

A study to evaluate the condition of the periodontal tissues around titanium implants supporting zirconia restorations compared with zirconia restorations with a PEEK base on the opposite side after functional loading

Dr. Nazih Issa*
Dr. Tihama Youssef**
Batoul Sleman***

(Received 1 / 6 / 2024. Accepted 23 / 7 / 2024)

□ ABSTRACT □

This study aims to compare the gingival response around titanium implants supporting zirconium restorations on the one hand and to compare it with zirconium restorations with a polyetheretherketone base manufactured by CAD/CAM on the other hand after one year of functional loading. The research sample consisted of 30 titanium implants distributed among 15 patients with a single posterior tooth loss on each side according to the type of abutment: the posterior loss was compensated by a single titanium implant on each side of the same jaw and after complete healing, i.e. after about three months from surgery, titanium abutments were used in each patient and replaced with zirconium crowns manufactured by CAD/CAM on the one hand and zirconium crowns with a PEEK base manufactured by CAD/CAM on the other hand. Clinical examinations were conducted on the patients during the observation period (4-8-12) months of functional loading. The soft tissue condition around the implants was examined by recording the values of the following periodontal indices: modified plaque index, modified bleeding index, and modified probing depth index.

The results showed that the effect of the type of abutment used on the mean gingival bleeding index at probing was not statistically significant, especially after eight or twelve months, and the type of abutment did not show a significant association with the mean probing depth, while the mean plaque index values showed a significant association with the mean probing bleeding.

The gingival reactions around zirconium restorations with a PEEK base manufactured by CAD/CAM were almost similar to the gingival reactions around conventional zirconium restorations during the one-year follow-up period.

Keywords: dental implants; dental implant-abutment design; computer-aided design; computer-aided manufacturing; plaque index; bleeding index; probing depth; PEEK.



Copyright :Tishreen University journal-Syria, The authors retain the copyright under a CC BY-NC-SA 04

*Professor - Faculty of Dentistry - Tishreen University - Lattakia - Syria

**Assistant Professor - Faculty of Dentistry - Tishreen University - Lattakia - Syria

***Postgraduate student - Faculty of Dentistry - Tishreen University - Lattakia - Syria

دراسة لتقييم حالة الأنسجة اللثوية حول الزرعات التيتانية الداعمة لتعويض الزركونيا مقارنة مع تعويض الزركونيا مع قاعدة من PEEK من الجهة المقابلة بعد التحميل الوظيفي

د. نزيه عيسى*

د. تهامة يوسف**

بتول سليمان***

(تاريخ الإيداع 1 / 6 / 2024. قبل للنشر في 23 / 7 / 2024)

□ ملخص □

تهدف هذه الدراسة إلى مقارنة الاستجابة اللثوية حول زرعات التيتانيوم الداعمة لتعويض الزركونيوم من جهة ومقارنتها مع تعويضات الزركونيوم مع قاعدة من مادة البولي ايثر ايثر كيتون المصنعة بواسطة CAD / CAM من الجهة المقابلة بعد مرور عام واحد من التحميل الوظيفي.

تألقت عينة البحث من 30 زرة تيتانية موزعة على 15 مريض لديهم فقد سن مفرد خلفي من كل جهة وفقاً لنوع الدعامة: تم التعويض عن الفقد الخلفي بواسطة زرة تيتانية مفردة من كل جنب لنفس الفك وبعد تمام الشفاء أي بعد حوالي ثلاثة أشهر من الجراحة تم استخدام دعامات الشركة التيتانية عند كل مريض والتعويض فوقها بتيجان الزركونيوم المصنعة بواسطة CAD/CAM من جهة ومن الجهة المقابلة تم التعويض بتيجان الزركونيوم مع قاعدة من PEEK المصنعة بواسطة CAD/CAM. أجريت الفحوصات السريرية للمرضى خلال فترة المراقبة (4-8-12) شهراً من التحميل الوظيفي.

تم فحص حالة الأنسجة الرخوة حول الزرعات بتسجيل قيم المشعرات حول اللثوية التالية: مشعر اللويحة المعدل، مشعر النزف المعدل، وقياس مشعر عمق السبر المعدل.

أظهرت النتائج أن تأثير نوع الدعامة المستخدمة على متوسط مشعر النزف اللثوي عند الفحص لم يكن ذو دلالة إحصائية، خاصة بعد ثمانية أو اثني عشر شهراً، ولم يُظهر نوع الدعامة ارتباطاً معنوياً بمتوسط عمق السبر، كما أظهرت قيم متوسط مشعر اللويحة ارتباطاً معنوياً بمتوسط النزف عند السبر.

كانت ردود الفعل اللثوية حول تعويض الزركونيوم مع قاعدة من PEEK المصنعة بواسطة CAD / CAM مشابه تقريباً لردود الفعل اللثوية حول تعويضات الزركونيوم التقليدية خلال فترة المتابعة لمدة عام واحد.

الكلمات المفتاحية: غرسات الأسنان؛ تصميم دعامة غرسات الأسنان؛ التصميم بمساعدة الكمبيوتر؛ مؤشر اللويحة؛ مؤشر النزف؛ عمق السبر؛ PEEK.

حقوق النشر: مجلة جامعة تشرين- سورية، يحتفظ المؤلفون بحقوق النشر بموجب الترخيص CC BY-NC-SA 04



* أستاذ - كلية طب الأسنان -جامعة تشرين- اللاذقية- سورية

**مدرسة - كلية طب الأسنان -جامعة تشرين- اللاذقية- سورية

***طالبة ماجستير - كلية طب الأسنان -جامعة تشرين- اللاذقية- سورية

مقدمة

يتكون السن من تاج ينبثق في الفم من خلال اللثة ويكون مرئياً وجذراً مغموراً في عظم الفك. يشبه نظام زراعة الأسنان بنية السن، حيث تكون الزرعة هي النظير للجذر والتاج الصناعي يعادل التاج الطبيعي؛ ومع ذلك، فإن جذر وتاج السن يشكلان بنية واحدة مستمرة، في حين أن الزرعة والتاج الاصطناعي هما أجزاء منفصلة مترابطة بواسطة الدعامة. ولنجاح عملية زراعة الأسنان يجب أن يحصل اندماج عظمي مع سطح الزرعة، في حين يجب أن يحصل ارتباط اللثة بإحكام مع سطح الدعامة لتنشيط الاستجابات الالتهابية حول نظام الزرع (Kim et al., 2019; Yeo et al., 2019). هناك توزيعات ميكانيكية حيوية معقدة في عمل الجهاز السني الفكي، ويعد الرباط حول السني هيكلاً عازلاً للضغط، ففي الأسنان الطبيعية يخفف الرباط بشكل مباشر من التحفيز الناتج عن الضغط السلبي على العظم السني. ومن ناحية أخرى، يعتبر اللب السني مستشعر إشارة ميكانيكية، حيث يتجنب تحفيز الإجهاد السلبي المستمر من خلال آلية التغذية الراجعة السلبية (Madeira et al., 2019).

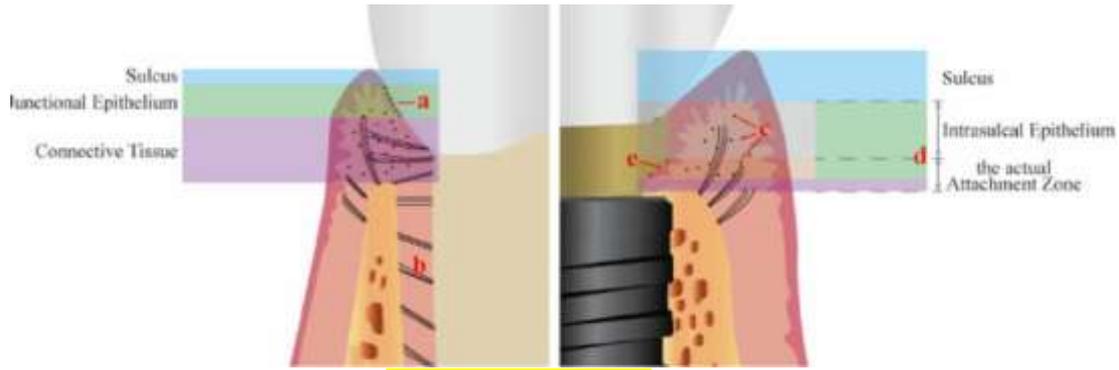
ونظراً لعدم وجود الرباط ما حول السني والأعصاب في الزرعات فمن المستحيل أن تحصل استجابة لتحفيز الإجهاد السلبي في الوقت المناسب حول الزرعات السنية. ولذلك يؤدي الإطباق غير السليم إلى رض إطباق على الزرعة (Kang et al., 2020).

إن قوة اللثة المرتبطة بالدعامة مساوية تقريباً لقوة اللثة الحرة حول الأسنان الطبيعية (Berglundh et al., 1991)، مما يشير إلى أن قدرة الختم حول زرعات الأسنان أقل من تلك المحيطة بالأسنان الطبيعية. ونظراً لعدم وجود الألياف اللثوية التي ترتبط عمودياً بالملاط، فإن قدرة إعادة التشكيل الفيزيولوجية للأنسجة الرخوة بالقرب من زراعة الأسنان منخفضة (Chunyu Zhang, 2023) يتكون الاتصال النسيجي الرخو حول الأسنان الطبيعية وزرعة الأسنان من: البشرة (المنطقة الخضراء) والنسيج الضام (المنطقة الأرجوانية).

أ) بالنسبة للأسنان الطبيعية: يتم ربط الاتصال البشري بالسن عن طريق الصفيحة القاعدية الداخلية والجسيمات النصفية.

ب) ويتم ربط النسيج الضام بالسن من خلال ألياف لثوية تلتصق عمودياً بالملاط، للتأكد من عزل البيئة الفموية بشكل كافٍ عن بيئة الأنسجة الداخلية عن طريق رباط الأنسجة الرخوة.

ج) والنسيج الضام بالقرب من زرعة الأسنان يكون أقل توعية دموية ويعاني من ضعف إمدادات الدم، ويكون اتجاه الألياف أقل هيكلياً ولا يتم تثبيت الألياف بقوة على الزرعة، وبدلاً من ذلك يتم ترتيب ألياف الكولاجين في نمط دائري موازٍ لسطح الدعامة (Chunyu Zhang, 2023)



الشكل 1. (Chunyu Zhang, 2023)

بالنسبة لزرعة الأسنان، فإن يشكل بضع ملليمترات فقط في الاتجاه القمي للزرعات، والتي تشمل النسيج الضام والاتصال البشري. أما المناطق الأخرى حتى حواف النسيج الرخو تشكل intrasulcal epithelium. ولذلك يكون الارتباط البشري بالقرب من الدعامات أضعف مقارنة بالأسنان الطبيعية.

وجدت العديد من الدراسات السريرية التي أجريت على الزرعات أن الرض الإطباق الناتج عن الإجهاد الضار يؤدي إلى التهاب ما حول الزرعة، وارتشاف عظمي محيط بالزرعة تدريجياً، ومضاعفات ميكانيكية.

أثبتت العديد من الدراسات أن عمر النجاح السريري للزرعات السنية يتأثر بنقل الحمل بين الزرعة والعظم السنخي، وأن تركيز الإجهاد يتوضع في العظم القشري الحفافي المقابل لعنق الزرعة (Dos Santos et al., 2011). وهذا الضغط الزائد يزيد من خطر ارتشاف العظم الحفافي حول الزرعة (Yamanishi et al., 2014).

إذاً هناك علاقة ذات دلالة إحصائية بين ارتشاف العظم الحفافي وتوزيع الإجهاد غير المرغوب فيه لـ BLL (Oliveira et al., 2020)، ويعزز الاثنان بعضهما البعض، ويشكلان حلقة مفرغة.

ومن هنا جاءت أهمية البحث بمحاولة استخدام تاج الزركونيوم المبطن بطبقة من PEEK ذو معامل المرونة القريب من العظام السنخية وذلك في محاولة لتقليل الاجهاد السليبي المنقول للعظام السنخية والتحسين من الانفعال اللاحق. حيث أظهر Uto وآخرون (2017) أن الإجهاد الميكانيكي المناسب يحفز تكاثر الخلايا العظمية بين حلزونات الزرعة، وبالتالي تحسين جودة العظم السنخي حول الزرع.

يمكن لمستوى الاجهاد المثالي أن يقلل من تغيرات كثافة المعادن في العظام ((bone mineral density (BMD) بالقرب من الزرعات أثناء إعادة تشكيل العظام (Samiezadeh et al., 2019). ومع ذلك، فإن تحقيق مستوى الإجهاد المثالي في BII أمر صعب لأن تركيز الإجهاد يكون في العظم القشري الحفافي، بينما الوقاية من الإجهاد تتركز في العظم الإسفنجي. لذلك، يعد تعديل نمط توزيع الضغط وتحسينه في BII بمثابة الحلول الأساسية لمشكلة التوافق الميكانيكي الحيوي للزرعات. يتأثر توزيع الضغط في BII بعدة عوامل، مثل نوع مادة التعويض فوق الزرع حيث تؤثر المادة نفسها على توزيع الضغط على الزرعة والأنسجة العظمية المحيطة بها (Yenigün et al., 2021; Kaleli et al., 2018) وهنا يكمن دور طبقة PEEK في التعويض فوق الزرع بحيث نقلل من الاجهاد السليبي المنقول للعظام السنخية.

أظهرت العديد من الدراسات أن تصميم اتصال خاص بين الدعامات - الزرعة يمكن أن يغير كفاءة نقل القوة واتجاه القوة عند BII؛ ويمكن لمعامل المرونة للزرعات المطابق للأنسجة العظمية المحيطة أن يقلل من الضغط، مما يؤدي إلى

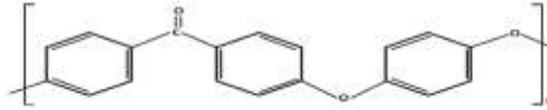
توزيع أكثر اتساقاً للضغط في BII ولذلك تم استخدام مادة البيك كقاعدة تحت تيجان الزركونيوم المدعومة بالزرعات التيتانية.

تمتلك مواد Ti تمتلك خصائص فيزيائية كيميائية جيدة، وخصائص ميكانيكية، وتوافق حيوي، ومقاومة عالية لإجهاد التعب والتآكل (Lautenschlager & Monaghan, 1993; Renouard et al., 2006) ولكن معامل مرونتها أعلى بكثير من معامل مرونة العظم (التيتانيوم: 110 جيجا باسكال؛ العظم القشري: 14 جيجا باسكال)، وقد يؤدي هذا الاختلاف إلى عدم كفاية الحماية من الإجهاد، وحدوث ارتشاف العظام، وكسر الزرعة (Lee et al., 2012; Huiskes et al., 2000).

بالإضافة إلى ذلك، فمواد التيتانيوم مشاكل سريرية، مثل الحساسية المفرطة للمعادن والحساسية وتدهور السطح والتلوث المرتبط بالتهاب حول الزرع، والإشعاع المتناثر (Schalock et al., 2012)

إضافة إلى المظهر المعدني الغير تجميلي لمواد Ti، حيث أصبحت اليوم عمليات التعويض الجمالية ذات أهمية كبيرة. في أواخر سبعينيات القرن الماضي، تم تقديم بوليمر لدن بالحرارة عالي الأداء لأول مرة ليحل محل الغرسات والدعامات المعدنية، والذي يسمى بولي إيثر إيثر كيتون، والمعروف باسم PEEK، وهو المادة السائدة في عائلة البوليمر PAEK (بولي أريل-إيثر-كيتون)، والتي تتمتع باستقرار درجات الحرارة العالية (تتجاوز 300 درجة مئوية) ومقاومة ميكانيكية وكيميائية عالية، وسيكون بديلاً أساسياً للمكونات المعدنية في مجال جراحة العظام والصدمات (Kurtz, 2012).

إن مادة PEEK لها بنية سلسلة مستقيمة، تتكون من حلقة عطرية مع مجموعات من الكيتون (-CO-) ومجموعات وظيفية الأثير (-O-) بين حلقات الأريل. تتمتع بثبات عالي، وكثافة منخفضة (1.32 غ / سم³)، وهي غير قابلة للذوبان، وذات معامل مرونة منخفض (3-4 جيجا باسكال) (Andreiotelli et al., 2009)



الشكل 2. البنية الكيميائية لـ PEEK

طرائق البحث ومواده

تألفت عينة البحث من 28 زرعة مجرأة على 14 مريضاً يعانون من فقد متناظر مفرد في أحد الأسنان الخلفية للفك السفلي، من المرضى المراجعين لعيادات طب الأسنان بجامعة تشرين قسم التعويضات الثابتة. بين عامي (2019-2020). أجريت الدراسة بأثر رجعي بموافقة اللجنة الأخلاقية من كلية طب الأسنان بجامعة (تشرين-سوريا) تم جمع بيانات الجنس والعمر وتحديد موضع الغرسة وأطوال وأقطار الغرسة التجارية المناسبة وفترة المتابعة

معايير القبول

1. المرضى بين (25-55) عام مع ارتفاع مناسب للعظام وعرضها ليس أقل من 10 ملم طول و5 ملم عرض
2. خضع المرضى لعملية زرع مفردة في كل جانب من منطقة الفقد الخلفي المفرد المتناظر في الفك السفلي.
3. المرضى الذين يتمتعون بصحة جيدة.

معايير الاستبعاد

- (1) بيانات CBCT غير كاملة، أو أشياء غير واضحة في الصورة
- (2) الأمراض اللثوية أو أمراض النسيج حول السنينة.

3) الحاجة لإجراء عمل جراحي وترميمي

أجريت جميع العمليات الجراحية من قبل الباحثين أنفسهم، وأجريت دراسة للحالة قبل الجراحة والتأكد من أن ارتفاع وعرض عظم الفك مناسبان لوضع الغرسة. استخدمت الصور الشعاعية لتقييم موقع واتجاه البنى التشريحية الأساسية مثل الثقبة الذقنية والجيوب الأنفية الفكية.

يسمح تحضير العلاج الرقمي المستند إلى إجراءات التصوير ثلاثي الأبعاد بإجراء تخطيط دقيق للعلاج ويضمن نتيجة علاج مستقرة ويمكن التنبؤ بنجاحها.

أجريت زراعة الأسنان في عيادات كلية طب الأسنان. تم اختيار طول وقطر الغرسة بناءً على حالة المريض الخاصة. تم إجراء الجراحة وفقاً لتقنيات زراعة الأسنان المعتمدة.

تم الطلب من جميع المرضى مضمضة أفواههم لمدة دقيقة واحدة باستخدام غسول الفم الكلورهيكسيدين بنسبة 0.2 % قبل الجراحة. تم تخدير الموقع باستخدام 2 % ليدوكائين و 1: 80000 إبينفين.

تم رفع شريحة مخاطية كاملة الثخانة بعد شق في منتصف القمة لكشف العظم السنخي على الحافة السنخية. تم وضع جميع الغرسات على مستوى العظام.

حضر موقع الزرع باستخدام أدوات الحفر المتسلسلة من الشركة المصنعة، واستخدم ري غزير منتظم بمحلول ملحي لتجنب ارتفاع درجة الحرارة أثناء عملية الحفر. تم إدخال الغرسة في موقع تحضير العظم إما يدوياً أو ميكانيكياً. مع الحد الأقصى لعزم الدوران المطبق البالغ 35 نيوتن / سم.

تم ضبط عزم الدوران على 35 نيوتن / سم وتم ضبط السرعة على 30 دورة في الدقيقة. تمت إزالة الخيوط الجراحية بعد 7 إلى 10 أيام من الجراحة. ووضعت دعامة الشفاء بعد 3 أشهر من الجراحة. وبعد فترة شفاء مدتها أربعة أشهر من تاريخ إجراء عملية الزرع تم تحميل إحدى الغرسات بتاج زركونيوم فوق دعامة الشركة المصنعة على إحدى الجهتين، وتاج زركونيوم مع قاعدة من البولي إيثير إيثير كيتون فوق الزرعة المقابلة لنفس الفك.

القياس

أُصق الترميم الاصطناعي باستخدام Premier Implant Cement، تم توصية المرضى الحفاظ على صحة فموية مناسبة حول زراعات الأسنان. حيث يجب تنظيف جميع الأسنان، وكذلك تيجان زراعة الأسنان، مرتين على الأقل يومياً باستخدام معجون أسنان منخفض الكشط واستخدام خيط الأسنان مرة واحدة على الأقل يومياً. ويجب أن يتم تنظيف الأسنان باستخدام خيط تنظيف الأسنان أو جهاز تنظيف الأسنان المائي. مع إيلاء اهتمام خاص لجوانب الزرع والمسافات بين الأسنان.

شمل فحص الأنسجة الرخوة حول زراعة الأسنان:

- مشعر البلاك المعدل (mPI)
- مشعر النزيف المعدل (mBI)
- قياس عمق السبر (PPD)

وذلك عن طريق المسبر اللثوي Periodontal probe بمقياس 12 مم (© UNC 12 ColorVue، Hu-Friedy، Des Plaines، IL، USA). تم قياس جميع المعلمات الثلاثة على الجانب الدهليزي واللساني والإنسي والوطني للتعويض المدعوم بالزرع.

أجريت جميع القياسات. عند تحديد mAPI و mABI، تم تقييم كل من الأسطح الأربعة المذكورة بعلامة من 0 إلى 3. وكمعيار لتقييم mAPI، تم استخدام التصنيف التالي: 0 - لا توجد لويحة؛ 1 - يتم اكتشاف اللويحة فقط عن طريق تحريك طرف المسبر فوق سطح التاج الأملس على طول حافة اللثة؛ 2 - لوحة مرئية بالعين المجردة. و 3 - تراكم شديد للويحة.

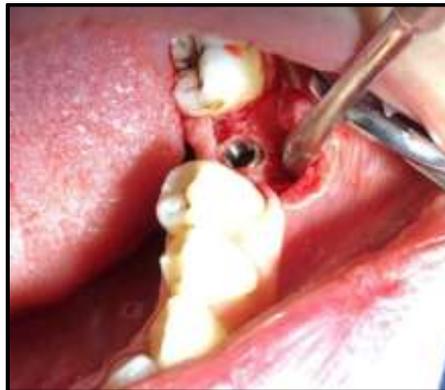
عند تحديد mABI، تم تطبيق التصنيف التالي: 0 - لا يوجد نزيف؛ 1 - نزيف موضعي نقطي مرئي؛ 2 - نزيف يشكل خطأ أحمر رفيعاً مستمراً على حافة اللثة؛ 3 - النزيف الغزير. تم حساب متوسط مؤشر البلاك المعدل (mAPI) من القيم المقاسة كمتوسط قيمة القياس على جميع أسطح التاج الأربعة

تم تقييم حالة الأنسجة حول السنوية حول الزرعات، عن طريق قياس عمق سبر الجيب (APPD). يتم تحديد العمق الذي يتم قياسه بواسطة مسبر اللثة على أنه المسافة من حافة اللثة إلى طرف المسبر، الذي دخل التلم بواسطة قوة فحص معتدلة. تم إجراء القياس على أسطح التاج الإنسية والوحدسية والدهليزية واللسانية، وتم حساب متوسط قيم عمق فحص الجيب المقاس (APPD) على جميع النقاط الأربع المقاسة كقيمة متوسطة. تم قياس القيم mAPI و mABI و APPD، أثناء الفحص الأول (بعد أسبوع من تثبيت التاج) وفي الفحوصات بعد أربعة (4 م-)، وثمانية (8 م-)، واثني عشر (12 شهراً)

- تمت إزالة الخيوط الجراحية بعد 7 إلى 10 أيام من الجراحة. ووضعت دعامة الشفاء بعد 3 أشهر من الجراحة



الشكل 3. صورة شعاعية قبل الزرع



الشكل 4. صورة للزرعة بعد إدخالها في العظم



الشكل 5. صورة لرفع الشريحة كاملة الشخانة



الشكل 6. صورة بعد الزرع مباشرة



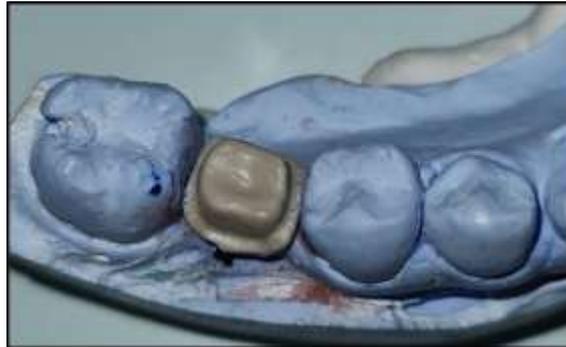
الشكل 7. صورة عند وضع دعامات الشفاء



الشكل 8. صورة بعد إزالة دعامات الشفاء



الشكل 9. صورة لنوعي التعويض قبل التركيب



الشكل 10. صورة لقاعدة البولي ايثر ايثر كيتون تحت تاج الزركونيوم



الشكل 11. صورة لتعويض الزركونيوم مع قاعدة من PEEK



الشكل 12. صورة لتعويض الزركونيا والزركونيا مع قاعدة من PEEK

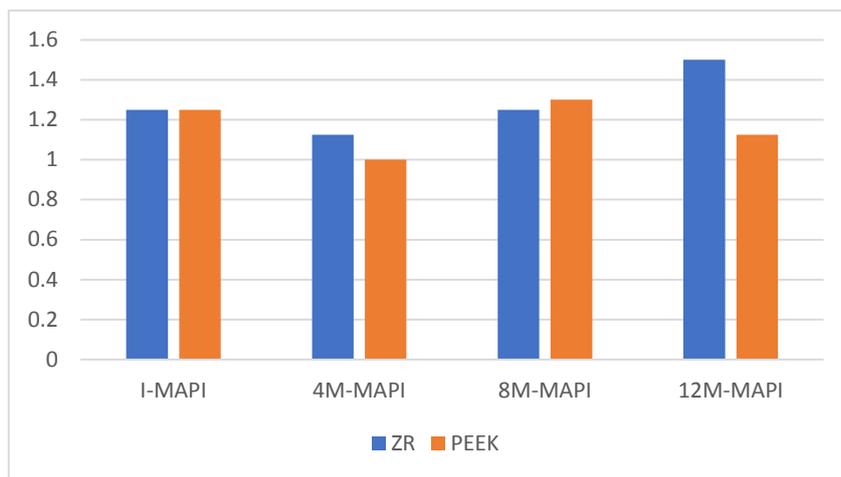
النتائج والمناقشة

الدراسة الإحصائية لقيم مشعر اللويحة المعدل

يبين الجدول (1) إحصائيات وصفية وتوزيع الاختلافات (وفقاً لنوعين من التعويضات فوق الزرعات التيتانية من جهة دعامة من الزركونيا ومن الجهة المقابلة دعامة من الزركونيا المبطنه بطبقة من مادة البولي إيثر إيثر كيتون) للمشعر i-mAPI (مؤشر اللويحة المتوسط الأولي المعدل)، m-mAPI4 (مؤشر اللويحة المتوسط المعدل لمدة 4 أشهر)، m-mAPI8 (مؤشر اللويحة المتوسط المعدل لمدة 8 أشهر)، و m-mAPI12 (مؤشر اللويحة المتوسط المعدل لمدة 12 شهراً).

الجدول 1. قيم مشعر اللويحة المعدل

		i-mAPI	m-mAPI4	8m-mAPI	12m-mAPI
ZR	Mediam	1,25	1,125	1,25	1,5
	Range	2-1,75	2-1,5	2-1,5	2-1,5
PEEK	Mediam	1,25	1	1,3	1,125
	Range	1-1,5	1-1,25	2-1,5	2



الشكل 13. مشعر اللويحة المعدل حول تيجان الزركونيا والزركونيا المبطنه بالبيك

لم تشير قيم مؤشر البلاك المعدلة (mAPI)، الأولية وبعد أربعة وثمانية واثنى عشر شهراً، إلى اختلافات ذات دلالة إحصائية بين قيم مؤشر البلاك حول تيجان الزركونيا وتيجان الزركونيا المبطنه بطبقة من مادة البولي إيثر إيثر كيتون. ومع ذلك، أظهر تحليل فريدمان ثنائي الاتجاه للتباين للمقاييس المتكررة أن متوسط قيم جميع الأشخاص لمتوسط اللويحة المعدلة - الأولي (i-mAPI)، بعد أربعة أشهر (m-mAPI4)، وبعد ثمانية أشهر (m-mAPI8)، وبعد اثني عشر شهراً (m-mAPI12) لديها اختلاف ولكنه ليس ذو دلالة إحصائية ($\chi^2 = 16.76$ ؛ $p = 0.001$)

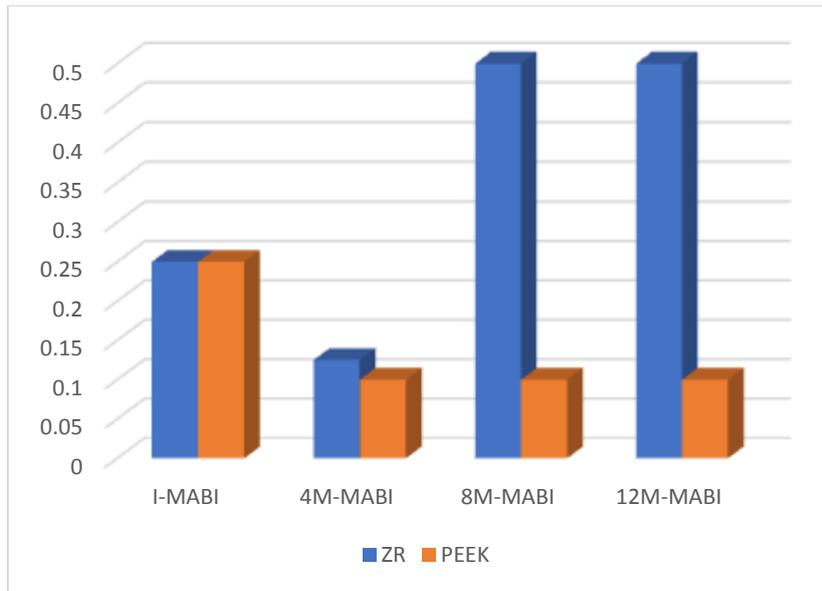
الدراسة الإحصائية لقيم مشعر النزف المعدل

يبين في الجدول (2) الإحصائيات الوصفية وتوزيع الاختلافات (وفقاً لنوعين من التعويضات فوق الزرعات التيتانية من جهة دعامة من الزركونيا ومن الجهة المقابلة دعامة من الزركونيا المبطنه بطبقة من مادة البولي إيثر إيثر كيتون) للمشعر i-mABI (مشعر النزف المتوسط المعدل الأولي)، m-mABI4 (مشعر النزف المتوسط المعدل لمدة 4

أشهر)، m-mABI8 (مشعر النزف المتوسط المعدل لمدة 8 أشهر)، و m-mABI12 (مشعر النزف المتوسط المعدل لمدة 12 شهراً).

الجدول 2. قيم مشعر النزف المعدل

		i-mABI	m-mABI4	8m-mABI	12m-mABI
ZR	Mediam	0,25	0,125	0,5	0,5
	Range	0-2	0-2,5	0-1,25	0-1,7
PEEK	Mediam	0,25	0.1	0.1	0.1
	Range	0-1,25	0-0,75	0-0,5	0-0,5



الشكل 14. مشعر النزف المعدل حول تيجان الزركونيا والزركونيا المبطنة بالبيك

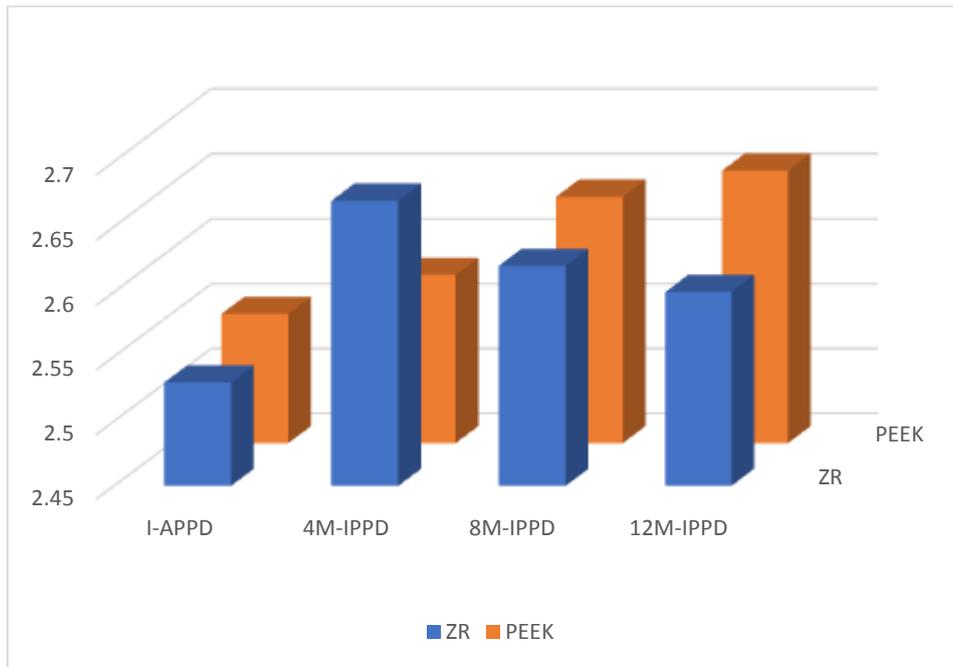
أظهرت الدراسة الإحصائية أن متوسط قيم مشعر النزف المعدلة - الأولية (i-mABI) وبعد أربعة أشهر (m-4 mABI) لم تكشف عن وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين المجموعتين المختبريتين. ومع ذلك، كان هناك اختلاف ذو دلالة إحصائية في متوسط قيم مشعر النزف بعد ثمانية أشهر (m-mABI8) بين المجموعتين اللتين تم اختبارهما (اختبار Mann-Whitney's U، $p = 0.002$). ولوحظ أيضاً اختلاف كبير ذو دلالة إحصائية (اختبار Mann-Whitney's U < 0.001) في متوسط قيم مؤشر النزف بعد اثني عشر شهراً (m-mABI12) بين المجموعتين المختبريتين (الجدول 2).

الدراسة الإحصائية لقيم مشعر عمق السبر

يظهر في الجدول التالي احصائيات وصفية وتوزيع الاختلافات (وفقاً لنوعين من التعويضات فوق الزرعات التيتانية من جهة دعامة من الزركونيا ومن الجهة المقابلة دعامة من الزركونيا المبطنة بطبقة من مادة البولي إيثر إيثر كيتون) للمشعر i-APPD (متوسط عمق سبر الجيب الأولي)، m-APPD4 (متوسط عمق سبر الجيب لمدة 4 أشهر)، m-8 APPD (متوسط عمق سبر الجيب لمدة 8 أشهر) و m-APPD12 (متوسط عمق سبر الجيب لمدة 12 شهراً).

الجدول 3. قيم مشعر سبر عمق الجيب

		i-APPD	4m-APPD	8m-APPD	12m-APPD
ZR	Mediam	2,53	2,67	2,62	2,6
	Range	0,83	0,81	0,76	0,76
PEEK	Mediam	2,55	2,58	2,64	2,66
	Range	0,58	0,64	0,59	0,56



الشكل 15. قيم مشعر عمق الجيب حول تيجان الزركونيا وتيجان الزركونيا المبطنة بالبيك

لم يكن هناك اختلاف ذو دلالة احصائية في القيم المتوسطة لمشعر سبر عمق الجيب، حيث لم يلاحظ أي فروق ذات دلالة إحصائية بين القيم المسجلة لسبر عمق الجيب حول الزرعات الداعمة لتيجان الزركونيا من جهة والزرعات الداعمة لتيجان الزركونيا المبطنة بطبقة من مادة الايثر ايثر كيتون من الجهة المقابلة وذلك في الجهات الأربعة حول الزرعات.

المناقشة

شملت القيود في هذه الدراسة تصميم الدراسة المستقبلية prospective study، وحجم مجتمع العينة، واستخدام الصور الشعاعية الرقمية ثنائية الأبعاد، وفترة المتابعة لمدة عام واحد بعد التحميل الوظيفي، وغياب بيانات الاطباق الداخلة فموية لتأكيد وجود التحميل الزائد، والذي تم الإبلاغ عنه كعامل خطر محتمل لفشل الزرع. استخدام السابر اللثوي لقياس المشعرات اللثوية المعدلة لتقييم حالة الأنسجة اللثوية حول الزرع.

لا توجد العديد من الدراسات المنشورة فيما يتعلق بالمقارنة بين تيجان الزركونيا والزركونيا المبطنة بطبقة من مادة البولي ايثر ايثر كيتون وخاصة فيما يتعلق بتأثيرها على الأنسجة المحيطة بالزرع. حيث لا يوجد سوى عدد قليل من البيانات المتعلقة بتأثيرها على الأنسجة المحيطة بالزرعة.

يعد التناسق بين الزرعة - الدعامة أمراً بالغ الأهمية لنجاح عملية الزرع على المدى الطويل، من أجل زيادة الحد الأقصى من الاستقرار الميكانيكي للبنية التحتية ومن أجل تجنب المضاعفات البيولوجية المرتبطة بها. لوحظ أن التسرب في السطح البيئي للزرعة - الدعامة يمكن أن يزيد من مقدار الاجهاد المنقول إلى دعامة - زرعة - عظم (Andreiotelli et al., 2009).

إن حواف التعويض فوق الزرع له دور أيضاً بتسريع تراكم اللويحة، وقد يكون مصدراً لالتهاب الأنسجة الرخوة المحيطة. علاوة على ذلك، من المعروف أن التسرب البكتيري في السطح البيئي للزرعة والدعامة يمكن أن يكون له دور مسبب لحدوث التهاب المنطقة المحيطة بالزرع وذلك لأن عدم دقة الانطباق بين الدعامة والزرعة تؤثر على حدوث المضاعفات البيولوجية والميكانيكية (Huiskes et al., 2000).

إن التسرب عند منطقة التماس بين جزأين صناعيين يجب أن يكون صغيراً قدر الإمكان والتماس بينهما جيد بأكبر قدر ممكن من الدقة.

اتفقنا مع Yenigün وآخرين (2021) إلى أنه بين الدعامة المصنعة بواسطة CAD/CAM ودعامة الشركة المصنعة، لم يكن هناك فرق كبير فيما يتعلق بدقة التلاؤم (دراسة متابعة لمدة عامين)، وأنه لا يوجد فرق كبير في المقارنة بين دعامات التيتانيوم والزركونيا من ناحية دقة الانطباق.

هناك القليل من البيانات المتعلقة بالمراقبة المتوسطة المدى لمستوى اللثة حول الغرسات. من المفترض أن يرتبط علاقة اللثة حول الزرع وكثف الزرعة بانحسار الأنسجة الرخوة. حيث تتفاعل الأنماط الحيوية المختلفة للثة بشكل مختلف مع الالتهابات والصدمات والعادات شبه الوظيفية، ومع أنواع التعويضات السنوية المتعددة (Schalock et al., 2012).

اتفقنا مع Ferrari وآخرين (2015) من حيث تأثير نوع مادة التعويض فوق الزرع على زرع الأسنان وما حولها من نسج داعمة، بما في ذلك التيتانيوم والزركونيا، وخلصت نتيجة البحث أن مادة الدعامة في فترة عامين لم تؤثر على الأنسجة الرخوة المحيطة بالزرع، مثل عمق الانحسار الدهليزي، وعمق سبر الجيب وارتفاع العظام الشعاعية من الناحية الأنسية والوحشية.

تم استخدام مادة البيك في مجال زراعة الأسنان كدعامة للزرع أو يمكن استخدامها كبنية فوقية (Lee et al., 2012). وقام Koutouzis وآخرين (2011) بتقييم استجابات الأنسجة الرخوة والصلبة للتيتانيوم ودعامات PEEK المؤقتة، وذكر أنه لم يتم العثور على فرق كبير بين PEEK و Ti في استجابات الأنسجة الرخوة والصلبة في 3 أشهر بعد الدعامة المؤقتة وتتوافق نتائجه مع نتائج هذه الدراسة.

وفي دراسة أخرى، أوضحت أن دعامة PEEK المقواة بالتيتانيوم يمكن أن تكون مادة بديلة أكثر فعالية مقارنة بدعامة التيتانيوم التقليدية، لأن PEEK يمكن أن يحسن الحفاظ على ارتفاع العظام واستقرار الأنسجة الرخوة (Val et al., 2016).

لا توجد معلومات كافية عن التقييم السريري طويل الأجل لدعامة PEEK؛ أطول دراسة استمرت عدة أشهر فقط. على الرغم من توفر عدة دراسات ع الحالة السريرية لاستخدام PEEK كبنية فوقية (Santing et al., 2012).

إن معامل مرونة PEEK منخفض جداً مقارنةً بمعامل مرونة العظم القشري ومعامل مرونة Ti، وتم تطوير العديد من مركبات PEEK المقواة، مثل PEEK المقوى بألياف الكربون (CFR-PEEK) و PEEK المقوى بالألياف الزجاجية (GFR-PEEK)؛ التي يصل معامل مرونتها إلى 18 جيغا باسكال لـ CFR-PEEK و 12 جيغا باسكال لـ GFR-PEEK ليصبح شبيهاً بمعامل مرونة العظم السنخي (Lee et al., 2012).

وبناءً على نظرية تبديد الطاقة، يتم نقل القوة المطبقة على التاج المدعوم بالزرعة من خلال الزرعة إلى العظم، مما يؤدي إلى تشوه مرن، وهنا يكمن دور مادة البيك في التقليل من القوى المنقولة إلى العظم وبالتالي التقليل من الاجهاد السلبي الحاصل في العظام وتحسين ردود الفعل العظمية تجاه القوى التي تتعرض لها الزرعة وبالتالي تحسين ردود الفعل اللثوية (Sheets & Earthmann, 1993)

قارن Sarot وآخرون (2010) توزيع الإجهاد بنسبة 30% بين CFR PEEK و Ti باستخدام طريقة العناصر المحدودة (FEM)، ووجدوا أن استخدام البيك المقوى بألياف الكربون (CFR-PEEK) في زراعة الأسنان يمكن أن تظهر قيم ضغط منخفضة في السطح البيني للغرسة-العظم بسبب انخفاض التشوه المرن، مما يؤدي إلى تقليل قوى الاجهاد المنقلة إلى العظم حول الزرعات وتقليل امتصاص العظم الحفافي.

الاستنتاجات والتوصيات

أظهرت تعويضات الزركونيوم المبطنه بطبقة من مادة البيك تأثيراً مماثلاً خلال المدة الزمنية المدروسة في ردود الفعل اللثوية حول الزرعات بالمقارنة مع ردود الفعل اللثوية حول تعويضات الزركونيوم التقليدية المدعومة بالزرعات التيتانية، وذلك ضمن حدود هذه الدراسة والمراقبة السريرية التي امتدت 12 شهراً، مما يشير إلى إنذار جيد للعلاج طويل الأمد. هناك حاجة إلى مزيد من الدراسات مع متابعة أطول وقياسات للمعلومات الأخرى لتحديد تأثير أنواع مختلفة من التعويضات فوق الزرع على الأنسجة اللثوية والعظمية المحيطة وإعادة تشكيلها.

Reference

1. Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. J Prosthet Dent. 2019;121:347–52.
2. Andreiotelli, M.; Wenz, H.J.; Kohal, R.J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. Clin. Oral Implants Res. 2009, 20, 32–47.
3. Berglundh, T., Lindhe, J., Ericsson, I., Marinello, C. P., Liljenberg, B., & Thorsen, P. The soft tissue barrier at implants and teeth. Clinical oral implants research. 1991, 2(2), 81-90.
4. Brånemark, P.I.; Adell, R.; Breine, U.; Hansson, B.O.; Lindstrom, J.; Ohlsson, A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. 1969, 3, 81–100.
5. Chu, C., Zhao, X., Rung, S., Xiao, W., Liu, L., Qu, Y., & Man, Y. Application of biomaterials in periodontal tissue repair and reconstruction in the presence of inflammation under periodontitis through the foreign body response: Recent progress and perspectives. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2022, 110(1), 7-17.
6. Dos Santos, M. B. F., Da Silva Neto, J. P., Consani, R. L. X., & Mesquita, M. F. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with

- relined dentures and different heights of healing caps. *Journal of oral rehabilitation*. 2011, 38(9), 691-696.
7. Ferrari, M., Cagidiaco, M. C., Garcia-Godoy, F., Goracci, C., & Cairo, F. Effect of different prosthetic abutments on peri-implant soft tissue. A randomized controlled clinical trial. *Am J Dent*. 2015, 28(2), 85-89.
 8. Huiskes, R.; Ruimerman, R.; Van Lenthe, G.H.; Janssen, J.D. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature* 2000, 405, 704–706.
 9. Kang, X., Li, Y., Wang, Y., Zhang, Y., Yu, D., & Peng, Y. Relationships of stresses on alveolar bone and abutment of dental implant from various bite forces by three-dimensional finite element analysis. *BioMed research international*, 2020, 1-9.
 10. Kim J. J., J. H. Lee, J. C. Kim, J. B. Lee and I. L. Yeo, *Materials*, 2019, 13, 72
 11. Koutouziz, T.; Richardson, J.; Lundgren, T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J. Oral Implantol*. 2011, 37, 174–182.
 12. Kurtz, S.M. *PEEK Biomaterials Handbook*; Elsevier Science: Waltham, MA, USA, 2012. 30–31.
 13. Lautenschlager, E.P.; Monaghan, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dent. J.* 1993, 43, 245–253.
 14. Lee, W.T.; Koak, J.Y.; Lim, Y.J.; Kim, S.K.; Kwon, H.B.; Kim, M.J. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 2012, 100, 1044–1052.
 15. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci*. 2014; 15: 5426–45.
 16. Madeira, S., Gasik, M., Souza, J. C., Silva, F. S., & Henriques, B. Damping and mechanical behavior of metal-ceramic composites applied to novel dental restorative systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019, 90, 239-247.
 17. Manish, G.; Chandu, G.; Sunil, K.M.; Siddharth, G. Titanium allergy: A literature review. *Indian J. Dermatol*. 2014, 59, 630.
 18. Najeeb, S.; Zafar, M.S.; Khursid, Z.; Siddiqui, F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J. Prosthodont. Res*. 2016, 60, 12–19.
 19. Oliveira, H., Brizuela Velasco, A., Ríos-Santos, J. V., Sánchez Lasheras, F., Lemos, B. F., Gil, F. J.,... & Herrero-Climent, M. Effect of different implant designs on strain and stress distribution under non-axial loading: A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020, 17(13), 4738
 20. Renouard, F.; Nisand, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin. Oral Implants Res*. 2006, 17, 35–51.
 21. Samiezadeh, S., Bougherara, H., Abolghasemian, M., D’Lima, D., & Backstein, D. Rotating hinge knee causes lower bone–implant interface stress compared to constrained condylar knee replacement. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2019, 27, 1224-1231.

22. Santing, H.J.; Meijer, H.J.A.; Raghoobar, G.M.; Özcan, M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: A comparison of composite resin crown fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2012, 14, 882–889.
23. Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Cruz, A. C. C. D., & de Souza Magini, R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 2010, 21, 2079-2085
24. Schalock, P.C.; Menné, T.; Johansen, J.D.; Taylor, J.S.; Maibach, H.I.; Lidén, C.; Bruze, M.; Thyssen, J.P. Hypersensitivity reactions to metallic implants-Diagnostic algorithm and suggested patch test series for clinical use. *Contact Dermat.* 2012, 66, 4–19.
25. Schwitalla, A.D.; Emara, M.A.; Spintig, T.; Lackmann, J.; Müller, W.D. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J. Biomech.* 2015, 48, 1–7.
26. Sheets, C.G.; Earthmann, J.C. Natural intrusion and reversal in implant assisted prosthesis: Evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J. Prosthet. Dent.* 1993, 70, 513–520.
27. Uto, Y., Kuroshima, S., Nakano, T., Ishimoto, T., Inaba, N., Uchida, Y., & Sawase, T. Effects of mechanical repetitive load on bone quality around implants in rat maxillae. *PLoS One.* 2017, 12(12), e0189893.
28. Val, J.E.M.S.D.; Gómez-Moreno, G.; Martínez, C.P.A.; Ramírez-Fernández, M.P.; Granero-Marín, J.M.; Gehrke, S.A.; Calvo-Guirado, J.L. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Ann. Anat.* 2016, 206, 104–109.
29. Wang, H.; Xu, M.; Zhang, W.; Kwok, D.T.; Jiang, J.; Wu, Z.; Chu, P.K. Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. *Biomaterials* 2010, 31, 8181–8187.
30. Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., Imazato, S., Nakano, T., & Yatani, H. Effects of the implant design on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis of original computer-aided design models. *Journal of periodontology.* 2014, 85(9), e333-e338.
31. Yenigün, S., Ercal, P., Özden Yenigün, E., & Katipoğlu, A. B. Influence of abutment design on stress distribution in narrow implants with marginal bone loss: a finite element analysis. 2021.
32. Yeo, I. S. L. Modifications of dental implant surfaces at the micro-and nano-level for enhanced osseointegration. *Materials.* 2019, 13(1), 89.