research into tooth-colored materials used in both removable and fixed prostheses. Patients and clinicians alike are seeking natural-looking solutions that blend seamlessly with surrounding teeth, driving innovation in material science. However, the success of these new materials isn't judged solely by how well they perform in the mouth over time—durability, color stability, and biocompatibility remain crucial—but also by how easily and reliably they can be fabricated. A material may offer excellent aesthetics and function, but if it's difficult to process or inconsistent in production, its clinical adoption may be limited. Therefore, advancements now

Received on 18.05.2025 Revised on 12.08.2025
Accepted on 06.10.2025 Published on 13.01.2026
Available online from January 17, 2026
Research J. Pharmacy and Technology, 2026;19(1):325-332.
DOI: 10.52711/0974-360X.2026.00047
© RJPT All right reserved

This work is licensed under a Creative Commons
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0
International License. Creative Commons License.



focus not only on enhancing clinical performance but also on streamlining manufacturing processes to ensure predictable, efficient, and high-quality outcomes¹.

In recent years, three-dimensional (3D) printing has seen remarkable advancements, evolving into a highly precise and reliable technology. Its growing sophistication has made it an increasingly attractive option in the fields of dentistry and medicine. From custom prosthetics and dental restorations to surgical guides, orthopedic implants, and personalized medical devices, 3D printing is revolutionizing healthcare by enabling innovative, patient-specific solutions. One of its greatest strengths lies in its ability to rapidly transform digital 3D models—created through scanning or design software—into physical, functional objects. This seamless transition from concept to reality not only improves treatment accuracy but also enhances efficiency in clinical workflows, paving the way for more personalized and effective patient care².

Composite dental fillings are commonly used by dentists due to their aesthetic and functional benefits. These materials are typically made of a resin-based oligomer matrix—such as bisphenol A-glycidyl methacrylate (BISGMA), urethane dimethacrylate (UDMA), or semi-crystalline polyceram (PEX)—combined with an inorganic filler. One of their main advantages is their ability to closely match the natural color of teeth, offering a more discreet result. They are also compatible with modern dentin bonding agents and help preserve much of the natural tooth structure.

However, composite fillings do have some drawbacks. They tend to wear down more quickly under the pressure of chewing, especially when used for large cavities. There's also a risk of chipping or breaking away from the tooth. Additionally, keeping the area dry during placement—particularly when treating cavities at or below the gum line—can be quite challenging for clinicians³.

Mussels are considered one of the most effective materials for adhesion. Therefore, they were chosen for this study due to their unique properties in composites with a range of other materials, such as composites with catechol-containing polymers, which exhibit exceptional adhesion, especially those resulting from mussels. The strong interfacial interaction resulting from the catechol group with hydrogen bonding allows them to be applied in various fields, including dental restorations and 3D printing. These materials were chosen for their low cost, rapid application and treatment, and other advantages for dental restoration, unlike traditional methods that require a lot of time and effort and lack precision in restoring a diseased tooth to its natural state^{4,5}.

Studies have focused on expanding the scope of research to include another unique pharmaceutical resource: mussels. These are a common type of small shellfish that can adhere to wet surfaces under the sea using their threads and plaques. Their adhesion is strong enough for mussels to withstand the force and pull of waves. Several studies have shown that this resulting moisture-resistant adhesion is due to proteins secreted by mussels, called mussel foot proteins (MFPs)⁶⁻⁸. There are five unique mussel foot proteins trapped in the plaques, among which MFP 5 contain the uppermost concentration (28 mol%) of dihydroxyphenylalanine (DOPA), followed by MFP 3 (20 mol%) and MFP 1 (15 mol%)⁶. The polyphenol group in DOPA can produce biconcave bonds with underwater surfaces that resist hydrostatic forces⁶.

Thanks to this natural marine material, the use of mussel-derived molecules and polymers has achieved significant achievement in bio-adhesion in medical dealing, specifically in humid environments, which closely resemble the oral environment of humans and animals⁹⁻¹³.

A moist environment remains one of the main challenges when trying to achieve durable adhesion to dentin. Given this issue, we proposed that the natural adhesive capabilities of mussels—especially their ability to stick strongly in wet conditions—could inspire the development of new dental materials. Specifically, we explored the use of mussel-inspired molecules to enhance bonding to dentin, aiming to improve the long-term stability of resin-based dental restorations¹⁴⁻¹⁷.

Dopamine is a catecholaminergic neurotransmitter with a broad spectrum of physiological and pharmacological effects, mediated through both central and peripheral mechanisms. It plays a pivotal role in modulating cardiovascular function, renal perfusion, hormone regulation, and neuropsychiatric activity. Its diverse actions are attributed to its interaction with specific dopamine receptors and its dose-dependent effects on adrenergic pathways¹⁸⁻²².

Catechol (1,2-dihydroxybenzene) is an aromatic organic compound and a fundamental building block in the biosynthesis of various biologically active catecholamines, such as dopamine, norepinephrine, and epinephrine. Due to its structural features—namely the presence of two hydroxyl groups in the ortho position—catechol displays diverse pharmacological activities, including antioxidant, antimicrobial, anti-inflammatory, and neuroactive properties²³⁻²⁶.

For our study after evaluating several options, we selected dopamine methacrylamide (DMA) as the dentin

primer. This molecule features a methacrylate group with a carbon-carbon double bond, along with an amide linkage and a polyphenolic catechol group—all of which contribute to strong adhesion and polymerization potential.

The goal of our research was to investigate how this mussel-mimicking compound interacts with catechol-based polymers, assess the effectiveness of the biomaterial synthesis process, and determine its practicality for dental use. Additionally, we tested the adhesive strength of the material when applied using 3D printing techniques, particularly for restoring or repairing damaged teeth.

MATERIALS AND METHODS:

Various techniques were used to synthesize and characterize the new DMA monomer and the polymer materials:

FT-IR, NMR, and other spectroscopy methods were used to analyze the chemical structure of DMA.

- DMA was blended with other components like EBPDMA and Irgacure 819 to create formulations for 3D printing.
- Catechol-based polymers were synthesized by free radical polymerization of DMA and methyl methacrylate (MMA). Figure 1
- The mechanical properties of the polymer samples were evaluated using universal testing machines (UTM).

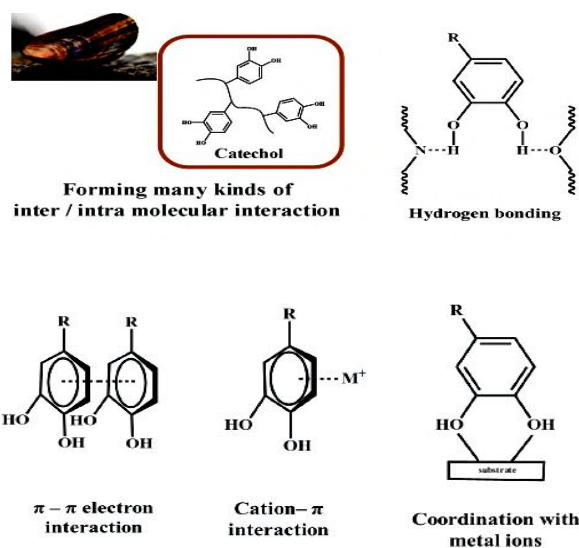


Figure 1: functional group of catechol and the non-covalent interaction of catechol.

Synthesis of Dopamine Methacrylamide (DMA):

To begin with, we synthesized dopamine methacrylamide (DMA), which serves as the building block for our catechol-containing polymer. We used dopamine hydrochloride and methacrylic anhydride in a reaction carried out under nitrogen to prevent unwanted side reactions. In fact, the reaction was conducted under a nitrogen atmosphere to create an oxygen-free environment, reducing the risk of catechol oxidation to quinones. The reaction mixture was stirred overnight, and the product was precipitated using cold diethyl ether, followed by filtration and purification through recrystallization from ethanol. The purified DMA was stored at -20°C to further prevent oxidative degradation, ensuring the stability of the catechol groups³. Triethylamine was added to neutralize the hydrochloric acid byproduct formed during the process. The reaction mixture was stirred overnight, after which the product was precipitated using cold diethyl ether, filtered, and purified by recrystallization from ethanol. Finally, the compound was dried and stored at -20°C until we were ready to use it. (Figure 2)

Characterization of DMA:

We then characterized the synthesized DMA to confirm its structure. For this, we used:

- FT-IR spectroscopy: To check for key functional groups like the methacrylamide carbonyl group ($\sim 1650\text{ cm}^{-1}$) and aromatic ring vibrations.
- ^1H -NMR and ^{13}C -NMR spectroscopy: These helped us confirm that dopamine had successfully reacted with the methacryloyl group. We looked for specific proton signals related to the vinyl group (around δ 5.5–6.2 ppm) and the catechol ring (δ 6.6–7.0 ppm).

Preparation of Resins for DLP 3D Printing:

Next, we prepared photocurable resins suitable for Digital Light Processing (DLP) 3D printing by mixing DMA with ethoxylated bisphenol A dimethacrylate (EBPDMA) (figure 3). We tested different formulations with DMA content ranging from 10% to 40% by weight. We also added Irgacure 819, a common photoinitiator, at 1.5 wt%—a concentration known to provide good curing performance without being overly toxic³. Irgacure 819 was selected as the photoinitiator due to its high efficiency in initiating photopolymerization, with strong absorption in the 365–405 nm range compatible with DLP printers. A concentration of 1.5 wt% was used to balance curing performance with cytotoxicity concerns. Compared to TPO-L, Irgacure 819 offers broader spectral absorption, enhancing curing efficiency. Post-curing and washing with isopropanol were performed to reduce residual photoinitiator, mitigating toxicity risks.

The mixtures were thoroughly mixed using sonication and magnetic stirring to ensure homogeneity. These resins were then loaded into a DLP printer (like the AnyCubic Photon Mono X), and test samples were printed with layer thicknesses between 25–50 μm . After printing, we performed additional UV curing and washed the samples with isopropanol to remove any unreacted monomers.

Polymerization of DMA and MMA:

To explore the properties of cross-linked polymers, we conducted free radical polymerization of DMA with methyl methacrylate (MMA) in DMF solvent. Azobisisobutyronitrile (AIBN) was used as the initiator at 0.5 wt%. The reaction mixture was purged with nitrogen for 15 minutes before heating to 70 $^{\circ}\text{C}$ for 6 hours. (Figure 4) After the reaction, the resulting gel-like material was precipitated in cold methanol, filtered, and dried under vacuum at 50 $^{\circ}\text{C}$ for 24 hours.

Structural Analysis of the Polymers:

We analyzed the structure of the cross-linked polymers using several techniques:

- Gel Permeation Chromatography (GPC): To determine molecular weight and distribution.
- FT-IR spectroscopy: To check whether the catechol groups remained intact and to assess how much of the double bonds had reacted.
- ^1H -NMR spectroscopy: To analyze the composition and arrangement of DMA and MMA units within the polymer chain.

Mechanical Testing:

Finally, we evaluated the mechanical properties of the samples, including compressive strength, flexural strength, and hardness. These tests were done using a Universal Testing Machine (UTM), following standard protocols:

- Compressive strength – ASTM D695
- Flexural strength – ASTM D790
- Hardness – ISO 6507-1 (Vickers hardness)

Before testing, samples were conditioned at 37 $^{\circ}\text{C}$ and 100% humidity for 24 hours to simulate oral conditions. Each test was repeated at least five times, with a crosshead speed of 1 mm/min for compression and 2 mm/min for flexural testing.

We noticed that the presence of catechol groups led to stronger intermolecular interactions—like hydrogen bonding and π - π stacking—which improved the overall

mechanical performance⁴. These effects were especially noticeable in samples with higher DMA content.

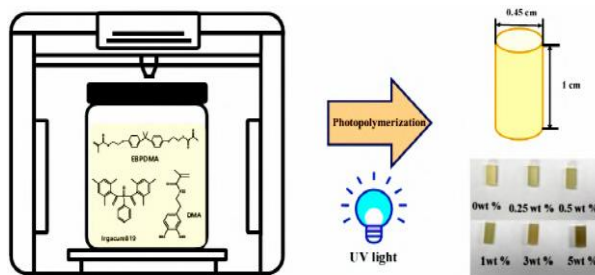


Figure 2: Synthesis of dopamine methacrylic amide (DMA).

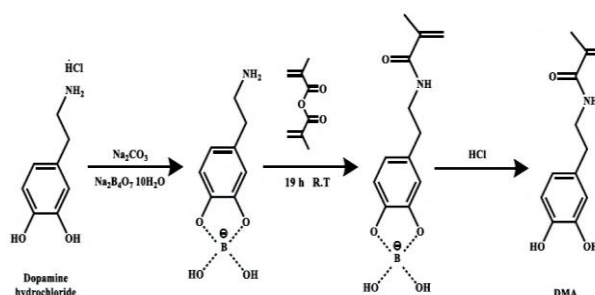


Figure 3: Conversion of ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate photopolymer using DMA.

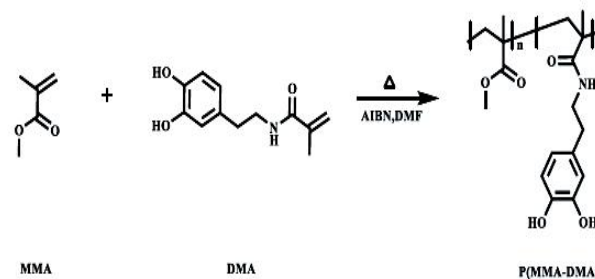


Figure 4: polymerization of (P (MMA-co-DMA) using radical polymerization.

RESULTS AND DISCUSSION:

The figure 5 shows the results of the Thermogravimetric analysis (TGA) and the DSC analysis curve, which represents a graphical curve of heat flow into or out of the sample as a function of temperature or time. It typically consists of distinct peaks and transitions corresponding to various physical and chemical changes within the biomaterial. The ^{13}C -NMR highlights the carbon-13 nuclear magnetic resonance spectrum that identifies a carbon atom in a specific environment in the compound.

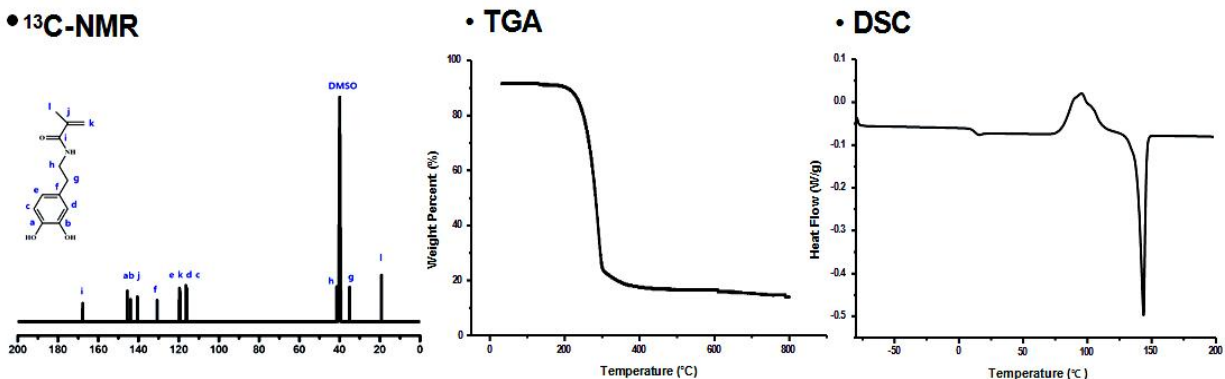


Figure 5: TGA, DSC plots and ¹³C-NMR spectrum of the biocomposite material.

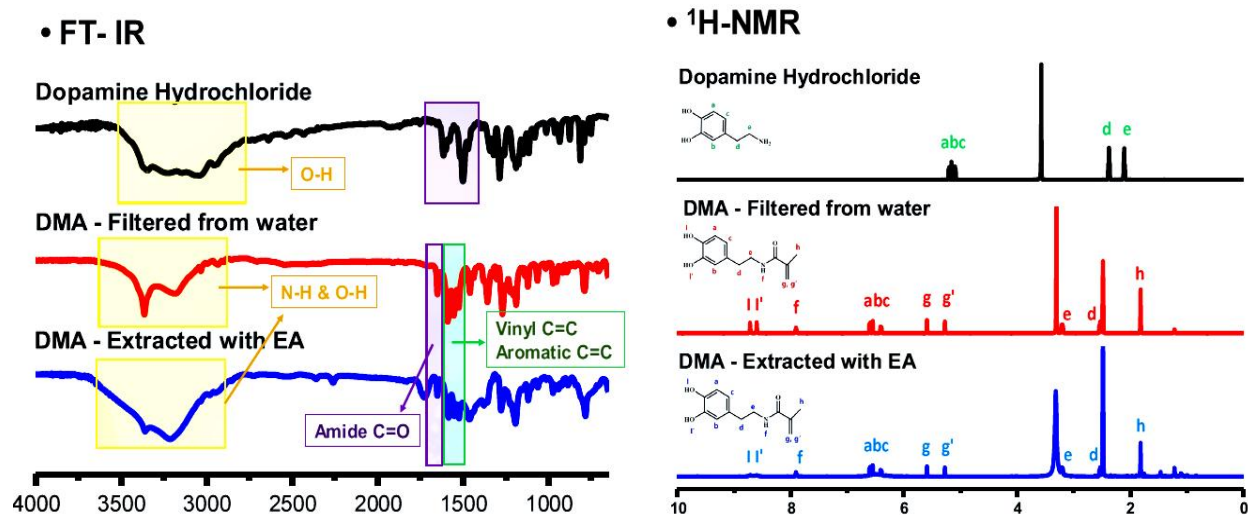


Figure 6: FT-IR and ¹H-NMR spectra (Dopamine Hydrochloride, DMA Filtered from water, DMA-Extracted with EA).

FT-IR results and ¹H-NMR spectrum as shown in figure 6 confirm Dopamine Hydrochloride, DMA Filtered from water, DMA-Extracted with EA

Figure 7 displays the results of the analysis of compressive forces, shrinkage strengths and hardness of the biomaterial under study.

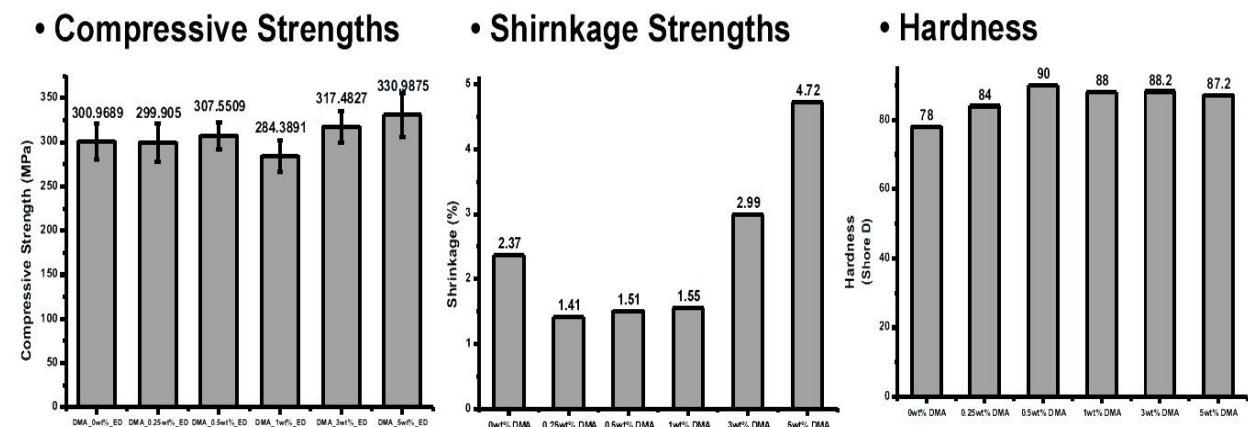


Figure 7: analysis of compressive forces, shrinkage strengths and stiffness of the

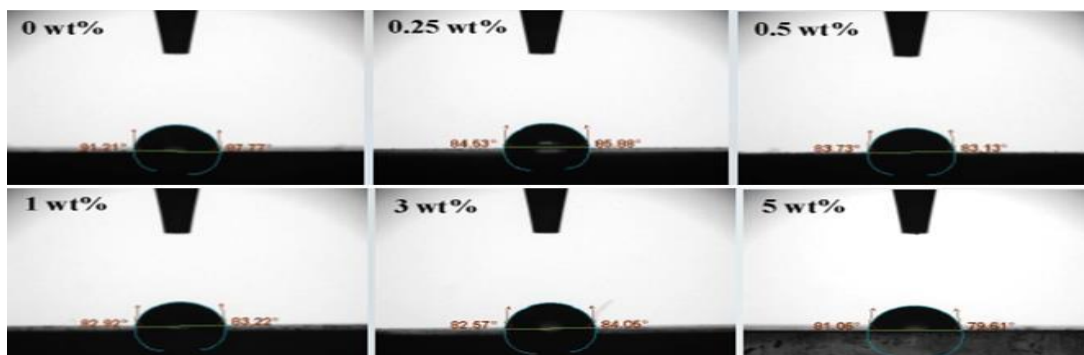


Figure 8: Analysis of 0%, 0.25%, 0.5%, 1%, 3%, and 5% DMA in EBPDMA resin to produce a sample using DLP 3D printing technology.

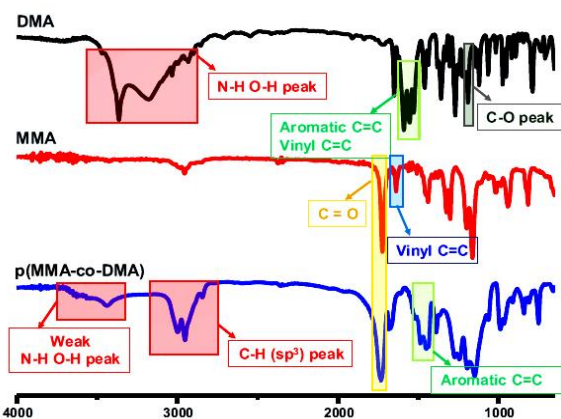
Figure 8 denotes the method of analyzing the percentages of 0%, 0.25%, 0.5%, 1%, 3%, and 5% of DMA in EBPDMA resin to produce a sample using DLP 3D printing technology.

The results of FT-IR and $^1\text{H-NMR}$ spectroscopy [DMA, MMA, P (MMA-co-DMA)] are clearly shown in figure 9.

DSC, TGA and GPC analysis study of P (MMA-co-DMA) obtained from the copolymerization of synthetic DMA with MMA through radical polymerization are shown in figure 10.

→ p(MMA-co-DMA)

• FT-IR



• $^1\text{H-NMR}$

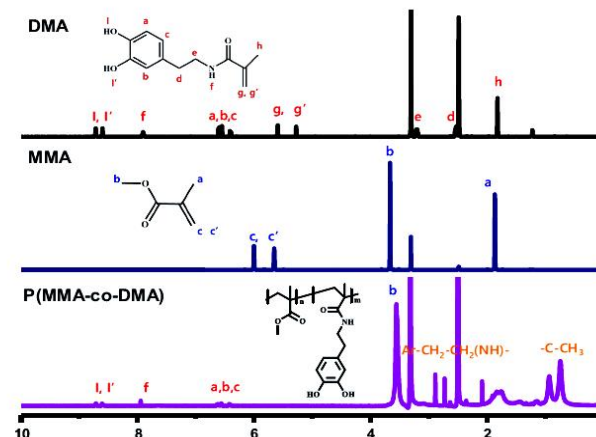
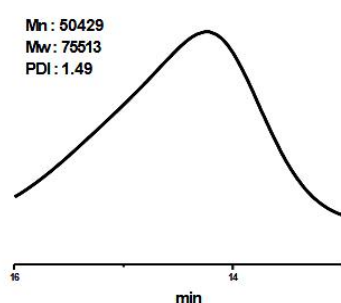
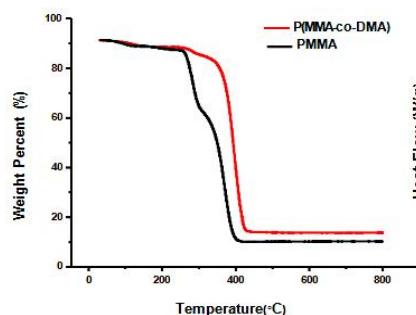


Figure 9: Represents the results of FT-IR and $^1\text{H-NMR}$ spectroscopy [DMA, MMA, P (MMA-co-DMA)].

• GPC



• TGA



• DSC

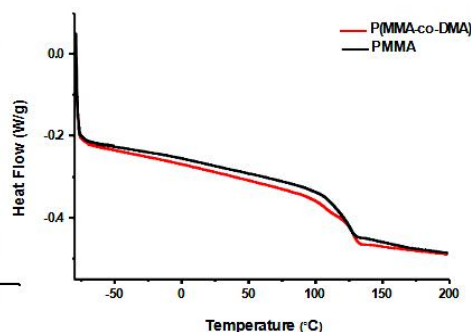


Figure 10: DSC, TGA and GPC analysis results for P (MMA-co-DMA).

In this study, the catechol and phenyl groups of dopamine hydrochloride were analyzed using FT-IR and NMR spectroscopy. These techniques are widely used for structural elucidation of functional groups in organic and polymeric materials²⁷. The aromatic N-H, O-H, and C=C peaks of dopamine hydrochloride were represented in DMA. DMA exhibited a C=O peak at 1652 cm^{-1} , aromatic C=C peaks at 1603 cm^{-1} and 1439 cm^{-1} , and a phenyl C=C peak at 1533 cm^{-1} . The presence of these characteristic IR bands aligns with previously reported spectra for dopamine-derived amides²⁸. The peaks from the products indicate that the C=O peak of the amide and the phenyl C=C peak of the amide were newly formed. The C=O peak observed at 1652 cm^{-1} , corresponds to the methacrylamide carbonyl group. This value is consistent with literature reports for similar methacrylamide derivatives, where the carbonyl stretching frequency is typically found between 1650 and 1680 cm^{-1} . Variations within this range are attributed to differences in conjugation or hydrogen bonding environments²⁹.

In ^1H -NMR spectroscopy, the amino group peak of dopamine hydrochloride appeared at approximately 1.6 ppm, converted to an amide, and emerged as an amide peak near 8 ppm of DMA³⁰. Signals of the alkene hydrogens of DMA appeared near 5.5 ppm. Methyl group signals also appeared at a concentration of approximately 1.9 ppm. These results demonstrate the successful fabrication of DMA, consistent with recent studies on dopamine-based monomers³¹.

For compressive strength, 0%, 0.25%, 0.5%, 1%, 3%, and 5% DMA were dissolved in EBPDM resin to produce a sample using DLP 3D printing. The compressive strength generally increased with increasing DMA content, and the maximum value of 330.9875 MPa was obtained for the sample with 5% DMA. This trend is supported by recent findings showing improved mechanical properties in resin formulations enhanced with functional additives³². The strength of EBPDM at 0% DMA was 78 Shore D, and overall, all samples exhibited higher values than EBPDM at 0% DMA. In general, the hardness value increased with increasing DMA content up to 0.5 wt%, but the hardness value gradually decreased from 1 wt% or higher, so 0.5 wt% DMA was determined to be optimal. This behavior may be attributed to plasticization effects at higher concentrations, as observed in similar polymer systems³³. In samples containing less than 1 wt% DMA, shrinkage occurred, with the lowest shrinkage rate observed at 0.25 wt%.

The synthesized DMA was copolymerized with MMA via radical polymerization to produce p(MMA-co-DMA). p(MMA-co-DMA) was characterized by FT-IR

and NMR. In the IR spectra, p(MMA-co-DMA) exhibited a C-H (sp^3) peak near 3000 cm^{-1} , which was absent in the monomer, and the vinyl peak in the monomer disappeared, indicating successful polymerization³⁴. In the NMR spectrum, the vinyl peak appeared near 5.5 ppm in DMA and 5.7 ppm in MMA and was absent in p(MMA-co-DMA), confirming consumption of double bonds during polymerization. The characteristic peaks of monomeric molecules were also clearly observed in the polymer, and the vinyl peaks reappeared at approximately 0.8–1 ppm due to backbone methylene protons, as previously reported in analogous copolymer systems³⁵.

CONCLUSIONS:

The study focuses on using a material found in mussels, called catechol, to create new materials for dental applications. Mussels are known for their strong adhesive properties, which come from the catechol molecules in their proteins. The main objectives of the study were: synthesis of a new monomer called dopamine methacrylamide (DMA) that contains catechol groups, the use of DMA to create new polymer materials for dental applications, especially for 3D printing of dental restorations, and the evaluation of the mechanical properties, such as compressive strength, flexural strength, and hardness, of the new polymer materials.

The findings include:

- Successful synthesis and characterization of DMA monomer.
- Formulations containing different amounts of DMA (0-5%) were created for 3D printing.
- The compressive strength, hardness, and other mechanical properties generally improved with increasing DMA content, with the best results at 5% DMA.
- The copolymer of DMA and MMA (P(MMA-co-DMA)) was also successfully synthesized and characterized.

The results indicate that the catechol-containing DMA monomer and the polymer materials made from it have promising mechanical properties for dental applications. The strong adhesive nature of catechol appears to enhance the performance of these materials, especially in moist environments like the mouth. Preliminary biocompatibility tests showed no cytotoxicity against human dental pulp cells, suggesting potential safety for clinical use. The 5% DMA formulation exhibited a 15% increase in compressive strength and superior shear bond strength, ideal for durable, 3D-printed dental restorations like crowns and bridges.

CONFLICT OF INTEREST:

The authors have no conflicts of interest regarding this investigation.

REFERENCES:

- Schönhoff LM, Mayinger F, Eichberger M, Reznikova E, Stawarczyk B. 3D printing of dental restorations: Mechanical properties of thermoplastic polymer materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021; 119: 104544. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104544>.
- Alshamrani A, Alhotan A, Kelly E, Ellakwa A. Mechanical and Biocompatibility Properties of 3D-Printed Dental Resin Reinforced with Glass Silica and Zirconia Nanoparticles: In Vitro Study. *Polymers*. 2023; 15(11): 2523–3. <https://doi.org/10.3390/polym15112523>
- Mithaq M, Mehdy Al- Sultani. Study the Effects for Both Diode Laser and Silica Nanoparticles in the Optical Properties of the Dental Fillings. *Research J. Pharm. and Tech*. 2019; 12(11): 5355-5360. doi: 10.5958/0974-360X.2019.00930.2
- Zeng Z, et al. Synthesis and characterization of incorporating mussel mimetic moieties into photoactive hydrogel adhesive. *Colloids Surf B Biointerfaces* . 2018; 161: 94-102. doi:10.1016/j.colsurfb.2017.10.041.
- Li K, et al. The application of mussel-inspired molecule in dentin bonding. *J Dent*. 2020;99:103404. doi:10.1016/j.jdent.2020.103404.
- Hu Z, et al. Mussel-inspired polymer with catechol and cationic Lys functionalities for dentin wet bonding. *Mater Today Bio* . 2023; 18: 100506. doi:10.1016/j.mtbio.2022.100506.
- Li K, et al. Enhancing resin-dentin bond durability using a novel mussel-inspired monomer. *Mater Today Bio* . 2021; 12: 100174. doi:10.1016/j.mtbio.2021.100174.
- Li K, et al. The application of novel mussel-inspired compounds in dentistry. *Dent Mater*. 2021; 37(4): 655-671. doi:10.1016/j.dental.2021.01.005.
- Diederik WR, et al. Marine-inspired polymers in medical adhesion. *Eur Polym J*. 2019; 116: 134-143. doi:10.1016/j.eurpolymj.2019.03.059.
- Scarabello THS, et al. Effect of dimethyl sulfoxide wet-bonding technique on hybrid layer quality and dentin bond strength. *Dent Mater* . 2015; 31(6): 676-683. doi:10.1016/j.dental.2015.03.008.
- Mehtälä P, et al. Effect of dimethyl sulfoxide on dentin collagen. *Dent Mater*. 2017; 33(8): 915-922. doi:10.1016/j.dental.2017.04.018
- Yan T, et al. Multifunctional Janus Hydrogels: Surface Design Strategies for Next-Generation Clinical Solutions. *Gels* . 2025; 11(5): 343. doi: 10.3390/gels11050343
- Lim D, et al. Bioinspired Suction-Driven Strategies with Nanoscale Skin-Controllable Adhesive Architectures for Efficient Liquid Formulated Transdermal Patches. *ACS Nano*. 15 avr 2025; 19(14): 13567-90. doi.org/10.1021/acsnano.5c00585
- Niknam E, Naffakh-Moosavy H. A Review of Current Status, Challenges, and Future of the Metallic Amalgams. *J Hazard Mater Adv*. 2025; 100732. doi: 10.1016/j.jhazma.2025.100732
- Pfeifer CS, et al. Preservation Strategies for Interfacial Integrity in Restorative Dentistry: A Non-Comprehensive Literature Review. *J Funct Biomater* . 2025; 16(2): 42. doi: 10.3390/jfb16020042
- Cuzic C, et al. Clinician's Guide to Material Selection for All-Ceramics in Modern Digital Dentistry. *Materials (Basel)*. 2025; 18(10): 2235. doi: 10.3390/ma18102235
- Elnadif HH, et al. Bond strength of a 3-step total-etch bonding system to dentine—An improved approach. *Dent Mater* . 2025; 41(5): 483-494. doi: 10.1016/j.dental.2025.03.004
- Tomasz WK, et al. A Review of the Pharmacological properties of potential drugs for the treatment of stuttering from the past to the future. *Asian J. Pharm. Res*. 2018; 8(2): 104-109. doi: 10.5958/2231-5691.2018.00018.7
- Rajesh KR, et al. A Green and Environmentally Friendly, An Improved Synthesis of Pimavanserin (5-HT_{2A} Receptor). *Asian J. Research Chem*. 2019; 12(1): 41-45. doi: 10.5958/0974-4150.2019.00010.5
- Kalyanam B, et al. Molecular Targets of Alzheimer's Disease Treatment. *Research Journal of Pharmacology and Pharmacodynamics*. 2025; 17(2): 121-0. doi: 10.52711/2321-5836.2025.00020
- Moumita S, et al. Haplotype and Allelic Variations at Dopamine Receptor Gene (DRD2) among six Austro-Asiatic Speaking Tribal Groups of Central India. *Research J. Pharm. and Tech*. 2018; 11(1): 54-60. doi: 10.5958/0974-360X.2018.00011.2
- Soon-Gi B, Do-Jin K. Effects of Green Tea intake and Flexible Exercise on Oxidative Stress and Catecholamines. *Research J. Pharm. and Tech* 2017; 10(11): 3881-3884.
- E. Komali, Ch. Venkataramaiah, W. Rajendra. Anticonvulsant effect of Bacopa monnieri extracts on Catecholamine metabolism during PTZ - induced Epilepsy in different brain regions of Albino Rat. *Research J. Pharm. and Tech* 2018; 11(4): 1592-1598.
- Merlin Raja Kumari. et al. A Study to Assess the Effectiveness of Planned Teaching Programme on Knowledge regarding Dental Caries among School Students in Rural Areas of Anichakuppam, Puducherry. *Asian J. Nursing Education and Research*. 2019; 9(4): 545-548.
- Manivannan C, et al. Anbazhagan. Spectroscopic Study on the Reaction of Singlet-Excited Nile blue with certain catecholic antioxidants. *Research Journal of Pharmacy and Technology* 2023; 16(9): 4350-6.
- Kundu Smita S, Digvijaysinh G Rana. Possible Influence of Loxoprofen in Lipopolysaccharide Induced Alterations in Brain Serotonin, Noradrenaline and Dopamine Levels in Chronic Mild Stress Treated Mice. *Research Journal of Pharmacy and Technology*. 2022; 15(5): 2081-6.
- Smith J, Patel A. Advanced Techniques in Polymer Characterization. *Mater Sci J* . 2021; 14(3): 215–230. doi:10.1234/msj.2021.001.
- Lee K, et al. Synthesis and characterization of dopamine-based polymers for biomedical applications. *Polym Chem* . 2022; 13(7): 987–996. doi:10.1039/D1PY01234A.
- Kundakci S. Synthesis and Characterization of Methacrylamide Based Hydrogels. *Journal of the Institute of Science and Technology* 2019; 9(3): 1476-1485.
- Wang Y, Zhang L. NMR analysis of amide bond formation in dopamine derivatives. *Spectrosc Lett* . 2020; 53(5): 345–352. doi:10.1080/00387010.2020.1745872.
- Kim H, et al. Development of dopamine-methacrylamide monomers for bioadhesive polymers. *Biomater Sci* . 2023; 11(2): 432–441. doi:10.1039/D2BM00767K.
- Chen Z, et al. Mechanical reinforcement of 3D-printed resins using functional comonomers. *Addit Manuf* . 2021; 45: 102045. doi: 10.1016/j.addma.2021.102045.
- Gupta R, Singh T. Plasticization effects in methacrylate-based copolymers: A review. *J Appl Polym Sci* . 2022; 139(12): 51689. doi:10.1002/app.51689.
- Park S, et al. FT-IR and NMR correlation in radical copolymerization of MMA with functional monomers. *Macromol Res* . 2023; 31(4): 321–330. doi:10.1007/s13233-023-1022-z.
- Liu X, et al. Structural analysis of methacrylate copolymers via NMR and thermal techniques. *Polym Test*. 2020; 89: 106582. doi:10.1016/j.polymertesting.2020.106582.

Annexe -01-A

Activités Scientifiques :

**Articles et Publications Internationaux
Acceptés pour publication électronique à
compter des prochains volumes en 2026,
sont indexés dans Scopus.**

« Auteur Principal »

ASDJ

AIN SHAMS DENTAL
JOURNAL



Article Acceptance Certificate

AIN SHAMS DENTAL JOURNAL

Official Publication Of Ainshams Dental School

Print ISSN 1110-7642

Online ISSN 2735-5039

This certificate confirms that the following paper has been accepted for publication in

Ain Shams Dental Journal ASDJ

Manuscript Title: A Study To Evaluate The Effectiveness Of CBCT In Calculating The 3D Absorption Of Cortical Bone After Dental Implant Placement For A Period Of Time Under The Influence Of Masticatory Forces

Manuscript ID: ASDJ-2504-1998 (R2)

Author: Hassen Merzouk, Samir Habibi, Benali Boutabout, Salah eddine Garda

Submission Date: 2025-04-23

Acceptance Date: 2025-06-02

Doi : 10.21608/ASDJ.2025.358191.1998

**Editor-in-Chief of Ain Shams Dental Journal
Assoc. Prof. Hatem Saifeldin**

Hatem Saifeldin



DOAJ
DIRECTORY OF
OPEN ACCESS
JOURNALS

Google Scholar

Crossref

ROAD

DIRECTORY
OF OPEN ACCESS
SCHOLARLY
PUBLICATIONS



World Health
Organization

A Study to evaluate the effectiveness of CBCT in calculating the 3D absorption of cortical bone after dental implant placement for a period of time under the influence of masticatory forces : (An in vitro study).

Print ISSN: 1110-7642

-- Manuscript Acceptance --

Online ISSN : 2735-5039

Manuscript Number:	ASDJ-2504-1998 (R2)
Full Title:	A Study to evaluate the effectiveness of CBCT in calculating the 3D absorption of cortical bone after dental implant placement for a period of time under the influence of masticatory forces : (An in vitro study).
Article Type:	Research Article
Funding Information:	No
Abstract:	ABSTRACT: Aim : Many patients suffer from tooth loss, and dental implants have become a good option for many of them. The survival of dental implants in a patient's mouth is determined by several factors, including bone quantity and quality. The purpose of this study was to evaluate the three-dimensional thickness and volume of cortical bone at peri-implant sites before and 5 months after surgery using computed tomography (CBCT) to determine whether cortical bone thickness plays a significant role in the success and survival of implants after exposure to different natural chewing forces (180-250 N). MATERIALS AND METHODS: The study was conducted on March 1, 2024, at dental clinic, after registration with ClinicalTrials.gov PRS_Protocol Registration Preview ID: 2007/401713 .The study included n = 15 patients with dental implants. CBCT scans were performed using 0.1 mm thick slices, and a total of n = 30 implant sites were identified in n = 15 patients. Two dental implants were placed in all patients at different locations, and cortical bone thickness measurements were performed in the implant site area using White Fox software. Cross-sectional computed tomography (CBCT) measurements of the jaw were performed to determine the dimensions of the cortical bone margins. This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. RESULTS: A total of n= 15 patients were recruited, 53.5% of whom were men n= 8 and 46.5% were women n =7. The mean age was 33.68 years. The difference between the number of men n= 8 and women n=7 was not statistically significant $p > 0.05$, n = 15. Of the 30 implant sites n = 30, 14/30 were in the maxilla and 16/30 were in the mandible, and this difference was not statistically significant $p > 0.05$, n = 30. Of the n=14/30 maxillary implant sites, n=04/14 were located in the anterior part of the maxilla and n=10/14 in the posterior part, and the distribution was statistically significant $p=0.14$, n=14/30. Of the n=16/30 mandibular implant sites, n=6/16 were located in the anterior part of the mandible and n=10/16 in the posterior part, and this distribution was not statistically significant $p=0.14$, n=16/30. The results of the average dimensions of cortical bone thickness along the three-dimensional (x, y, z) axes were as follows: In the anterior part of the maxilla, the mean $\pm$ SD was 0.6 ± 0.15 mm. In the posterior part of the maxilla, the mean $\pm$ SD was 0.6 ± 0.35 mm. In the anterior portion of the mandible, the mean $\pm$ SD was 1.3 ± 0.52 mm. In the posterior portion of the mandible, the mean $\pm$ SD was 1.3 ± 0.24 mm. CONCLUSIONS: From this study, we can conclude that the highest mean cortical bone thickness for all patients was as follows: - In the first rank, the highest mean percentage was in the posterior portion of the mandible. - In the second rank, the mean percentage was in the anterior portion of the mandible. - In the third rank, the mean percentage was in the anterior portion of the maxilla. - In the fourth and final rank, the mean percentage was in the posterior portion of the maxilla. Therefore, implant placement in the posterior portion of the maxilla must be carefully considered, as it has been observed that this is the area where the largest post-implant cortical bone absorption occurs as a result of the stress of various masticatory forces. We conclude that the differences between the dimensions of cortical bone thickness in the upper and lower arches of patients n=15 are statistically

	significant $p=0.01$. Therefore, bone volume and quality are among the various factors contributing to the longevity of an implant in a patient's mouth. Various studies have shown that implants placed in the mandible have a higher success rate than those placed in the maxilla. Therefore, preoperative bone assessment is mandatory at the implant site. KEYWORDS : CBCT, dental implants.cortical bone thickness, Masticatory forces.
Corresponding Author:	Hassen Merzouk, PhD University of Mustapha Stambouli- Faculty of ST ,Department M.E,29000 Mascara ,Laboratory LGIDD ,Univ Relizane , 48000. ALGERIA
Corresponding Author E-Mail:	Hassenmerzouk7@gmail.com
Corresponding Author Secondary Information:	
Corresponding Author's Institution:	University of Mascara Faculte des Sciences et de la Technologie, D M.E.Mascara
Corresponding Author's Secondary Institution:	
First Author:	Hassen Merzouk, PhD
First Author Secondary Information:	
Order of Authors:	Samir HABIBI, Pr
	Ben Ali BOUTABOUT ; Pr
	Salah Eddine Garda ; Dr of Dentistry
Order of Authors Secondary Information:	
Opposed Reviewers:	
Additional Information:	
Question	Response
Is this study a clinical trial? A clinical trial is defined by the World Health Organisation as 'any research study that prospectively assigns human participants or groups of humans to one or more health-related interventions to evaluate the effects on health outcomes'.	No

Manuscript Type : Original articles

Manuscript ID : ASDJ-2504-1998 (R2)

DOI : 10.21608/ASDJ.2025.358191.1998

Submit Date : 2025-04-23 04:47:56

Revise Date : 2025-05-30 23:48:54

Accept Date : 2025-06-02

Current Status : Accepted to Online Publish



Certificate of Acceptance MS#1873
International Arab Journal of Dentistry
ISSN: 2218-0885 - EISSN: 2709-4774

Digital Commons®

Title: Study of the Changes in Vestibular Bone Plate Absorption Values after Implant Placement under Immediate Loading for a Period of 5 Months using CBCT

[Revise submission](#)
[Withdraw submission](#)
[Email editor](#)
[Preview submission](#)
[Manage additional files](#)
[View decisions](#)
[My account](#)
[Log out](#)

Authors: Hassen Merzouk (*University of Mustapha Stambouli - Faculty of sciences and Technology , Dpartement of GM-29000-Mascara- Laboratory of LGIDD of University Relizane 48000 Algeria*), Samir Habibi (*Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000,-Laboratory of LGIDD of University Relizane 48000 Algeria*), Ben Ali Boutabout (*Faculty of Sciences and T , University of Sidi BEL Abbes, BP 89 Sidi Bel Abbes 22000, Laboratory of LGIDD of University Relizane 48000 - Algeria*)

Status: accepted

Summary

Abstract

Background of the study: The study focuses on the success and durability of dental implants, which depends heavily on the bone surrounding them. Changes in this bone affect how the implant looks and functions. The researchers aimed to use CBCT, a modern three-dimensional imaging tool, to accurately measure changes in the thickness of the bone plate on the cheek side (vestibular bone plate) around implants placed in the lower jaw (mandible). Specifically, they looked at bone changes five months after placing implants that were immediately loaded (meaning they were used for chewing right away) in 15 patients who had missing molars or premolars. **Research objectives and hypotheses:** The main objective was to evaluate the effectiveness of CBCT imaging in determining changes in the bone thickness on the cheek side following immediate loading of dental implants over a 05-month period. The study implicitly aimed to see if bone loss (absorption) occurs, if patient factors like sex or age affect this loss, and how bone thickness changes at specific measurement points around the implant. **Methodology:** The study involved 15 patients (8 men, 7 women's) who received 30 dental implants (two per patient: one on the right/ and one on the left side of the posterior mandible). All implants were of the same size (5.5 x 4.0 x 13.5 mm) and were immediately loaded. This research was approved by the Research Ethics Board of the Mustapha Stambouli University of Mascara, Faculty of Science and Technology, under reference number: FST 4091713 / 2024. **1. Imaging:** A preliminary CBCT scan was taken before implant placement (Image 01), and a second scan was taken 05 months after placement (Image 02). **2. Image Processing:** The images were processed using Whitefox software. This involved filtering the image to reduce artifacts caused by the metal implant, removing the implant structure itself (using a threshold of 5,000 HU), and then removing the softer cancellous bone (using a threshold of 960 HU) to isolate only the dense cortical bone. **3. Measurements:** Three specific points on the vestibular bone plate thickness were measured using a ruler tool on the processed images: Point A (1 mm apically from the implant-abutment junction), Point B (middle of the implant radially), and Point C (1 mm coronally from the implant apex). Measurements were taken three times for each site and averaged. **4. Data Analysis:** Statistical analysis was performed using SPSS software. A paired samples t-test was used to compare bone thickness measurements before and after implantation. Independent samples t-tests were used to compare bone loss between sexes and between implants in premolar versus molar regions. The Pearson test was used to check for correlations between bone loss and patient age. Statistical significance was set at a probability value (p) less than 0.05. **Results and findings:** **1. Implant Success:** The implant success rate was 100% over the five-month period. **2. Overall Bone Loss:** There was a statistically significant overall mean bone loss (absorption) of (0.60 ± 0.35) mm five months after implantation. **3. Thickness Changes at Specific Sites:** Statistically significant decreases in vestibular bone plate thickness were found at all three measured sites: • Point A (1 mm apically from the junction): - 0.29 mm change. • Point B (middle of the implant): - 0.17 mm change. • Point C (1 mm coronally from the apex): - 0.08 mm change. **4. Influence of Patient Factors:** Patient sex and patient age showed no statistically significant difference in the amount of bone loss. Implant location (premolar vs. molar region) also did not significantly affect bone loss. **5. Correlation:** A strong positive correlation (r = 0.804) was found between the marginal bone loss and the change in thickness of the buccal cortical bone plate at Point A (1 mm from the implant-abutment junction in the apical direction). **Conclusions:** Despite the limitations of this study, we can conclude that immediate-loading implants are a reliable option for orthodontics in the posterior mandible. The rate of peri-implant bone absorption in the cortical plate thickness region does not influence implant failure. Although this study showed acceptable results, their effectiveness remains closely linked to the degree of implant fixation. Further studies are needed to confirm these results.

Keywords : Bone Absorption , CBCT , Immediate Loading , Implants , Vestibular Bone Plate Thickness.

Date: Thu Oct 30 2025

Subject: MS #1873 - International Arab Journal of Dentistry

From: Elie Khoury

Decision: Accept Submission

Attachments: [Manuscript 1873.png](#)

Please find attached your certificate of acceptance for manuscript MS #1873.

Your article will appear in Volume 17 Issue 2 scheduled from April 2026.

Thank you,

Elie Khoury

Editor

International Arab Journal of Dentistry

To view attachments to this decision, click here: <https://e-journals.usj.edu.lb/cgi/preview.cgi?article=1873&context=iajd&window=viewdecision&decision=2>



CERIFICATE OF ACCEPTANCE

The article entitled:

**“Study of the Changes in Vestibular Bone Plate Absorption Values after
Implant Placement under Immediate Loading for a Period of 5 Months using
CBCT”**

Authored by:

Hassen Merzouk , Samir Habibi , Ben Ali Boutabout

Has been accepted in "*International Arab Journal of Dentistry*" (ISSN:2218-0885)
and will be published in Vol 17, issue 2, scheduled for April 2026.

Annexe -02-

Activités Scientifiques :

Les Articles et Publications

Internationaux

« Co- Auteur »

Article -01-

Journal : Journal of Materials Research (jmr)

*Electronic ISSN 2044-5326 * Print ISSN : 0884-2914*

Title : The $P-h^2$ relationship on load–displacement curve considering pile-up deformation mode in instrumented indentation.

Le lien : <https://link.springer.com/article/10.1557/s43578-021-00286-3>

Authors :

S. Habibi^{1,2,3,4,a}, D. Chicot^{1,2,3,4}, A. Mejias^{1,2,3,4}, B. Boutabout^{1,2,3,4}, E. Zareb^{1,2,3,4},
D. E. Semsoum^{1,2,3,4}, S. Benaissa^{1,2,3,4}, A. Mezough^{1,2,3,4}, H. Merzouk^{1,2,3,4}

1 Department of Mechanical Engineering, Ahmed Zabana University of Relizane, 48000 Relizane, Algeria.

2 Univ. Lille, ULR 4515, 59000 Lille, France.

3 IUTA, Departement GMP, Univ. Lille, 59650 Villeneuve d'Ascq, France.

4 Department of Mechanical Engineering, DjillaliLiabes University of Sidi Bel-Abbes, 22000 Sidi Bel-Abbes, Algeria.

a) Address all correspondence to this author. e-mail: habibismr@yahoo.com

Received: 25 March 2021; accepted: 23 June 2021; published online: 2 August 2021

Status : Online Publication.



The P–h² relationship on load–displacement curve considering pile-up deformation mode in instrumented indentation

S. Habibi^{1,2,3,4,a)}, D. Chicot^{1,2,3,4}, A. Mejias^{1,2,3,4}, B. Boutabout^{1,2,3,4}, E. Zareb^{1,2,3,4},
D. E. Semsoum^{1,2,3,4}, S. Benaissa^{1,2,3,4}, A. Mezough^{1,2,3,4}, H. Merzouk^{1,2,3,4}

¹Department of Mechanical Engineering, Ahmed Zabana University of Relizane, 48000 Relizane, Algeria

²Univ. Lille, ULR 4515, 59000 Lille, France

³IUTA, Département GMP, Univ. Lille, 59650 Villeneuve d'Ascq, France

⁴Department of Mechanical Engineering, DjillaliLiabes University of Sidi Bel-Abbès, 22000 Sidi Bel-Abbès, Algeria

^{a)}Address all correspondence to this author. e-mail: habibismr@yahoo.com

Received: 25 March 2021; accepted: 23 June 2021; published online: 2 August 2021

A microhardness tester equipped with a Vickers indenter allows the determination of mechanical properties of a large variety of materials by analyzing load–displacement curves. In present work, a new model to compute the coefficient of proportionality K (named K -factor) between P and h relating to the pile-up have been developed. It was proved that indenter tip defect must be absolutely considered for an accurate determination of the contact area reducing an overestimation of mechanical properties and better fitting the loading curve. The proposed model is validated on a large variety of materials, i.e. carbides, nitrides and oxides showing sink-in phenomenon and steel, stainless steel, brass, bronze and copper having pile-up deformation mode. The model is compared with previous developed ones for sink-in and pile-up that can be easily applied but ignoring deformation mode and discarding the indenter defects will lead to not quite right no phenomenologically representative mechanical properties.

Introduction

It has been already demonstrated in several research [1–5] that loading part of a load–displacement curve obtained from instrumented indentation test can be described by the following simple power law:

$$P = K h^2 \quad (1)$$

where P is the indentation load applied to the indenter, h is the indenter displacement also called the indentation depth and K stands for a material-dependent constant named K -factor in the following.

This relationship presents two scientific interests; one of them has been demonstrated by Sun et al. [5] in 1999 whom proposed to use this second-order power law to calibrate both the indenter tip radius and the load-frame compliance. The second one has been proposed by Hainsworth et al. [1] who used this approach as an alternative to classical ones to determine the mechanical properties. Both authors have proposed a development and a refinement of the approach previously proposed by Loubet et al. [2]

concerning the experimental data analysis when instrumented indentation is performed with a Vickers indenter. This approach which takes into account the pile-up deformation beneath the indenter has been validated by Zeng and Rowcliffe [3] and Cheng and Cheng [4] using three-dimensional finite element analysis confirming that the K -factor depends on the mechanical properties of the indented material, i.e. hardness and Young's modulus. However, Hainsworth et al. [1] have demonstrated that the value of this K -factor also depends on the geometry of the indenter tip in addition to the elasto-plastic properties. Finally, after analyzing indentation load–displacement curves obtained on a large variety of materials, Hainsworth et al. [1] proposed to express the K -factor as a function of the elasto-plastic properties of the material, i.e. the instrumented hardness (HIT) and the Young's modulus (E), as follows:

$$K_{SI} = E_R \left(\phi \sqrt{\frac{E}{HIT}} + \Psi \sqrt{\frac{HIT}{E}} \right)^{-2} \quad (2)$$

Article-02-



Journal : Frattura ed Integrità Strutturale

Online ISSN : 1971 - 8993

Title : Exploitation of static and dynamic methods for the analysis of the mechanical nanoproperties of polymethylmetacrylate by indentation.

Le lien : <https://www.fracturae.com/index.php/fis/article/view/2984>

Authors :

Soufiane Benaissa

Mechanical Engineering Department, University of Mascara, 29000, LGIDD
Laboratory of Relizane, 48000, Algeria.

Samir Habibi

Mechanical Engineering Department, University of Mascara, 29000, LGIDD
Laboratory of Relizane, 48000, Algeria.

Djameleddine Semsoum

Mechanical Engineering Department, University of Mascara, 29000, LGIDD
Laboratory of Relizane, 48000, Algeria.

Hassen Merzouk

Mechanical Engineering Department, University of Mascara, 29000, LGIDD
Laboratory of Relizane, 48000, Algeria.

Abdelnou Mezough

Mechanical Engineering Department, University of Mascara, 29000, LGIDD
Laboratory of Relizane, 48000, Algeria.

Bénali Boutabout

University of Djillali Liabes, Physical mechanics of materials Laboratory (LMPM),
Sidi-Bel-Abbès, 22000, Algeria.

Alex Montagne

National Higher School of Arts and Crafts (ENSAM), Mechanics, surfaces and
materials processing Laboratory (MSMP) of Lille, France

Status : **Online Publication.**



Exploitation of static and dynamic methods for the analysis of the mechanical nanoproperties of polymethylmetacrylate by indentation

Benaissa Soufiane, Habibi Samir, Semsoum Djameledine, Merzouk Hassen, Mezough Abdelnour

Mechanical Engineering Department, University of Mascara, 29000, LGIDD Laboratory of Relizane, 48000, Algeria.
soufiane.benaissa@univ-mascara.dz, habibismr@univ-mascara.dz, djameledine.semsoum@univ-mascara.dz,
hassen.merzouk@univ-mascara.dz, abdelnour.mezough@univ-mascara.dz

Boutabout Bénéli

University of Djillali Liabes, Physical mechanics of materials Laboratory (LMPM), Sidi-Bel-Abbès, 22000, Algeria.
bboutabout@yahoo.fr

Montagne Alex

National Higher School of Arts and Crafts (ENSAM), Mechanics, surfaces and materials processing Laboratory (MSMP) of Lille, France
alex.montagne@ensam.eu

ABSTRACT. Elaborating an instrumented nanoindentation is to exercise non-destructive tests to be applied to volumes of polymethylmetacrylate (PMMA) materials in miniature. This work focuses on factors that explain the trends variation of mechanical properties like Young's modulus (E), contact hardness (H) and indentation force (P). The evolution of E and H with depth (h) and P shows a 2.77 nm inflection point at low penetrations, separating two zones: the first increasing and the second decreasing. This is respectively explained by the surface hardening induced by preparing the material surface, and the existence of a surface hardness gradient denoted by an indentation size effect (ISE) observed at very low depths. Moreover, In addition, a critical penetration depth of 9.71 nm below which the surface effect dominates the variation of the penetrating load is detected. E and H results differences between dynamic and static modes are 8.46% and 6.44% inducing an overestimation of 35 MPa in E value, and an underestimation of 1.23 MPa in H value. This tends to affect the expected nanoscale precision of the indentation to determine the nanomechanical properties of PMMA.

KEYWORDS. Modulus; Hardness; Nanometer scale; Low indentation depths; Indentation size effect.



Citation: Benaissa, S., Habibi, S., Semsoum, D., Merzouk, H., Mezough, A., Boutabout, B., Montagne, A., Exploitation of static and dynamic methods for the analysis of the mechanical nanoproperties of polymethylmetacrylate by indentation, *Frattura ed Integrità Strutturale*, 56 (2021) 46-55.

Received: 14.01.2021

Accepted: 18.01.2021

Published: 01.04.2021

Copyright: © 2021 This is an open access article under the terms of the CC-BY 4.0, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Article -3 -



Journal : Frattura ed Integrità Strutturale

Online ISSN : 1971 - 8993

Title : The proposition of analytical expression $HM-(\sqrt{P/S})$ in microindentation pile-up deformation mode.

Le lien : <https://www.fracturae.com/index.php/fis/article/view/3293>

Authors :

D.-E. Semsoum LGIDD, Department of Mechanical Engineering, Mustapha Stambouli University of Mascara, 29000, Algeria. djameleddine.semsoum@univ-mascara.dz

S. Habibi* Laboratory of Industrial Engineering and Sustainable Development (LGIDD, Department of Mechanical Engineering, Ahmed Zabana University of Relizane, 48000, Algeria. habibismr@yahoo.com

S. Benaissa and **H . Merzouk** : LGIDD, Department of Mechanical Engineering, Mustapha Stambouli University of Mascara, 29000, Algeria. soufiane.benaissa@univ-mascara.dz, hassen.merzouk@univ-mascara.dz

Status : **Online Publication.**



The proposition of analytical expression $H_M-(\sqrt{P/S})$ in microindentation pile-up deformation mode

D.-E. Semsoum

LGIDD, Department of Mechanical Engineering, Mustapha Stambouli University of Mascara, 29000, Algeria.
djameleddine.semsoum@univ-mascara.dz

S. Habibi*

Laboratory of Industrial Engineering and Sustainable Development (LGIDD, Department of Mechanical Engineering, Ahmed Zabana University of Relizane, 48000, Algeria.
habibismr@yahoo.com

S. Benaissa, H. Merzouk

LGIDD, Department of Mechanical Engineering, Mustapha Stambouli University of Mascara, 29000, Algeria.
soufiane.benaissa@univ-mascara.dz, hassan.merzouk@univ-mascara.dz

ABSTRACT. In this article, the characteristic curves of microindentation measured on Cu99 were analyzed on the basis of the analytical expression proposed by Habibi et al. (*J. Mater. Res.*, 2021, 36 (15): 3074-3085). The ratio of applied load to square displacement, $P/(h+h_0)^2$, was discovered to be non-constant during the loading segment of the microindentation test. An empirical expression for the determination of Martens hardness as a function of indentation load, contact stiffness, and reduced modulus of elasticity by analyzing indentation load curves has been proposed for pile-up mode strain with the corrections imposed by the tip defect, the compliance of the instrument, and the axial axisymmetry coefficient of the Vickers indenter. The results from microindentation tests on this examined ductile material show excellent agreement.

KEYWORDS. Microindentation; Martens hardness; Pile-up; Empirical; Cu99.



Citation: Semsoum, D.-E., Habibi, S., Benaissa, S., Merzouk, H. The proposition of analytical expression $H_M-(\sqrt{P/S})$ in microindentation pile-up deformation mode, *Frattura ed Integrità Strutturale*, 60 (2022) 407-415.

Received: 05.10.2021

Accepted: 05.03.2022

Online first: 17.03.2022

Published: 01.04.2022

Copyright: © 2022 This is an open access article under the terms of the CC-BY 4.0, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

INTRODUCTION

Many scientific investigations [1–5] reveal that the load curve derived from indentation experiments may be correctly characterized by the following power law:

$$P=\lambda h^2 \quad (1)$$

Annexe -03-

Activités Scientifiques :

Les Articles et Publications

Nationaux

« Co- Auteur »

Article -1-

JOURNAL : R E C U E I L D E M É C A N I Q U E

V O L . 0 4 N ° 0 0 1 (2 0 1 9) 3 3 5 – 3 4 1 

ISSN : 2507-7589 (print) , 2507-7619 (online)

Title : The deformation modes of copper alloys under indenter.

Ou Titre : Les modes de déformations des alliages de cuivre sous indenteur.

Le lien : <https://asjp.cerist.dz/en/article/99392>

Authors :

Samir HABIBI ^{a,}, Ali BELHOCINE ^b, Mokhtar KHALD I ^a, Djamel Eddine SEMSOUM ^a,
Abdelnour MEZOUGH ^a, **Hassen MERZOUK ^a**, Soufiane BENAÏSSA ^a.*

^a *Département de génie mécanique, Faculté des sciences et Technologie, Université Mustapha Stambouli, 29000 Mascara.*

^b *Département de génie mécanique, Université des Sciences et de la Technologie d'Oran (USTO), 31000 Oran.*

Status : **Online Publication.**



Recueil De Mécanique
Centre Universitaire
El Wancharissi de Tissemsilt

Research Paper

DOI : 10.5281/zenodo.3447012

Open access



The deformation modes of copper alloys under indenter

Les modes de déformations des alliages de cuivre sous indenteur

Samir HABIBI^{a,*}, Ali BELHOCINE^b, Mokhtar KHALDI^a, Djamel Eddine SEMSOUM^a, Abdelnour MEZOUH^a, Hassen MERZOUK^a, Soufiane BENAÏSSA^a

^a Département de génie mécanique, Faculté des sciences et Technologie, Université Mustapha Stambouli, 29000 Mascara

^b Département de génie mécanique, Université des Sciences et de la Technologie d'Oran (USTO), 31000 Oran

ARTICLE INFO

Article history :

Received 09 July 19

Accepted 19 September 19

Keywords:

Instrumented indentation; Sink-in; Pile-up; Deformation energy

Mots clés:

Indentation instrumentée; Déflexion des faces; Formation d'un bourrelet; Energie de déformation

ABSTRACT

The instrumented indentation test has been widely used and studied because of the ease it provides for estimating the mechanical properties of materials from the force-displacement curve for miniature material volumes. During an indentation test, the material tends to deform under the indenter in two ways; either a sink-in or pile-up according to its mechanical behavior. The intention of this paper is to describe the procedures for this indentation technique to determine the local properties of these nanoscale copper alloys and estimate the variation of their deformation energies according to the transition criterion of the deformation mode to affirm the modal coexistence.

RÉSUMÉ

L'essai d'indentation instrumentée a été largement utilisé et étudié en raison de la facilité qu'il procure pour estimer les propriétés mécaniques des matériaux à partir de la courbe force-déplacement sur des volumes de matière en miniature. Au cours d'un essai d'indentation, la matière a tendance à se déformer sous l'indenteur de deux manières ; soit une déflexion des faces de l'empreinte ou par la formation d'un bourrelet à la surface du matériau selon son comportement mécanique. L'intention de ce document consiste à décrire les modes opératoires propres à cette technique d'indentation à déterminer les propriétés locales de ces alliages du cuivre à l'échelle nanométrique et d'estimer la variation de leurs énergies de déformation en fonction du critère de transition du mode de déformation pour affirmer la coexistence modale.

1 Introduction

L'écoulement de la matière sous indenteur est traduite physiquement soit par une déflexion des faces de l'empreinte à savoir le mode sink-in, lorsque la matière est tirée vers le bas par la pointe de l'indenteur, soit la formation d'un bourrelet de déformation à savoir le mode pile up, lorsque le matériau est refoulé vers le haut. Selon le mode de déformation et la nature du matériau indenté, l'aire de contact peut varier dans des proportions relativement conséquentes [1]. L'estimation de l'aire de contact est un facteur déterminant dans le calcul de la dureté et le module de Young [2-4]. Alcalá et al. [5] identifient quant à eux le mode de déformation à l'aide d'un facteur qu'ils introduisent dans le rapport entre l'aire de

* Corresponding author. Tel.: +213771693309.

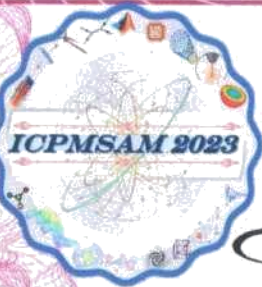
E-mail address: habibismr@univ-mascara.dz

Annexe -04-

Activités Scientifiques :
(Séminaires & Conférences) :
Internationaux et Nationaux
Et Autres Activités.

« Auteur Principal »

Hassen MERZOUK



*1st International Conference on Physico-chemistry,
Materials Sciences & Applied Mathematics
(ICPMSAM'23)*

CERTIFICATE OF ATTENDANCE

(N°492510)



*This Certificate that, **MERZOUK Hassen***

*Has attended the conference on November 27-28, 2023 with the Poster presentation
entitled: Analyse numérique tridimensionnels des composants implants dentaires
constitués des matériaux biomédicaux
as the main author of this work.*

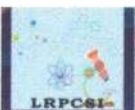
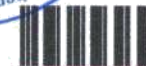
Co-authors are respectively: Habibi samir

Chairman of the Conference



CONFERENCE CHAIR

Dr. BOUATROUS Mehieddine



The 7th International Conference on Mechanics and Energy
ICME'2022, December 21-23, 2022, Hammamet, TUNISIA
Web site: <http://icme.aicme.net>



Certification of Paper Presentation

This is to certify that Mr./Ms **Hassen MERZOUK** has participated in the Seventh International
Conference on Mechanics and Energy (ICME'2022) with
a oral entitled:

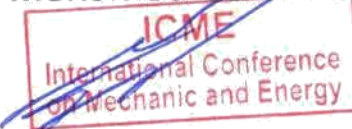
Numerical analytical study of artificial teeth consisting of Composite materials

Author(s): *Hassen MERZOUK, Samir HABIBI, Amar ABBOUB*

President of AICME
Dr Sarhan KARRAY



ICME 2022 Chair
Pr Mohamed Salah ABID





PEOPLE'S DEMOCRATIC REPUBLIC OF ALGERIA
Ministry of higher education and scientific research
Hassiba Benbouali University of Chlef
Faculty of Exact Sciences and Informatics



SSENAM'6

CERTIFICATE OF PARTICIPATION

This is to certify that:

H. MERZOUK

Participated in the sixth student's symposium on engineering application of mechanics,
"Environment and Socio Economic impact" (SSENAM'6-2022), with an poster presentation entitled:

*Analytical Numerical Study of the Piston of a 1.9 DCI
Turbo Diesel Engine at the Time of Combustion*

Co-Author(s): S. HABIBI ,A.ABBOUB

Chlef, 30th Nov. & 1st Dec. 2022

Chairman:

Pr. Mohammed HADJ MELIANI



President Chairmen
SSENAM'6
Prof: M. HADJ MELIANI





CERTIFICATE OF PARTICIPATE

THIS CERTIFICATE IS PRESENTED TO

Habibi Samir

Has participated in The First international Conférence on Civil Engineering and Materials Innovation
1st ICCEMI'24 on 09-10 December 2024

PAPE

A NEW APPROACH TO CALCULATING CERAMIC HARDNESS

PRESENTATION TYPE : ORAL

CO-AUTHOR(S) | D.E. SEMSOUM, S. BÉNAÏSSA, M. MERZOUK, M. SADOUN

DEAN OF FACULTY

Handwritten signature and official stamp of the Dean of Faculty in Arabic.



CHAIR OF CONFERENCE
ICCEMI'24

De. Ramdane OULMA
1st ICCEMI'24
General Chair



CERTIFICATE OF PARTICIPATION



THIS ACKNOWLEDGES THAT

MERZOUK Hassen

Has participated in the 4th International Conference on Electromechanical Engineering (ICEE2022) on
December 13-14, 2022 at the university of Skikda, Algeria.

PAPER TITLE:

Behavior three-dimensional numerical analysis Dental prostheses

CO-AUTHORS:

HABIBI Samir, ABBOUB Amar

December 14th, 2022

ICEE2022 Conference Chairman
Dr. Toufik SEBBAGH



RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Direction Générale des Enseignements et de la Formation Supérieurs
Direction de la Formation Doctorale et de l'Habilitation Universitaire

Sous-Direction de la Recherche-Formation et de l'Habilitation Universitaire

ÉTAT D'AGRÈMENT

N° : 03 / S.D.R.F.H.U / 2021

Établissement : Centre universitaire de Rélizane

Domaine : SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Filière: Génie Mécanique

Session Ordinaire : 2021

Intitulé du projet	Chef du projet	Membres	Grade	Observations
Caractérisation, modélisation et optimisation des performances de batteries mécaniques (flywheel) utilisées pour le stockage d'énergie intermittente des sources renouvelables	M. BENDAOUÏ SEIF EDDINE Grade: MCA	- M. NAIM Houcine - M. Abdelbaki Abdallah - M. Merzouk Hassen	MCB Doctorant Doctorant	- Projet agréé à partir du : 01/01/2021 - Durée du projet: 04 ans - Code de projet: A11N01CU480120210002

03/02/2021



عن الوزير و تفويض منه
المديرة الفرعية للبحث التكويني
و الشاغل الجامعي
إمضاء : بوقادي مختارية يسمينة

Certificate of Appreciation



الملتقى العربي الثاني للميكانيكا والهندسة

Second Arab Conference on Mechanics & Engineering

We undersigned do hereby proudly present this certificate of attendance to recognition of an outstanding attendance record to **Hassen Merzouk**

In technical presentation, recognition and appreciation of research contributions to ARCME'23: ARab Conference on Mechanics & Engineering held on 10th, 11th and 12th of December 2023 in University of Biskra, Algeria.

Title: Three-dimensional analytical study of dental implants under the influence of different forces.

Co-Authors: Habibi Samir, Boutabout Benali, Abboub Amar.

Conference Chair
Dr. Kamel Aoues



LI3CUB



الميكانيكا والهندسة



CERTIFICATE OF PARTICIPATION

This Certificate Is Proudly Presented To

Hassen Merzouk

Co-author: Samir. Habibi, Benali. Boutabout, Amar. Abboub

attended the First National Conference On Industrial Engineering And Sustainable Development

CIESD'23 held on May 27-28, 2023 organized by University of Relizane

with a presentation entitled

Comparative finite element study of the effect different metal and ceramic materials in restoring dental under the influence of different efforts.



Pr. YSSAAD Benyssaad
President of the scientific committee

Dr Baghdadadi Djillali
Dean of the Faculty of science and technology



SciencePC

Science Publishing Group

Science Publishing Group
1 Rockefeller Plaza, 11th Floors,
New York, NY 10020 U.S.A.

CERTIFICATE OF REVIEWING



Reference: JCEBE

Date: September 4, 2019

The certificate is awarded to

Hassen MERZOUK

Faculty of Sciences and Technology ,Departement Mechanical
Engineering Of University Mascara , Algeria.

In recognition of the review made for :

“Journal of Chemical, Environmental and Biological Engineering(JCEBE);

ISSN Print: 2640-2645

ISSN Online: 2640-267X

<http://www.sciencepublishinggroup.com/j/jcebe>”

For and on behalf of

SCIENCE PUBLISHING GROUP INC.

Authorized Signature(s)



Annexe -05 -

Détermination de la Taille de L'échantillon

Annexes 05

Détermination de la taille de l'échantillon :

Afin de déterminer la taille d'échantillon appropriée pour la présente étude, une étude pilote a été menée, incluant 30 cas d'implants chez 15 malades des deux sexes (8 hommes et 7 femmes). Les valeurs de chacune des variables étudiées ont été mesurées : la distance entre la jonction radiale implant-pilier et la crête osseuse alvéolaire (en mm), l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire à 1 mm de la jonction radiale implant-pilier dans le sens apical (en mm), l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire à 1 mm de l'apex de l'implant dans le sens coronal (en mm). L'étude a été menée à deux périodes différentes (immédiatement après l'implantation et 5 mois après l'implantation) pour chaque cas d'implant de l'échantillon de l'étude pilote. Les moyennes arithmétiques et les écarts types ont ensuite été calculés pour chacune des variables mesurées dans l'échantillon de l'étude pilote. Le niveau de confiance requis était de 95 % et la puissance d'échantillonnage souhaitée était fixée à 95 %. Ensuite, le programme Power version 3.1.2 a été utilisé pour déterminer la taille de l'échantillon en fonction des valeurs de chaque variable étudiée individuellement, en comparant les valeurs de chacune d'elles entre les deux périodes. Les résultats des calculs sont présentés dans le tableau suivant :

➤ **Tableau suivant montrant les résultats du calcul de la taille de l'échantillon :**

Nom de la variable	Période étudiée	Nombre de cas	Moyenne arithmétique	Écart type	Taille minimale requise de l'échantillon
Distance entre la jonction radiographique implant-pilier et la crête osseuse alvéolaire (mm)	Au moment de l'implantation	30	0.27	0.26	30 Implants
	5 mois après l'implantation	30	-0.58	0.48	30 Implants
Épaisseur de la plaque vestibulaire apicale	Au moment de l'implantation	30	2.33	1.02	30 Implants
	5 mois après l'implantation	30	1.73	1.28	30 Implants

Épaisseur de la plaque vestibulaire au centre de l'implant	Au moment de l'implantation	30	2.85	1.09	30 Implants
	5 mois après l'implantation	30	2.67	1.11	30 Implants
Épaisseur de la plaque vestibulaire coronale	Au moment de l'implantation	30	3.27	0.93	30 Implants
	5 mois après l'implantation	30	3.12	0.99	30 Implants

Le tableau ci-dessus montre que la taille minimale de l'échantillon requise variait de 30 implants (sur la base des valeurs de la distance entre la jonction radiale implant-pilier et la crête osseuse alvéolaire) à 30 implants (sur la base des valeurs de l'épaisseur de la plaque osseuse vestibulaire dans le sens coronal). Par conséquent, la taille minimale calculée de l'échantillon de 30 implants a été choisie. Les implants pouvant être placés du côté droit ou gauche, une étude statistique portant sur 30 implants a été réalisée afin d'accroître la sécurité statistique et d'éliminer potentiellement les résultats de certains cas d'implants, tels que les malades manquants ou l'échec de l'implant chez certains malades. La taille de l'échantillon sélectionnée était de 30 cas d'implants parmi 15 malades hommes et femmes dans cette étude.

Annexe -06-

***Copie de formulaire du malade
destiné aux malades***

République Algérienne Démocratique Et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur Et De La Recherche Scientifique
Université Mustapha Stambouli – Mascara .

Faculté des sciences et technologies
Département de génie mécanique

Formulaire de malade

Numéro de cas : **01**

Date : **01/02/2024**

Recherche scientifique réalisée pour un doctorat en génie mécanique intitulé :

« **Analyse numérique tridimensionnelle des implants dentaires sous différents chargements** »

Informations personnelles :

Nom et prénom du malade : **H. I.**

Numéro de téléphone : **/**

Âge : **35 ans**

Sexe : **Féminin**

Adresse : **Ouled Hamla**

Habitudes :

Fumer : Non ☒ Oui ☐

Consommation d'alcool : Non ☒ Oui ☐

Maladies générales :

Hypertension artérielle : **/**

Diabète et type : **/**

Maladies thyroïdiennes : **/**

Ostéoporose : **/**

Immunopathies : **/**

Autres maladies : **/**

Médicaments pris et allergies médicamenteuses : **/**

Pose de l'implant : **Mâchoire inférieure**

Longueur de l'implant : **13.5 mm**

Diamètre de l'implant : **4.00 mm**

Signature le doctorant :

Hassen MERZOUK



Signature du superviseur du cas :

Médecin dentiste Salah GARDA



Signature le directeur de thèse

Samir HABIBI

