

## دراسة مخبرية مقارنة لمقدار الانطباق الحفافي وتحمل قوى القص بين دعامات التيتانيوم الجاهزة والدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد

د ناصر بهرلي \*

د علي خليل \*\*

د فراس سليمان \*\*\*

(تاريخ الإيداع 2022 /12/20 – تاريخ النشر 2023 /2/14)

### □ ملخص □

**هدف البحث:** هدفت هذه الدراسة إلى مقارنة مقدار الانطباق الحفافي وتحمل قوى القص بين الدعامات الجاهزة المصنعة من مادة التيتانيوم (دعامات الشركة) والدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من خليطة النيكل-كروم.

**المواد والطرائق:** تألفت عينة الدراسة من ٢٠ دعامة، تم تقسيمها بحسب طريقة الصنع إلى مجموعتين (١٠ دعامات جاهزة من التيتانيوم، ١٠ دعامات مصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من خليطة النيكل-كروم)، حيث تم في كل مجموعة قياس دقة الانطباق الحفافي تحت المكبرة ومقدار تحمل قوى القص بواسطة جهاز الاختبارات الميكانيكية. ومن ثم تمت المقارنة بين المجموعتين باستخدام اختبار t-test للعينات المستقلة.

**النتائج:** تبين وجود فروق جوهرية عند مقارنة مقدار دقة الانطباق الحفافي بين مجموعتي الدراسة ( $p < 0.001$ ). حيث تبين أن دعامات الشركة المصنعة مسبقاً كانت أكثر انطباقاً من دعامات النيكل-كروم المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد. كما تبين وجود فروق جوهرية عند مقارنة تحمل قوى القص بين مجموعتي الدراسة ( $p < 0.001$ ). وقد لوحظ أن الدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من خليطة نيكل-كروم تشوهت بعد تحمل قوة ١٠١٥.٧ نيوتن، بينما تعرضت دعامات الشركة للتشوه بعد قوة ٤٩٩.٩ نيوتن.

**الاستنتاجات:** كانت دعامات التيتانيوم الجاهزة أفضل من حيث دقة الانطباق الحفافي من الدعامات المصنوعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد. بينما كانت الدعامات المصنوعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من خليطة النيكل-كروم أفضل من حيث تحمل قوى القص بالمقارنة مع الدعامات الجاهزة المصنوعة من التيتانيوم.

**الكلمات المفتاحية:** الانطباق الحفافي، تحمل قوى القص، الدعامات الجاهزة، الطباعة ثلاثية الأبعاد، نيكل-كروم.

\*أستاذ مساعد قسم التعويضات الثابتة جامعة تشرين

\*\*أستاذ مساعد قسم الجراحة جامعة تشرين

\*\*\*طالب دكتوراة قسم التعويضات الثابتة جامعة تشرين

# Comparison of marginal fit accuracy and fatigue resistance between stock abutments and laser-sintered abutments (In vitro study)

Nasir Bahrli\*

ALI Khalil\*\*

Firas suleiman\*\*\*

(Received 20/12/2022. Accepted 14/2/2023)

## □ABSTRACT □

**Aim of the study:** this study aimed to compare the marginal fit accuracy and fatigue resistance between stock abutments and laser-sintered abutments.

**Materials and methods:** An in vitro study was conducted on 20 abutments, divided according to manufacturer method into two equal groups (ten stock abutments and ten nickel-chrome laser-sintered abutments). The marginal fit accuracy and the fatigue resistance tests were done for the two groups, and the values were registered. An Independent sample t-test was used to compare the means between the two studied groups.

**Results:** A statistically significant difference was found when comparing the marginal fit accuracy between the two groups ( $p < 0.001$ ). When comparing the marginal fit accuracy, the stock abutments were better than laser-sintered abutments. The fatigue resistance comparison also showed a significant difference between the two groups ( $p < 0.001$ ). The fractures have occurred at a force of  $1015.7$  N for nickel-chrome abutments and  $499.9$  for stock abutments.

**Conclusions:** stock abutments showed the best marginal fit accuracy compared to laser-sintered abutments. Laser-sintered nickel-chrome abutments were better than stock abutments when comparing fracture resistance.

**Keywords:** Marginal fit, fatigue resistance, stock abutments, nickel-chrome, laser-sintered.

---

\*assistant professor.fixed compensation department.tishreen university

\*\*phD Student. .fixed compensation department.tishreen university

\*\*\*assistant professor. Department of surgery.tishreen university

**المقدمة:**

أثبتت الكثير من الأبحاث العلمية التي أجريت خلال الأربعين عاماً السابقة أن إعادة التأهيل بواسطة الزرع السني، والمستخدم على نطاق واسع في الممارسة السريرية، هو بديل محافظ للتعويض عن الأسنان المفقودة، وذلك نظراً لفوائده الوظيفية، بالإضافة إلى المعدلات العالية للنجاح والديمومة (Moraschini et Gracis et al., 2012)، تشكل الفرجة الحفافية بين الزرعة والدعامة وطرق السيطرة عليها للحصول على ختم حفافي جيد، وذلك لتحسن النواحي الجمالية والوظيفية طويلة الأمد للمركب التعويضي (Butignon et al., 2016, Mobilio et al., 2016). يعتبر الختم الحفافي أحد أهم الأهداف في التعويض بالزرعات السنية ويشير هذا المصطلح إلى التوافق التام بين البنى الداعمة والبنى المعوضة (Abduo, 2014, Branemark, 1983). ويعرف الختم الحفافي في وضعية السكون (fit Passive)، على أنه الحالة التي تكون فيها الزرعة والدعامة في حالة انطباق تام بدون وجود ضغط على الزرعة أو على العظم المحيط وذلك في حال غياب القوى الخارجية (القوى الإطباقية) (Sahin and Çehreli, 2001). وقد أظهرت العديد من الدراسات السابقة أنه حتى في حال الانطباق الحفافي الممتاز هنالك بعض الضغوط المتحرضة على السطح البيني بين الزرعة والدعامة والتي يمكن أن تمتد لتشمل المنطقة العظمية المحيطة عند شد برغي التعويض، الأمر الذي قد يؤدي إلى ظهور الفرجة الحفافية بين الزرعة والدعامة (Abduo and Lyons, Abduo, 2014). ظهور الفرجة الحفافية بين الدعامة والزرعة يمكن أن يؤدي إلى حدوث العديد من المشاكل الميكانيكية كانهلال برغي الدعامة أو كسره أو كسر الدعامة، بالإضافة إلى التأثيرات البيولوجية السلبية كتجمع اللويحة الجرثومية الأمر الذي يؤدي إلى حدوث الإنتانات في المنطقة، والذي يؤدي بدوره إلى حدوث فقد في قمة العظم السخي والذي قد يتطور إلى حدوث الفشل في الاندماج العظمي بين الزرعة والعظم (Broggini et al., Brogini et al., 2003). (2006, Butignon et al., 2016, Gracis et al., 2012, Jeong et al., 2019).

وقد بينت الدراسات السابقة أن اللويحة الجرثومية تحتاج إلى فرجة بمقدار ١ إلى ١٠ ميكرون طولاً ٠.٢ إلى ١.٥ ميكرون عرضاً لتحقيق الالتصاق والنمو بالإضافة إلى العديد من العوامل الأخرى كشكل الفرجة وخشونة السطح (Do Nascimento et al., 2016, El Haddad et al., 2016). وبالرغم من عدم وجود معايير واضحة تبين بشكل قطعي الأبعاد المقبولة للفرجة الحفافية عند صنع التعويضات (Gonzalo et al., 2020)، أغلب الدراسات التي أجريت في هذا السياق أظهرت أن تشكل فرجة حفافية بأبعاد من ١ إلى ٤٩ ميكرون يعتبر مقبول سريرياً (Mishra et al., 2017, Quirynen and Van Steenberghe, 1993).

قدمت أشكال وأعداد كثيرة من أنظمة الزرع وخضعت للكثير من التعديلات منذ أن قدم العالم برينمارك نظامه في عام ١٩٦٠ وال ١٩٧٠. وفي نظام الربط الخارجي (external hexagon)، صممت الدعامة لتكون على اتصال خارجي مع الشكل السداسي للزرعة، ويكون مركز الدوران ذو توازن عالٍ بالنسبة للزرعة والبرغي المثبت الذي يؤمن الارتباط مع الدعامة، وكان لهذا الشكل من الارتباط تأثير واضح على فقد العظم حول الزرعة وخاصة خلال السنوات الأولى من التعويض (Caricasulo et al., 1999, Goodacre et al., 2018). ونتيجة لذلك تم تقديم نظام الربط الداخلي للدعامة مع الزرعة (Internal hexagon)، للتخلص من المشكلات الميكانيكية المرتبطة بالاتصال الخارجي وتقديم ناحية أكثر جمالية، حيث يؤمن نظام الربط الداخلي مدة بقاء أعلى لمركب دعامة-زرعة وفقد أقل لقمة النتوء العظمي على المدى القصير والمتوسط بالإضافة إلى التخفيف من إمكانية انهلال برغي الدعامة أو كسره

بالمقارنة مع نظام الربط الخارجي (Kofron et al., 2019, Mumcu and Caricasulo et al., 2018), Erdinç, 2018, Siadat et al., 2017) موقع اتصال الدعامة مع الزرعة على قمة النتوء العظمي أو ادنى منه قد يؤدي إلى زيادة إعادة القولية في العظم المحيط، وإنّ تبديل منطقة الاتصال من خارجي الى داخلي ينتج عنه إنخفاض ملحوظ في امتصاص العظم حول عنق الزرعة مما يقلل من تشكل اللويحة الجرثومية في منطقة الفرجة الحفافية، بالإضافة الى ذلك يؤثر طول الدعامة على إعادة قولبة العظم المحيط حيث تظهر الدعامات القصيرة امتصاص عظمي أكبر من الدعامات الطويلة (Spinato et Spinato et al., 2020), Romero et al., 2019). كما يمكن أن يكون لطرق التصنيع تأثير على حجم الفرجة الحفافية (Kan et al., 1999).

تم استخدام التصميم والتصنيع بواسطة الحاسوب على نحو واسع لتصنيع الملحقات الداعمة للزرعات (Drago and Howell, 2015, Katsoulis et al., 2015, Revilla-León et al., 2018), ويمكن تصنيف تقنيات التصميم والتصنيع إلى نوعين، الأول يعتمد مبدأ الخراطة (Milling)، أما الثاني فيعتمد مبدأ التلييد الليزري ويسمى أيضاً الطباعة ثلاثية الابعاد (International, 2013).

الشكل الأول يزيل أجزاء من الكتل مسبقة الصنع بواسطة سنابل ماسية (Bidra et al., 2013)، مع مزايا تقليل بعض الخطوات السريرية والمخبرية (Beuer et al., 2008)، قد أظهرت الدراسات أنه يقدم انطباق حفافي افضل من طرق الصب التقليدية (Drago and Howell, de França et al., 2017), بالمقابل يمتلك بعض المسائل التي تتعلق بزيادة كمية المواد المهذورة (Strub et al., 2006)، وصعوبة استساخ بعض التفاصيل الدقيقة، لأن ذلك يعتمد بقدر كبير على حجم السنابل الماسية المستخدمة (Beuer et al., 2008). من بين طرق التصنيع الأخرى، تم استخدام طريقتي التلييد الانتقائي بواسطة الليزر (SLM) والتلييد بواسطة الحزمة الالكترونية (EBM) لتطوير الهياكل الداعمة في طب الأسنان (Revilla-León et al., 2018)، وفي كلتا الطريقتين يتم استخدام مسحوق بودرة يتم جمعها في طبقات ويتم صهرها بواسطة الليزر أو بواسطة الحزمة الالكترونية للحصول على الشكل المطلوب (Kim et al., 2014)، ومن مزايا هذه الطريقة استهلاك أقل للسنابل والتخفيف من كمية المواد المهذورة (Strub et Bidra et al., 2013), بالإضافة إلى إمكانية إجراء محاكاة تصنيع الهياكل على الحاسوب (Beuer et al., 2008). توفر كل من طريقتي الخراطة والتلييد الوقت المستغرق في إجراءات التصنيع المخبرية، بالإضافة إلى تخفيف إمكانية وجود المسامات عند مقارنتها مع إجراءات الصب التقليدية (Sun and Zhang, 2012).

عند البحث في الأدبيات الطبية تبين عدم وجود دراسات سابقة قيمت مقدار الانطباق الحفافي وتحمل قوى القص بين الدعامات الجاهزة المصنعة من مادة التيتانيوم والدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من معدن النيكل كروم ومن هنا كان لابد من إجراء هذه الدراسة.

## المواد والطرائق:

تصميم البحث: دراسة مخبرية مقارنة

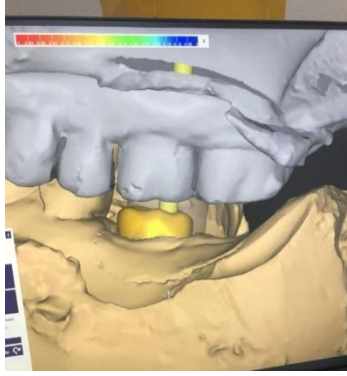
- عينه البحث: تألفت عينة البحث من ٢٠ زرعة مخبرية من شركة Bio3 (Bio3 Implants, Hanauer, Pforzheim, Germany) مع ٢٠ دعامة تم تقسيمها بحسب طريقة الصنع إلى مجموعتين:
- المجموعة الأولى: وتتألف من ١٠ دعامات مصنعة من قبل الشركة نفسها (دعامات تقليدية).
  - المجموعة الثانية: وتتألف من ١٠ دعامات مصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من معدن النيكل-كروم، بواسطة طابعة ليزيرية ثلاثية الأبعاد من نوع Sisma (Sisma S.p.A., Piovene Rocchette, Italy) الشكل رقم (١).



الشكل رقم (١): الطابعة الليزرية ثلاثية الأبعاد المستخدمة في الدراسة.

## طريقة العمل:

أجريت الدراسة المخبرية في قسم التعويضات الثابتة في كلية طب الأسنان في جامعة تشرين، حيث تم استخدام ٢٠ زرعة من شركة Bio3 مع ١٠ دعامات من الشركة نفسها وتم تصنيع باقي الدعامة مخبرياً بعد أخذ الطبعة بتقنية الطابع المفتوح باستخدام ناقل الطبعة المناسب و الزرعة المخبرية، وحقن القناع اللثوي بشكل يماثل وضع اللثة داخل الفم، ثم صُبت الطبعة باستخدام المسحوق الجبسي ثم وُضِعَ (scan body) المناسب لنوع الزرعة المستخدمة على بديل الزرعة المخبرية، وأجري تصوير scan body لكامل المثال الجبسي باستخدام المسح الرقمي الموجود في المخبر، إذ تم تحديد نوع الزرعة المناسبة لل marker المستخدم من مكتبة الزرعات الموجودة في برنامج التصميم، ثم تم تصميم الدعامة والتعديل عليها وعلى شكل خط الانهاء والقطر والطول تبعاً للشكل التشريحي المناسب للسن المراد التعويض عنها بواسطة برنامج ال EXO-CAD الشكلين (٢)، ثم تم إعطاء الأمر للطابعة الليزرية لتقوم بطباعة الدعامة بتقنية (selective laser melting) SLM، ثم تم قص الدعامة المطبوعة من القرص وشُدِّبت يدوياً لتصبح جاهزة لصنع التعويض الدائم فوقها.



الشكل رقم (٢) طريقة صنع الدعامات بواسطة الطابعة الليزرية ثلاثية الأبعاد

### طريقة إجراء اختبار قياس دقة الانطباق الحفافي: (الشكل رقم ٢)

تم تثبيت الدعامات فوق الزرعات عند عزم ٣٥ نيوتن وقياس الفرجة الحفافية المتشكلة بين سطحي الدعامات المستخدمة والزرعة تحت مجهر ضوئي في كلية العلوم في جامعة تشرين من نوع OPTIKA (Optika S.r.l, Via Rigla, Italy).



الشكل رقم (٢) طريقة قياس الفرجة الحفافية

### طريقة إجراء اختبار مقاومة إجهاد القصد: (الشكل رقم ٣)

تم تثبيت الدعامات فوق الزرعات بعزم ٣٥ نيوتن، وأجري اختبار مقاومة إجهاد القصد بشكل مطابق للشروط الموصوفة من قبل ISO\FDIS 1480:2003(E) بواسطة جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة في كلية الهندسة المدنية في جامعة تشرين، حيث تم تثبيت الزرعة والدعامات على ملزمة خاصة صنعت لهذا الغرض، وتعرضها لقوة بزواوية ٣٠ درجة، عند سرعة تحميل ٠.٥ ملم في الدقيقة، تكرر إجراء هذا الاختبار حتى ظهور أحد أنماط الفشل لدى كل دعامة مستخدمة وتم تسجيل القوة التي ظهر عندها هذا النمط.



الشكل رقم (٣) طريقة إجراء اختبار مقاومة قوى القص

### التحليل الإحصائي:

أجريت الدراسة الإحصائية باستخدام برنامج IBM SPSS Statistics الإصدار (٢٢). تمت دراسة طبيعة توزيع البيانات باستخدام اختبار kolmogorov-smirnov، وتم استخدام تحليل t-test للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم الانطباق الحفافي ومقاومة قوى القص بين مجموعة الدعامات الجاهزة ومجموعة الدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد، عند مستوى دلالة (P=0.05).

### النتائج:

يوضح الجدول رقم (١) الإحصاء الوصفي والمتضمن المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والقيم العليا والدنيا لكل من متغير الانطباق الحفافي ومقاومة قوى القص وفق كل مجموعة من مجموعات الدراسة.

جدول رقم (١) يبين الإحصاء الوصفي لمتغيري الانطباق الحفافي ومقاومة قوى القص وفقاً لمجموعة الدراسة

مقاومة قوى القص				الانطباق الحفافي				مجموعة الدراسة
القيمة الدنيا	القيمة العليا	الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	القيمة الدنيا	القيمة العليا	الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	
٤٩٦	٥٠٤	٢.٢٨	٤٩٩.٩	١	٣	٠.٨١	٢	دعامات الشركة
١٠٠٧	١٠٢٥	٥.٨٨	١٠١٥.٧	٤٠	٤٥	١.٦٦	٤٢.٩	الدعامات المطبوعة

### دراسة دلالة اختلاف متوسط قيم الانطباق الحفافي ومقاومة قوى القص بين مجموعات الدراسة:

يبين الجدول رقم (٢) نتائج اختبار t-test للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم الانطباق الحفافي ومقاومة قوى القص بين مجموعة الدعامات الجاهزة ومجموعة الدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد، حيث نلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة ( $p < 0.001$ )، أي أنه عند مستوى ثقة ٩٥%، يوجد فروق ذات دلالة إحصائية بين مجموعتي الدراسة. وبالعودة للمتوسطات الحسابية نلاحظ أن دعامات الشركة المصنعة مسبقاً كانت الأفضل من حيث الانطباق الحفافي من الدعامات المصنعة بواسطة الطباعة ثلاثية الأبعاد. كما نلاحظ أن الدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد تشوهت بعد تحمل قوة ١٠١٥.٧ نيوتن، بينما تعرضت دعامات الشركة للتشوه

بعد قوة ٤٩٩.٩ نيوتن، وبالتالي نستنتج أن الدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد كانت أكثر مقاومة لقوى القص من الدعامات الجاهزة.

جدول رقم (٢) يبين نتائج اختبار t-test للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم الانطباق الحفافي ومقاومة قوى القص بين مجموعتي الدراسة.

المتغير المدروس	درجات الحرية	قيمة t	قيمة P	الدلالة
الانطباق الحفافي	١٨	٦٩.٨٠٢	٠.٠٠٠	يوجد فروق دالة
مقاومة قوى القص	١٨	٢٥٨.٢٥٩	٠.٠٠٠	يوجد فروق دالة

### المناقشة:

هدفت هذه الدراسة إلى مقارنة مقدار الانطباق الحفافي وتحمل قوى القص بين دعامات التيتانيوم الجاهزة والدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من معدن النيكل-كروم، حيث لا يوجد في الأدب الطبي دراسات قارنت بين هذه الدعامات من حيث طريقة التصنيع والمواد المصنوعة منها. تم في هذه الدراسة استخدام خليطة النيكل-كروم نظراً لانخفاض تكلفتها المادية مقارنة بالتيتانيوم بالإضافة إلى تمتعها بخواص ميكانيكية عالية وتقبل حيوي جيد (Hulterström and Nilsson, 1994).

#### مناقشة نتائج دقة الانطباق الحفافي:

بينت نتائج هذه الدراسة أن دعامات التيتانيوم الجاهزة سجلت أقل قيمة للفرجة المجهرية ٢ نانومتر بالمقارنة مع دعامات النيكل-كروم والتي سجلت ٤٢.٩ نانومتر وبالتالي نستنتج أن الدعامات الجاهزة كانت الأفضل من حيث الانطباق. وربما تفسر هذه النتائج بأن التلييد بواسطة الليزر يؤدي إلى حدوث المسامية والتشوه وبالتالي تشكل الفرجة الحفافية، كما أن الدعامات المصنعة من خليطة النيكل-كروم بهذه الطريقة تحتاج إلى الإنهاء و التلميع من قبل فني الأسنان نظراً لخشونة سطح المعدن الناتج بعد عملية التلييد (Barbosa et al., 2007)، بينما لا تحتاج دعامات الشركة لإجراء أي خطوات وهذا ما يخفف من نسبة الارتباب التي قد تحصل نتيجة عملية الإنهاء وبالتالي الحصول على انطباق حفافي أفضل. تتفق نتائج هذه الدراسة مع نتائج دراسة Alonso-Pérez وزملائه والتي بينت أن دعامات الشركة كانت أفضل من الدعامات المصنعة بواسطة الطباعة ثلاثية الأبعاد (Alonso-Pérez et al., 2017). كما تتفق مع نتائج دراسة Sutradhar وزملائه والتي بينت أن الدعامات المصنعة بطريقة التلييد الليزري كانت أقل انطباقاً من دعامات التيتانيوم الجاهزة (Sutradhar et al., 2022).

#### مناقشة نتائج تحمل قوى القص:

أظهرت نتائج هذه الدراسة أن الدعامات المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من خليطة النيكل-كروم تشوهت بعد تعرضها لقوة ١٠١٥.٧ نيوتن بينما تحملت الدعامات الجاهزة المصنعة من معدن التيتانيوم قوة ٤٩٩.٩ قبل أن تشوه، وبالتالي نستنتج أن دعامات النيكل كروم المصنعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد كانت أكثر تحملاً لقوى القص من الدعامات الجاهزة المصنعة من التيتانيوم. وربما يعزى السبب إلى الخصائص الفيزيائية للمواد المستخدمة في صنع الدعامات، حيث يعتبر النيكل-كروم من المواد ذات معامل المرونة العالية. تتفق نتائج هذه الدراسة مع نتائج دراسة Didron وزملائه والتي بينت أن الدعامات



المصنوعة من خليطة النيكل-كروم كانت أكثر تحملاً لقوى القص وأقل تعرضاً للتشوه الدعامات المصنوعة من خلأئط التيتانيوم والبالاديوم والذهب (Didron and Puengpaiboon, 2022). كما كانت نتائج هذه الدراسة موافقة لنتائج دراسة Vallittu و Kokkonen والتي بينت أن التعويضات المصنوعة من الكروم لديها مقاومة أعلى لقوى القص من التعويضات المصنوعة من التيتانيوم (Vallittu and Kokkonen, 1995).

### الاستنتاجات:

-دعامات التيتانيوم الجاهزة أفضل من حيث دقة الانطباق الحفافي من الدعامات المصنوعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد.

-بينما كانت الدعامات المصنوعة بطريقة الطباعة ثلاثية الأبعاد من خليطة النيكل-كروم أفضل من حيث تحمل قوى القص بالمقارنة مع الدعامات الجاهزة المصنوعة من التيتانيوم.

### المراجع:

1. ABDUO, J. 2014. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *Journal of Oral Implantology*, 40, 758-766.
2. ABDUO, J. & LYONS, K. 2012. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *Journal of prosthodontic research*, 56, 102-109.
3. ALONSO-PÉREZ, R., BARTOLOMÉ, J. F., FERREIROA, A., SALIDO, M. P. & PRADÍES, G. 2017. Evaluation of the Mechanical Behavior and Marginal Accuracy of Stock and Laser-Sintered Implant Abutments. *International Journal of Prosthodontics*, 30.
4. BARBOSA, G. A. S., SIMAMOTO JÚNIOR, P. C., FERNANDES NETO, A. J., MATTOS, M. D. G. C. D. & NEVES, F. D. D. 2007. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Brazilian Dental Journal* ، ١٨ ، ١٣٩-١٤٣.
5. BEUER, F., SCHWEIGER, J. & EDELHOFF, D. 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204, 505-511.
6. BIDRA, A. S., TAYLOR, T. D. & AGAR, J. R. 2013. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109, 361-366.
7. BRANEMARK, P.-I. 1983. Osseointegration and its experimental background. *J prosth Dent*, 50, 399-410.
8. BROGGINI, N., MCMANUS, L., HERMANN, J., MEDINA, R., OATES, T., SCHENK, R., BUSER, D., MELLONIG, J. & COCHRAN, D. 2003. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *Journal of dental research*, 82, 232-237.
9. BROGGINI, N., MCMANUS, L. M., HERMANN, J. S., MEDINA, R., SCHENK, R. K., BUSER, D. & COCHRAN, D. L. 2006. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *Journal of dental research*, 85, 473-478.
10. BUTIGNON, L. E., BASILIO, M. D. A. & SANTO, J. S. 2016. Vertical Misfit of Single-Implant Abutments Made from Different Materials Under Cyclic Loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31.

11. CARICASULO, R., MALCHIODI, L., GHENSI, P., FANTOZZI, G. & CUCCHI, A. 2018. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20, 653-664.
12. DE FRANÇA, D. G. B., MORAIS, M. H. S., DAS NEVES, F. D., CARREIRO, A. D. F. P. & BARBOSA, G. A. 2017. Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32.
13. DIDRON, P. P. & PUENGAIBOON, U. 2022. Fatigue Resistance of Cast-on Implant Abutment Fabricated with Three Different Alloys. *European Journal of Dentistry*.
14. DO NASCIMENTO, C., PITA, M. S., DE SOUZA SANTOS, E., MONESI, N., PEDRAZZI, V., DE ALBUQUERQUE JUNIOR, R. F. & RIBEIRO, R. F. 2016. Microbiome of titanium and zirconia dental implants abutments. *Dental Materials*, 32, 93-101.
15. DRAGO, C. & HOWELL, K. 2015. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, 152-165.
16. EL HADDAD, E., GIANNÌ, A., MANCINI, G., CURA, F. & CARINCI, F. 2016. Implant-abutment leaking of replace conical connection nobel biocare® implant system. An in vitro study of the microbiological penetration from external environment to implant-abutment space. *Oral & Implantology*, 9, 76.
17. GONZALO, E., VIZOSO, B., LOPEZ-SUAREZ, C., DIAZ, P., PELAEZ, J. & SUAREZ, M. J. 2020. Evaluation of milled titanium versus laser sintered Co-Cr abutments on the marginal misfit in internal implant-abutment connection. *Materials*, 13, 4873.
18. GOODACRE, C. J., KAN, J. Y. & RUNGCHARASSAENG, K. 1999. Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 537-552.
19. GRACIS, S., MICHALAKIS, K., VIGOLO, P., VULT VON STEYERN, P., ZWAHLEN, M. & SAILER, I. 2012. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 23, 202-216.
20. HULTERSTRÖM, M. & NILSSON, U. 1994. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 9.
21. INTERNATIONAL, A. 2013. Standard Terminology for Additive Manufacturing-Coordinate Systems and Test Methodologies. ASTM International West Conshohocken, PA.
22. JEONG, K.-W., KIM, S.-H., ŞEN, N., ŞERMET, I. B. & GÜRLER, N. 2019. Sealing capability and marginal fit of titanium versus zirconia abutments with different connection designs. *The journal of advanced prosthodontics*, 11, 105-111.

23. KAN, J. Y., RUNGCHARASSAENG, K., BOHSALI, K., GOODACRE, C. J. & LANG, B. R. 1999. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 7-13.
24. KATSOU LIS, J., MERICSKE-STERN, R., ENKLING, N., KATSOU LIS, K. & BLATZ, M. B. 2015. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clinical oral implants research*, 26, 44-49.
25. KIM, K.-B., KIM, J.-H., KIM, W.-C. & KIM, J.-H. 2014. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112, 1432-1436.
26. KOFRON, M. D., CARSTENS, M., FU, C. & WEN, H. B. 2019. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. *Clinical Biomechanics*, 65, 92-99.
27. MISHRA, S. K., CHOWDHARY, R. & KUMARI, S. 2017. Microleakage at the different implant abutment interface: a systematic review. *Journal of clinical and diagnostic research :JCDR*, 11, ZE10.
28. MOBILIO, N., FASIO L, A., FRANCESCHETTI, G. & CATAPANO, S. 2016. Marginal vertical fit along the implant-abutment interface: A microscope qualitative analysis. *Dentistry Journal*, 4, 31.
29. MORASCHINI, V., POU BEL, L. D. C., FERREIRA, V. & DOS SP BARBOZA, E. 2015. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 44, 377-388.
30. MUMCU E. & ERDINÇ, G. 2018. Implant abutment selection criteria. *Acta Sci. Dent. Sci*, 8, 31-38.
31. QUIRYNEN, M. & VAN STEENBERGHE, D. 1993. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clinical oral implants research*, 4, 1.١٦١-٥٨
32. REVILLA-LEÓN, M., CEBALLOS, L., MARTÍNEZ-KLEMM, I. & ÖZCAN, M. 2018. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120, 942-947.
33. ROMERO, G. G., ENGELMEIER, R., POWERS, J. M. & CANTERBURY, A. A. 2000. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84, 602-607.
34. SAHIN, S. & ÇEHRELI, M. C. 2001. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry*, 10, 85-92.
35. SIADAT, H., BEYABANAKI, E., MOUSAVI, N. & ALIKHASI, M. 2017. Comparison of fit accuracy and torque maintenance of zirconia and titanium abutments for internal tri-channel and external-hex implant connections. *The journal of advanced prosthodontics*, 9, 271-277.
36. SPINATO, S., STACCHI, C., LOMBARDI, T., BERNARDELLO, F., MESSINA, M., DOVIGO, S. & ZAFFE, D. 2020. Influence of abutment height and vertical mucosal thickness on early marginal bone loss around implants: A randomised clinical trial with an 18-month post-loading clinical and radiographic evaluation. *Int. J. Oral Implantol*, 13, 279-290.

37. SPINATO, S., STACCHI, C., LOMBARDI, T., BERNARDELLO, F., MESSINA, M. & ZAFFE, D. 2019. Biological width establishment around dental implants is influenced by abutment height irrespective of vertical mucosal thickness: A cluster randomized controlled trial. *Clinical oral implants research*, 30, 649-659.
38. STRUB, J. R., REKOW, E. D. & WITKOWSKI, S. 2006. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 1289-1296.
39. SUN, J. & ZHANG, F. Q. 2012. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21, 641-644.
40. SUTRADHAR, W., MISHRA, S. K. & CHOWDHARY, R. 2022. Evaluation of customized cobalt-chromium abutments fabricated with different manufacturing process versus titanium stock abutments on the marginal misfit-An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 22, 225.
41. TRULLENQUE-ERIKSSON, A. & GUIBADO-MOYA, B. 2014. Retrospective long-term evaluation of dental implants in totally and partially edentulous patients. Part I: survival and marginal bone loss. *Implant Dentistry*, 23, 732-737.
42. VALLITTU, P. K. & KOKKONEN, M. 1995. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74, 412-419.