A comparative in vitro study to evaluate fracture resistance and failure modes of premolars restored with custom-milled fiber-reinforced resin posts and cores

Dr. Naser Baherly *
Dr. Hazem Hassan**
Naif Ghanem***

(Received 13 / 1 / 2022. Accepted 29 / 5 / 2022)

□ ABSTRACT □

This study aims to evaluate the fracture resistance and failure patterns of premolars restored with custom milled fiber-reinforced resin posts and cores.

Materials and methods:

Twenty newly extracted premolars were collected, then their coronal parts were cut 2 mm above the cementoenamel junction. Endodontic treatment was performed, Then the premolars were placed within acrylic bases, after that the root canals were prepared to receive the posts. The premolars were randomly distributed into two groups:

Group MP: restored with custom milled resin fiber-reinforced posts and cores.

Group PP: restored with prefabricated fiber-reinforced resin posts.

20 metallic crowns were made, then luted to their abutments. The samples were subjected to 45° shear forces until failure occurred. Statistical tests were carried out using SPSS (20).

Results: T student's test showed no significant differences between the mean fracture strength in the two groups ($P = 0.149 > 0.05$). For failure patterns, the x2 test showed no significant difference between the two groups ($P= 0.160> 0.05$).

Conclusion: Within the limits of this study, custom milled resin fiber-reinforced posts and cores can be used for restoring compromised premolars.

Keywords: custom-milled post, post and core, fiber post, fracture resistance, failure types.

* **Assistant professor_ Department of fixed prosthodontic dentistry_faculty of dentistry_Tishreen University.**
** **Professor_ Department of Orthodontic dentistry_faculty of dentistry_Tishreen University.**
*** **Ph.D student_ Department of fixed prosthodontic dentistry_faculty of dentistry_Tishreen University.**

دراسة مخبرية مقارنة لتقييم مقاومة كسر وأنماط فشل الضواحك المرممة بقلوب وأوتاد إفرادية مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف

د. ناصر بهرلي*

د. حازم حسن**

نايف غانم***

(تاريخ الإيداع 13 / 1 / 2022. قُبِل للنشر في 29 / 5 / 2022)

□ ملخّص □

تهدف هذه الدراسة إلى تقييم مقاومة كسر وأنماط فشل الضواحك المرممة بقلوب وأوتاد إفرادية مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف

المواد والطرائق: تم جمع 20 ضاحك سفلي مقلوعة حديثاً، ثم تم قص الجزء التاجي منها فوق الملتقى الميناءي الملاطي بـ 2 ملم. أُجريت معالجة لبية للضواحك. ثم وضعت ضمن قواعد إكريلية، بعدها حُضرت الأقنية الجذرية لاستقبال الأوتاد. وزعت الضواحك عشوائياً على مجموعتين:

المجموعة MP: رممت بقلوب وأوتاد إفرادية مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف، المجموعة PP: رممت بأوتاد راتنجية مسبقة الصنع مقواة بالألياف.

تم صنع 20 تاج معدني، ثم ألصقت على دعاماتها. أخضعت العينات لقوى قص بزاوية 45 درجة حتى حدوث الفشل. أجريت الاختبارات الإحصائية باستخدام برنامج ال SPSS (20). النتائج: أظهر اختبار T student عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين متوسطات مقاومة الكسر في المجموعتين(P= 0.149> 0.05). بالنسبة لأنماط الفشل أظهر اختبار x^2 عدم وجود فرق بين المجموعتين (P=0.160>0.05).

الخلاصة: ضمن حدود هذه الدراسة يمكن استخدام القلوب والأوتاد الإفرادية المخروطة من الراتنج المقوى بالألياف في ترميم الضواحك المتهدمة.

الكلمات المفتاحية: أوتاد إفرادية مخروطة، قلب ووتد، أوتاد الراتنج المقواة بالألياف، مقاومة الكسر ، أنماط الفشل.

* **أستاذ مساعد _ قسم التعويضات الثابتة_ كلية طب الأسنان_ جامعة تشرين- اللاذقية- سورية**

NasserBaherli@tishreen.edu.sy

** **أستاذ _ قسم تقويم الأسنان والفكين_ كلية طب الأسنان_ جامعة تشرين- اللاذقية- سورية**

ProfHazemhassan@tishreen.edu.sy

*** **طالب دكتوراه _ قسم التعويضات الثابتة_ كلية طب الأسنان_ جامعة تشرين- اللاذقية- سورية**

dr.naifgh1210@gmail.com

مقدمة:

يعتبر ترميم الأسنان المعالجة لبياً والمتهدمة تحدياً بالنسبة للطبيب، وذلك بسبب التغيرات في السلوك البيوميكانيكي للأسنان المعالجة لبياً، إذ تحدث هذه التغيرات على عدة مستويات: (المكونات النسيجية، و بنية السن). تستخدم القلوب والأوتاد عند الحاجة لترميم سن متهدم معالج لبياً وذلك لتحسين ثبات ومقاومة التعويض (Alharbi et al., 2014). يجب أن تملك المواد التي تصنع منها القلوب والأوتاد خواصاً ميكانيكية وفيزيائية مشابهة للعاج مما يساعدها على امتصاص الحمولات الإطباقية وتجنب انكسار السن أو انفكاك الوتد (Ambica et al., 2013)، لذلك ركزت معظم الأبحاث على مواد القلوب والأوتاد التي تملك (معامل مرونة، مقاومة للضغط، معامل تمدد حراري، وخواص بصرية) قريبة من مثيلاتها في بنية السن (Ambica et al., 2013) (Alharbi et al., 2014). منذ عام 1990 استخدمت أوتاد الراتنج المقوى بالألياف بشكل واسع نظراً لجماليتها، وتكلفتها المنخفضة، ومعامل مرونتها القريب من العاج (Marchionatti et al., 2017). يوجد سلبيتان أساسيتان في هذه الأوتاد هي ضعف انطباقها داخل الأقنية الجذرية خصوصاً في الأقنية بيضوية الشكل أو الواسعة، إضافة إلى كثرة انفكاكها(Awad & Marghalani, 2007) (Anchieta et al., 2012). للتغلب على هذه المشاكل تمت تغطية هذه الأوتاد مسبقة الصنع بالراتنج للحصول على وتد إفرادي على شكل القناة مما حسن من انطباق الوتد وبالتالي حسن من ثباته (Faria-e-Silva et al., 2009). ومع ذلك بقي هناك مشكلة في استخدام تقنية الأوتاد الإفرادية المصنوعة بشكل يدوي ألا وهي مساحة السطح البيني الكبيرة الموجودة بين الوتد والراتنج المستخدم في تغطيته (Artopoulou et al., 2006) (Deger et al., 2005). نتج عن استخدام طب الأسنان الرقمي وتقنيات الخراطة باستخدام الـ CAD-CAM أنظمة فعالة عالية الدقة، مما قلل من وقت التصنيع ونسبة الخطأ في الأجهزة السنية(Miyazaki et al., 2009) . لذلك يبدو استخدام تقنية (التصميم بمساعدة الحاسوب والتصنيع بمساعدة الحاسوب) الـ CAD\CAM لإنتاج أوتاد داخل جذرية إفرادية تشريحية أمراً ممكناً، خصوصاً عند الأخذ بعين الاعتبار إمكانية خراطة القلب والوتد سوياً، مما يقلل من الحاجة لبناء قلب من الراتنج (Liu et al., 2010). يملك تصنيع أوتاد الراتنج المقواة بالألياف بشكل إفرادي باستخدام تقنية الـCAD\CAM العديد من الحسنات منها: (تسمح هذه الأوتاد بتأمين أقل سماكة اسمنت ممكنة من أجل عملية الإلصاق، إضافة إلى تسهيل التقنية من خلال تقليل عدد الخطوات السريرية، وعدم الحاجة لبناء قلوب من الراتنج، كون القلب والوتد يخرطان ككتلة واحدة في هذه التقنية، وأخيراً خلق طبقة متجانسة من اسمنت الالصاق داخل النظام القنيوي) (Liu et al., 2010). مؤخراً تم انتاج بلوكات من الراتنج المقوى بالألياف لاستخدامها مع تقنية الـ CAD\CAM كبديل عن الخزف (Shembish et al., 2016)، تمتلك الترميمات المصنوعة من بلوكات الراتنج والمخروطة بتقنية الـ CAD\CAM العديد من الميزات مقارنة بمثيلاتها من الخزف مثل: سرعة في الخرط، جودة حفافية أفضل، إضافة إلى عدم الحاجة إلى الإدخال إلى الفرن بعد الخرط (Giordano, 2006). أظهر الراتنج المقوى بالألياف و المخروط بتقنية الـ CAD\CAM معامل مرونة قريب من معاملة مرونة العاج أكثر من الخزف إضافة إلى القدرة على امتصاص القوى الماضغة (Mainjot et al., 2016). فوفقاً لتعليمات شركة BIOLOREN فإن المنتج Trilor® وهو عبارة عن بلوكات من الراتنج المقوى بالألياف مكون من قالب إيبوكسي ريزين (25% من حجم القالب) مقوى بألياف زجاج متعددة الإتجاهات (75% من الحجم) يتمتع بمقاومة انحناء 540 MPa ومعامل مرونة 26 GPa) (Eid et al., 2019، إذ إن هذه البلوكات تدمج بين الخواص الميكانيكية العالية والاستقرار اللوني للخزف مع معامل

المرونة المنخفض والمرونة العالية التي يتمتع بها الراتنج مما يجعل منها افتراضياً مادة مثالية لصناعة القلوب والأوتاد الإفرادية(GONZAGA & CORRER, 2017).

أهمية البحث وأهدافه:

إمكانية إيجاد أوتاد إفرادية راتنجية مقواة بالألياف بديلة للأوتاد الراتنجية مسبقة الصنع من خلال استخدام تقنية الـ CAD\CAM. كذلك وعلى الرغم من إظهار الدراسات السابقة إمكانية استخدام بلوكات الراتنج المقوى بالألياف وتقنية الـ CAD\CAM في صناعة القلوب والأوتاد الإفرادية (Eid et al., 2019a) (Eid et al., 2019b). إلا أنه لا يوجد سوى دراسة واحدة اختبرت مقاومة كسر وأنماط فشل منظومة (تاج _سن _قلب ووتد إفرادي مخروط من الراتنج المقوى بالألياف) وأجريت على الثنايا العلوية (Eid et al., 2021)، لذلك ونظراً لقلة الدراسات التي تختبر هذه المادة والتقنية الجديدة تهدف هذه الدراسة إلى تقييم مقاومة كسر وأنماط فشل منظومة (تاج _سن _قلب ووتد إفرادي مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف) مقارنة مع منظومة (تاج _سن _قلب ووتد راتنجي مقوى بالألياف مسبق الصنع).

الفرضية الصفرية عدم وجود فروق في مقاومة كسر وأنماط فشل منظومة (تاج _سن _قلب ووتد إفرادي مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف) مقارنة مع منظومة (تاج _سن _قلب ووتد راتنجي مقوى بالألياف مسبق الصنع).

المواد والطرائق:

أجري هذا البحث في قسم التعويضات الثابتة (كلية طب الأسنان في جامعة تشرين). تم جمع ضواحك أولى سفلية وحيدة الجذر مقلوعة حديثاً لأسباب تقويمية خالية من التشوهات ومتقاربة بالحجم. اختير من هذه الضواحك 20 ضاحك متقاربة بالأطوال والأقطار، إذ تم استبعاد جميع الضواحك التي أبدت اختلافاً أكبر من 1 ملم في الأبعاد كافة. بعدها استخدم جهاز (Piezo Scaler Tigon+, W&H)، لتنظيف هذه الضواحك من بقايا الرباط السني والقلح. عند الانتهاء من إجراءات التنظيف استخدم محلول كلورامينT بتركيز0.5 لحفظ العينة (Chloramine T, Honeywell Riedel de-Haen, Seelze, Germany)، . لمحاكاة واقع الأسنان المتهدمة بشدة وتوحيد المعايير في المجموعتين، تم قص التاج السريري للضواحك فوق الملتقى المينائي الملاطي ب 2 ملم، ثم أعيد قياس أطوال الضواحك من سطح القص حتى ذروة الجذر باستخدام مقياس رقمي (Digital Caliper, IOS, USA) ، وذلك للتأكد من تجانس العينة، إذ بلغ متوسط أطوال الضواحك المقصوصة (16.5± 1ملم). بعدها تم الانتقال إلى إجراءات المعالجة اللبية للجذور، أُستخدم نظام التحضير (M3-L platinum, UDG, China) بتسلسل مبارده وفق تعليمات الشركة المصنعة. استعمل هيبوكلوريد الصوديوم ذو التركيز (5.25% w/v) للإرواء عند الانتقال من مبرد لمبرد. يبلغ قياس ذروة المبرد الأخير في هذا النظام (25) باستدقاق (6%)، لذلك تم إنهاء تحضير الأقنية بهذا المبرد، ثم غسلت القناة للمرة الأخيرة بالهيبوكلوريد، وجُففت بأقماع ورقية (Absorbent paper points, METABIOMED,Korea). استخدمت تقنية التكثيف الجانبي (Gutta Percha Points, METABIOMED,Korea) لحشي الأقنية الجذرية مع مادة حاشية خالية من الأوجينول (ADSEAL, METABIOMED, Korea). بعدها غُمرت الضواحك المعالجة لبياً ضمن قوالب إكريلية ذاتية التصلب BMS (017, BMS Dental, Italy) وفق محورها الطولي وذلك بالاستعانة بجهاز التخطيط (dental surveyor)

(marathon 103 surveyor,Saeyang, China)، إذ كان مستوى الإكريل عامودي على السن وتحت الملتقى الميناائي الملاطي ب 2 ملم مما يحاكي توضع العظم السنخي حول الأسنان.

للحصول على سوار عنقي تاجي (ferrule) بارتفاع 2 ملم و خط إنهاء شبه كتف بعرض 0.8 ملم عند منطقة الملتقى الميناائي الملاطي حُضرت النسج السنية المتبقية بعد القص في جميع العينات تحت التبريد المائي باستخدام سنبلة ماسية مخروطية مدورة الرأس متوسطة الخشونة (200378AA\850-018-10ML, Coltene Whaledent, Switzerland) ، ثم أنهي التحضير باستخدام سنبلة ماسية مخروطية مدورة الرأس ناعمة (200378AA\850-018-10ML, Coltene Whaledent, Switzerland). تم استبدال السنابل بعد 5 استخدامات لها. عند الانتهاء من التحضير قيست سماكات النسج السنية المتبقية باستخدام مقياس رقمي (Digital Caliper, IOS, USA)، إذ تم استبعاد أي عينة كانت فيها سماكة النسج السنية المتبقية بعد التحضير أقل من 1ملم واستبدلت بعينة جديدة. بعدها تم البدء بإجراءات تحضير الأقنية الجذرية لاستقبال الأوتاد، بداية فُرغت جميع الأقنية حتى طول 11 ملم باستخدام سنابل (Peeso Reamers, LG DENT, China) قياس (1,2) بالتدريج، بعدها استعملت السنبلة المتوافقة مع قطر أوتاد الراتنج المقوى بألياف الزجاج مسبقة الصنع (CO DR2 12GR, Bioloren, Italy) ذات الاستدقاق 2% المستخدمة لترميم ضواحك المجموعة PP، لإنهاء تحضير مسكن الوتد في جميع العينات، وذلك لتوحيد إجراءات تحضير مسكن الوتد في جميع العينات، بعدها وزعت الضواحك عشوائياً على مجموعتين:

1- المجموعة MP: رممت أسنان هذه المجموعة بقلوب وأتاد إفرادية راتنجية مقواة بالألياف مخروطة بتقنية الـ CAD\CAM (Trilor® Bioloren, Saronno, Italy)

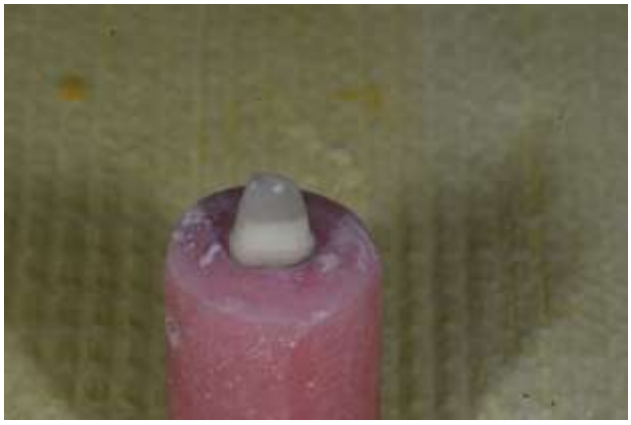
تم الاعتماد على طريقة العمل الرقمية الجزئية التي تعتمد على الحصول على طبعة مطاطية للقناة، ثم القيام بعملية المسح باستخدام scanner موجود في المخبر، لذلك أُخذت طبعات للأقنية الجذرية بتقنية Two stage Putty-Wash technique (Zetaplus, Putty and Light Body, Oranwash L Zhermack, Italy)، ثم أرسلت إلى المخبري. في المخبر بُخت الطبعات ببخاخ المسح (Scan-spray Pro, beige, Germany)، ثم مسحت باستخدام scanner (scanBox, Smart optic,Germany) ، جُمعت بعدها البيانات الرقمية الناتجة، وتم تحويلها إلى برنامج تصميم مخصص (Exocad dental CAD, ExocadGmbH, Darmstadt, Germany))، إذ صُمم قلب ووتد لكل دعامة في هذه المجموعة بحيث كان ارتفاع الحدبة الدهليزية للقلب 4 ملم ، وارتفاع الحدبة اللسانية للقلب 3ملم من منطقة القص حتى ذروة الحدبة. لترك الفراغ اللازم لإسمنت الإلصاق تم تصميم الوتد بأبعاد أصغر بـ 80 ميكرون من الأبعاد الحقيقية للوتد. أرسلت التصاميم السابقة إلى مخرطة (D15, Yanadent, Turkey)، للقيام بإجراءات الخراطة وبعد الحصول على قلوب وأوتاد هذه المجموعة رملت بحبيبات أكسيد الألمنيوم 110 ميكرون (Shera alumminiumoxid, Germany) تحت ضغط (2–3) بار. بعدها أرسلت الأوتاد للتأكد من انطباقها على دعاماتها وبعد التأكد من ذلك تم البدء بإجراءات إلصاقها. بداية خُرشت لمدة 10 ثوان لضمان إزالة أي شوائب عالقة في الأقنية العاجية ناتجة عن إجراءات التحضير وأخذ الطبعة وتجربة الوتد، ثم غسلت بالماء لمدة 5 ثوان، وجففت باستخدام الأقماع الورقية. أما عن طريقة معاملة سطح قلوب وأوتاد هذه المجموعة فقد كانت كما يلي: بداية مُسحت القلوب والأوتاد بالكحول الإيتيلي وتركت لتجف ثم فُرشت طبقتين من عامل الربط المضاعف (السيلان) (Silane, Ultradent Prouducts ,South Jordan, UT, USA) على الوتد وتُرك لمدة دقيقة حتى يجف. استعمل اسمنت

راتنجي ثنائي التصلب وذاتي الإلصاق (TheraCem, Self adhesive resin cement, Bisco, USA)، بحيث طبق جزء داخل الأقنية الجذرية وجزء على الوتد وفقاً لتعليمات الشركة المصنعة. بعدها أدخل القلب والوتد داخل القناة، وطبق ضغط إصبعي على القلب. أزيلت زوائد الاسمنت باستخدام فرشاة ناعمة وفي النهاية تم التصليب لمدة 60 ثانية. الصورة (1)

الصورة (1) توضح إحدى دعامات المجموعة MP مرممة بقلب ووتد إفرادي راتنجي مقوى بالألياف مخروط بتقنية الـ CAD\CAM

2- المجموعة PP:

رممت أسنان هذه المجموعة بأوتاد راتنجية مقواة بألياف الزجاج مسبقة الصنع (AVANT CONIC translusent (Fiberglass Post, Bioloren, Italy) وقلب من الكومبوزيت (Spectrum, Dentsply Sirona, Germany). بداية خُرشت الأقنية الجذرية لمدة 10 ثوان، ثم غسلت بالماء لمدة 5 ثوان، وجففت باستخدام الأقماع الورقية. بعدها طبقت مادة الربط العاجي ((Tetric N-Bond, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein على النسج التاجية المتبقية فوق خط الإنهاء بعد التحضير، ثم تم تطبيق تيار هوائي خفيف لتأمين انتشارها على كامل السطح، بعدها صلبت لمدة 20 ثانية. فيما يتعلق بالأوتاد بداية قُصت الأوتاد بطول 14 ملم باستخدام سنبلة ماسية تحت الإرذاذ المائي ثم مُسحت بالكحول الإيتيلي وتركت لتجف حسب تعليمات الشركة المصنعة للأوتاد. بعدها طُبق جزء من الاسمنت الراتنجي ذاتي الإلصاق (TheraCem, Self adhesive resin cement, Bisco, USA)، داخل الأقنية الجذرية بينما طبق الجزء الآخر على الأوتاد وفقاً لتعليمات الشركة المصنعة. ثم أدخلت الأوتاد داخل القناة وطبق ضغط إصبعي عليها. أزيلت زوائد الاسمنت باستخدام فرشاة ناعمة وفي النهاية تم التصليب لمدة 60 ثانية. بالنسبة لإجراءات بناء قلوب الكومبوزيت ومن أجل توحيد شكل القلوب وأحجامها، تم صنع دليل من صفيحة فاكيوم لأحد قلوب مجموعة MP ثم تم بناء قلوب الكومبوزيت على طبقات بحيث لم تتجاوز سماكة طبقة الكومبوزيت 2 ملم، صُلبت كل طبقة لمدة 30 ثانية، وضعت آخر طبقة من الكومبوزيت وقبل تصليبها تم استخدام الدليل للتأكد من أبعاد وشكل القلب، بعدها نُزع الدليل وصلبت آخر طبقة. بعد الانتهاء من بناء القلوب تمت إزالة أي نقاط تثبيت موجودة والتأكد من تحقيق التمادي بين النسج السنية ومادة القلب باستخدام سنبلة ماسية مخروطية مدورة الرأس ناعمة (200378AA\850-018-10ML, Coltene Whaledent, Switzerland). الصورة (2)



الصورة (2) توضح إحدى دعامات المجموعة PP مرممة بوتد راتنجي مقوى بألياف الزجاج مسبق الصنع مع قلب من الكومبوزيت

بعد الانتهاء من إجراءات الإلصاق في المجموعتين أعيد إرسال العينات إلى المخبر لصناعة التيجان المعدنية. إذ مُسح الجزء التاجي من العينات باستخدام scanner (scanBox, Smart optic,Germany) بعدها جُمعت البيانات الرقمية وتم تحويلها إلى برنامج تصميم مخصص (Exocad dental CAD, ExocadGmbH, Darmstadt, Germany)، إذ تم إجراء تصميم تاج معدني مصنوع من خليطة نيكل كروم (SYSTEM NH, adentatec, Germany) لكل دعامة في المجموعتين بالمواصفات التالية: 1- سماكة المعدن عند خط الإنهاء 0.8 ملم، 2- سماكة المعدن على السطح الطاحن 1.5 ملم، 3- حفرة بشكل نصف كرة قطرها 2.5 ملم على المنحدر الداخلي لحدبة الدعم على جميع التيجان بحيث يتوافق مع شكل رأس تطبيق القوة في جهاز الاختبارات الميكانيكة، وذلك لضمان عدم انزلاق الرأس أثناء تطبيق القوة، إضافة لتوحيد مكان تطبيق القوة في جميع العينات. أُلصق كل تاج معدني على الدعامة الموافقة له باستخدام اسمنت زجاجي شاردي (Vivaglass CEM PL, Ivoclarvivadent,Liechtenstein)، أُدخل المزيج في باطن التاج ثم وضع التاج على دعامته وطُبق ضغط إصبعي خفيف لمدة دقيقة، بعدها أزيلت الزوائد وحفظت العينات حتى موعد الاختبارات الميكانيكة. الصورة (3)

الصورة (3) توضح التاج المعدني بعد إلصاقه على الدعامة الموافقة له

أُجري اختبار مقاومة الكسر باستخدام جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة (Ibertest,IBMU series, Spain) الموجود في كلية الهندسة الميكانيكية جامعة تشرين. طُبقت القوة بزاوية 45 درجة بالنسبة للمحور الطولي للسن على المنحدر الداخلي لحدبة الدعم (الحدبة الدهليزية) وبسرعة 1ملم/الدقيقة بواسطة رأس معدني نهايته على شكل نصف كرة قطرها 2.5 ملم، بحيث توضّع الرأس في الحفرة المخصصة له. استمر الجهاز بتطبيق القوة حتى حدوث الفشل. سجلت القوة المسببة للفشل بالنيوتن، ثم تم فحص أنماط الفشل الحاصلة عيانياً وشعاعياً وتسجيلها في جداول خاصة. الصورة(4)

الصورة (4) توضح إحدى العينات الخاضعة لاختبار مقاومة الكسر باستخدام جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة

تم تقسيم أنماط الفشل إلى مجموعتين:

1- قابلة للإصلاح: ضمت هذه المجموعة جميع العينات التي كان خط الكسر فيها فوق مستوى العظم المحاكى (الإكريل). كذلك اعتبر انفكاك الوتد أو التعويض نمط فشل قابلاً للإصلاح.

2- غير قابلة للإصلاح:

ضمت هذه المجموعة جميع العينات التي كان خط الكسر فيها تحت مستوى العظم المحاكى (الإكريل).

التحاليل الإحصائية:

أجريت الإختبارات الإحصائية باستخدام البرنامج الإحصائي (SPSS) النسخة 20، عند مستوى دلالة 0.05. إذ تم استخدام اختبار T student للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقاومة الكسر (بالنيوتن) بين المجموعتين (MP) و(PP) واختبار Chi-square لدراسة دلالة الفروق في تكرارات أنماط الفشل الحاصلة بين مجموعتي الدراسة.

النتائج:

تم إجراء اختبار Kolmogorov-Smirnov Test لاختبار نمط توزع البيانات التي تم الحصول عليها بعد إجراء الاختبارات الميكانيكية. كانت قيمة الـ 0.05<P value (P= 0.200) وبالتالي فإن البيانات تتبع التوزع الطبيعي.

كان متوسط مقاومة الكسر للمجموعة (MP) =356.9 نيوتن، بينما كان متوسط مقاومة الكسر للمجموعة (PP) = 439.50 نيوتن. الجدول (1)

الجدول (1) يبين متوسط مقاومة الكسر والانحراف المعياري للمجموعتين المدروستين

groups	N	Mean	Std. Deviation
MP	10	356.9	141.05
PP	10	439.50	100.61

لم يوجد أي فروق هامة إحصائياً بين متوسطي مقاومة الكسر في المجموعتين (MP)، (PP) (P= 0.149 >0.05) الجدول (2).

الجدول (2) يبين نتيجة اختبار t student للعينات المستقلة

t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference
1.508	18	0.149	82.600

ذُكرت أنماط الفشل الحاصلة في المجموعتين في الجدول (3)، إذ كان 80% من أنماط الفشل في المجموعة (MP) قابلاً للإصلاح، بينما كان 50% من أنماط الفشل في المجموعة (PP) قابلاً للإصلاح.

الجدول (3) يبين توزع أنماط الفشل في المجموعتين المدروستين

	أنماط الفشل		المجموع
	قابل للإصلاح	غير قابل للإصلاح	
MP	8	2	10
PP	5	5	10
المجموع الكلي	13	7	20

أُجري اختبار Chi-square لتحري الفروق بين أنماط الفشل في المجموعتين(MP)، (PP). أظهرت نتيجة الاختبار عدم وجود فروق هامة إحصائياً بين المجموعتين (0.160 P> 0.05).

المناقشة:

هدفت هذه الدراسة إلى تقييم مقاومة كسر وأنماط فشل منظومة (تاج _سن _قلب ووتد إفرادي مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف) (Trilor® Bioloren) مقارنة مع منظومة (تاج _سن _قلب ووتد راتنجي مقوى بالألياف مسبق الصنع). إذ لم تلقى هذه المادة الاهتمام الكافي لاستخدامها كقلوب وأوتاد رغم خواصها الميكانيكية الجيدة، إضافة إلى وجود عدد قليل من الدراسات في الأدب الطبي تقيم استخدامها كمادة لصناعة الأوتاد (Eid et al., 2019a)، (Eid et al., 2019b)، (Eid et al., 2021).

لاختبار هذه المنظومة بشكل يحاكي الواقع السريري اختيرت قوى القص، إذ طبقت على تعويضات معدنية مصنوعة من معدن النيكل كروم كقوى لاختبار مقاومة الكسر، من خلال تطبيق قوة مستمرة بزاوية 45 درجة على المنحدر الداخلي لحدبة الدعم حتى حدوث الفشل. إن تطبيق القوة بزاوية 45 يجعل السن المرمم بقلب ووتد يخضع لقوى إضافية غير محورية، والتي ترتبط بدورها بقوى غير مفضلة على السن أثناء الوظيفة. أيضاً يبدي هذا الشكل من القوة أسوأ سيناريو فيما يتعلق بمقاومة كسر الأسنان المعالجة لبياً، مما يجعل هذه الزاوية ملائمة لتقييم السلوك البيوميكانيكي

للأسنان المرممة بأوتاد الراتنج المقوى بألياف الزجاج (Zicari et al., 2012). كذلك لا تعتبر هذه الدراسة أول دراسة تستخدم هذه الطريقة وهذه الزاوية في اختبارات مقاومة الكسر، إذ تم استخدامها في العديد من الدراسات السابقة (Taha et al., 2011)، (Fokkinga et al., 2004)، (Naumann et al., 2007).

تعتمد مقاومة كسر الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد على العديد من العوامل (موقع السن المرمم، الحمولات الإطباقية واتجاه القوة المطبق، مادة وقطر الوتد، كمية النسج السنية المتبقية) (Sarkis-Onofre et al., 2014). تم توحيد كافة المتغيرات المذكورة سابقاً في هذه الدراسة مع الإبقاء على متغير المادة المصنوع منها الوتد إضافة إلى طريقة تصنيعه، ومع ذلك لم تجد هذه الدراسة أي فروق هامة إحصائياً في متوسط مقاومة الكسر بين المجموعتين المدروستين، يمكن إرجاع سبب تقارب متوسطات مقاومة الكسر في المجموعتين إلى سببين:

الأول إمكانية أن يكون السلوك البيوميكانيكي للأسنان المرممة بقلوب وأوتاد معتمداً بشكل أساسي على كمية النسج السنية المتبقية أكثر من اعتماده على نوع الوتد المستخدم وصلابته. (Zicari et al., 2012)، (Naumann et al., 2007)، (Bacchi et al., 2019). ففي دراسة أجراها (Bacchi et al., 2019) وجدوا أنه عند إخضاع الأسنان التي تملك سواراً عنقياً تاجياً، والمرممة بنوعين من الأوتاد (الأوتاد المعدنية ، وأوتاد الراتنج المقوى بالألياف) لقوى عض وظيفية قياسية، فإن كلا المجموعتين أظهرتا نفس كمية ونوعية الإجهادات داخل العاج الجذري بصرف النظر عن مادة الوتد المستخدمة. في حين من الممكن أن يعود السبب الثاني إلى إمكانية أن يكون هذا التقارب ناتجاً عن تشابه السلوك البيوميكانيكي للأوتاد المستخدمة في هذه التجربة. إذ وجدت (Eid et al., 2021) في دراسة تحليل عناصر منتهية أن أوتاد الراتنج الإفرادية المخروطة بتقنية الـ CAD\CAM تبدي سلوكاً مشابهاً للأوتاد الراتنجية المقواة بألياف الزجاج مسبقة الصنع من حيث توزيعهما للإجهادات داخل العاج الجذري مع تركز كبير للإجهادات في المنطقة العنقية من بنية القلب والوتد إضافة إلى منطقة إسمنت الإلصاق.

على الرغم من أن هذه الدراسة لم تجد فروقاً هامة إحصائياً بين متوسطي مقاومة الكسر في المجموعتين المدروستين، إلا أن هذين المتوسطين يقعان ضمن مجال متوسط قوة العض في منطقة الضواحك عند البشر، إذ يتراوح متوسط قوة العض في منطقة الضواحك عند البشر بين 222–445 نيوتن (WIDMALM & ERICSSON, 1982)، لذلك ضمن محددات هذه الدراسة يمكن اعتبار هذه الأوتاد مقبولة من الناحية السريرية.

بالنسبة لأنماط الفشل وجدت هذه الدراسة أن 80% من أنماط الفشل في المجموعة MP كانت قابلة للإصلاح (انكسار الوتد مع انفكاك التعويض)، أما بالنسبة للمجموعة PP فقد كان 50% من أنماط الفشل فيها قابلةً للإصلاح (انكسار السن فوق الملتقى الميناني الملاطي). يمكن أن تعزى أنماط فشل الأسنان في المجموعة MP إلى التركز الكبير للإجهادات في المنطقة العنقية من بنية القلب والوتد إضافة إلى منطقة إسمنت الإلصاق(Eid et al., 2021)، مما أدى إلى انكسار القالب الراتنجي المكون للوتد المخروط مع انفصال الألياف عنه. تعتمد مقاومة هذه الأوتاد بشكل أساسي على خصائص القالب الراتنجي المكون لها، إذ أظهرت صور المجهر الإلكتروني لأنماط كسر الأوتاد المخروطة من الراتنج المقوى بالألياف كسوراً بين الطبقات المكونة للوتد وداخل الطبقة الواحدة في مستوى موازٍ للألياف، وهذا ما يؤكد على أهمية القالب الراتنجي المكون لهذه الأوتاد أكثر من نوع واتجاه الألياف المغمورة ضمنه (Smith & Grove, 2002). كذلك هناك سبب إضافي محتمل للسلوك القصف لهذه الأوتاد وهو إمكانية تأثير عملية الخراطة على الخواص الميكانيكية للوتد المخروط من الراتنج المقوى بالألياف، إذ من الممكن أن تحدث عملية الخراطة إجهادات داخل السطح المقطوع من القلب والوتد، إضافة إلى إمكانية أن يؤثر انقطاع الألياف أثناء الخراطة على

السطح البيني بين الألياف والقالب الراتنجي مما يؤدي إلى انخفاض الخواص البيوميكانيكية للوتد المخروط عن مثيلاتها في البلوكة التي خُرط منها(Grandini et al., 2002) . اتفقت نتائج هذه الدراسة مع دراستي (Eid et al., 2019a) (Ruschel et al., 2018) الذين وجدا أن إجراءات الخراطة قد خفضت من الخواص الميكانيكية للأوتاد المخروطة من الراتنج المقوى بالألياف. كذلك اتفقت مع دراسة (Eid et al., 2021) التي وجدت أن أغلب أنماط الفشل في الأوتاد الإفرادية المخروطة من الراتنج المقوى بالألياف هي إنكسار الوتد في المنطقة العنقية منه.

تختبر هذه الدراسة مقاومة كسر منظومة (تاج _سن _قلب ووتد إفرادي مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف) بشكل أقرب للواقع السريري، إذ أن وجود الـ ferrule effect إضافة إلى استخدام التيجان يزيد من مقاومة الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد للكسر(Zicari et al., 2012) ، مما قد يقود إلى ارتباك عند محاولة مقارنة نتائج هذه الدراسة مع الدراسات السابقة. إذ لا يوجد أي دراسة سابقة تتشابه مع الدراسة الحالية من حيث تصميم التجربة، إلا دراسة واحدة فقط (Eid et al., 2021)، لكنها تختلف عن هذه الدراسة اختلافات جوهرية، إذ استخدمت الثنايا كدعامات فيها، أما التيجان المستخدمة فقد كانت تيجان خزفية كاملة.

على الرغم من أن استخدام أسنان مقلوعة كدعامات يحاكي الواقع السريري بشكل أكبر، إذ تعتبر سطوح الميناء والعاج المعدة للارتباط، والأقنية الجذرية المحضرة لاستقبال الأوتاد، إضافة إلى نسبة التاج إلى الجذر) أكثر دقة في الأسنان الطبيعية منها في الأسنان الصنعية (Ghanem et al., 2021)، إلا أن استخدام الأسنان الطبيعية يعتبر من محددات هذا البحث وذلك بسبب إمكانية أن تحتوي هذه الأسنان تصدعات غير مرئية من الممكن أن تؤثر على مقاومة كسر هذه الأسنان، كذلك وبالرغم من الإجراءات الدقيقة في اختيار الأسنان متقاربة الأبعاد إلا أن هناك اختلافات في أبعاد هذه الأسنان لا يمكن التحكم بها (Eid et al., 2021). من المحددات الأخرى عدم إخضاع العينات لدورات إجهاد ودورات حرارية قبل تطبيق قوى القص الساكنة إذ لا تستطيع قوى القص المطبقة بزاوية 45 أن تحاكي جميع القوى واتجاهاتها داخل الحفرة الفموية.

الاستنتاجات والتوصيات:

ضمن حدود هذه الدراسة يمكن استنتاج مايلي:

1- أظهرت الضواحك المرممة بأوتاد إفرادية مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف بتقنية الـ CAD\CAM مقاومة انكسار مقبولة مقارنة بالضواحك المرممة بأوتاد راتنج مقواة بألياف الزجاج مسبقة الصنع.

2- تقارب أنماط الفشل بين المجموعتين من حيث قابلية الإصلاح مع سيطرة أنماط الفشل القابلة للإصلاح على المجموعة (MF) المرممة بأوتاد إفرادية مخروطة من الراتنج المقوى بالألياف بتقنية الـ CAD\CAM.

3- يمكن اعتبار الأوتاد الإفرادية المخروطة من الراتنج المقوى بالألياف بتقنية الـ CAD\CAM بديلاً محتملاً لأوتاد الراتنج المقواة بألياف الزجاج مسبقة الصنع في الأسنان ذات الأقنية الواسعة أو بيضوية الشكل.

4- نوصي بإجراء المزيد من الدراسات المخبرية لاختبار الأوتاد الإفرادية المخروطة من الراتنج المقوى بالألياف وذلك بعد تعريضها لدورات حرارية ودورات إجهاد.

5- نوصي بإجراء دراسات سريرية لتقييم الديمومة السريرية لهذه الأوتاد.

Reference

A. Alharbi, F., Nathanson, D., Morgano, S. M., Baba, N. Z. *Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber‐reinforced resin posts and metallic posts in vitro*. *Dental Traumatology*, *30*(4), (2014), 317–325.

Ambica, K., Mahendran, K., Talwar, S., Verma, M., Padmini, G., Periasamy, R.. *Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study*. *Journal of Endodontics*, *39*(1), (2013), 96–100.

Anchieta, R. B., Rocha, E. P., Almeida, E. O., Freitas Junior, A. C., Martin Junior, M., Martini, A. P., Archangelo, C. M., & Ko, C. *Influence of customized composite resin fiberglass posts on the mechanics of restored treated teeth*. *International Endodontic Journal*, *45*(2), (2012), 146–155.

Artopoulou, I., O'Keefe, K. L., Powers, J. M. *Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts*. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, *15*(3), (2006), 172–179.

Awad, M. A., Marghalani, T. Y. *Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(2), (2007), 161–162.

Bacchi, A., Caldas, R. A., Schmidt, D., Detoni, M., Souza, M. A., Cecchin, D., Farina, A. P. *Fracture strength and stress distribution in premolars restored with cast post-and-cores or glass-fiber posts considering the influence of ferrule*. *BioMed Research International*, *2019*.

Deger, S., Akgüngör, G., Caniklioglu, B. *An alternative method for fabricating a custom‐made metal post with a ceramic core*. *Dental Traumatology*, *21*(3), (2005), 179–182.

Eid, R., Juloski, J., Ounsi, H., Silwaidi, M., Ferrari, M., Salameh, Z. *Fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with computer-aided design/computer-aided manufacturing post and cores: A pilot study*. *Journal of Contemporary Dental Practice*, *20*(1), (2019)a, 56–63.

Eid, R., Tribst, J. P. M., Juloski, J., Özcan, M. ,Salameh, Z. *Effect of material types on the fracture resistance of maxillary central incisors restored with CAD/CAM post and cores. International Journal of Computerized Dentistry*, *24*(1), (2021), 41–51.

Eid, R. Y., Koken, S., Baba, N. Z., Ounsi, H., Ferrari, M., Salameh, Z. *Effect of fabrication technique and thermal cycling on the bond strength of CAD/CAM milled custom fit anatomical post and cores: an in vitro study*. *Journal of Prosthodontics*, *28*(8), (2019)b, 898–905.

Faria-e-Silva, A. L., Pedrosa-Filho, C. de F., Menezes, M. de S., Silveira, D. M. da, Martins, L. R. M. *Effect of relining on fiber post retention to root canal*. Journal of Applied Oral Science, *17*(6), (2009), 600–604.

Fokkinga, W. A., Kreulen, C. M., Vallittu, P. K., Creugers, N. H. J. *A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. International Journal of Prosthodontics*, *17*(4), (2004).

Ghanem, N., Baherly, N., Hassan, H. *A Comparative In Vitro Study to Evaluate Two Designs of Endocrowns in Restoring Endodontically Treated Premolars*. International Journal of Dentistry and Oral Science (IJDOS) *08*(04), (2021), 2127–2133.

Giordano, R.. *Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations*. The Journal of the American Dental Association, *137*, (2006), 14-21.

GONZAGA, C. C., CORRER, G. M. *CAD/CAM post-and-core using different esthetic materials: Fracture resistance and bond strengths*. *American Journal of Dentistry*, *30*(6) (2017),

Grandini, S., Balleri, P.,Ferrari, M. *Fracture Resistance and Failure Pattern of Endodontically Treated Teeth Restored with Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing Post and Cores: A Pilot Study*. *Journal of Endodontics*, *28*(8), (2002), 610–612.

Liu, P., Deng, X.-L., Wang, X.-Z. *Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *103*(6), (2010), 330–333.

Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., Sadoun, M. J. *From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites*. *Journal of Dental Research*, *95*(5), (2016), 487–495.

Marchionatti, A. M. E., Wandscher, V. F., Rippe, M. P., Kaizer, O. B., Valandro, L. F.. *Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review*. *Brazilian Oral Research*, *31*. (2017)

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*. *Dental Materials Journal*, *28*(1), (2009), 44–56.

Naumann, M., Preuss, A., Frankenberger, R. *Fracture Strength and Stress Distribution in Premolars Restored with Cast Post-and-Cores or Glass-Fiber Posts Considering the Influence of Ferule*. *Dental Materials*, *23*(2), (2007), 138–144.

Naumann, M., Rosentritt, M., Preuß, A., Dietrich, T. T*he effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth : A comparative in vitro study. Journal of Dentistry*, *34*, (2006), 790–795.

Ruschel, G. H., Gomes, É. A., Silva-Sousa, Y. T., Pinelli, R. G. P., Sousa-Neto, M. D., Pereira, G. K. R., Spazzin, A. O. *Mechanical properties and superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *82*, (2018), 187–192.

Sarkis-Onofre, R., de Castilho Jacinto, R., Boscato, N., Cenci, M. S., Pereira-Cenci, T. *Cast metal vs. glass fiber posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up*. *Journal of Dentistry*, *42*(5), (2014), 582–587.

Shembish, F. A., Tong, H., Kaizer, M., Janal, M. N., Thompson, V. P., Opdam, N. J., Zhang, Y. *Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. Dental Materials*, *32*(4), (2016), 499–509.

Smith, B. W., Grove, R. A. Failure analysis of continuous fiber reinforced composites. In *Metals handbook* (2002). (pp. 731–737).

Taha, N. A., Palamara, J. E., Messer, H. H. *Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations*. *Journal of Dentistry*, *39*(8), (2011), 527–535.

WIDMALM, S., & ERICSSON, S. G.. *Maximal bite force with centric and eccentric load*. *Journal of Oral Rehabilitation*, *9*(5), (1982), 445–450.

Zicari, F., Van Meerbeek, B., Scotti, R., Naert, I. *Effect of fiber post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading*. Journal of Dentistry, *40*(4), (2012), 312–321.