

## A comparative in vitro study to evaluate fracture resistance and failure modes of individual polyether ketone posts and cores

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

(Received 28 / 6 / 2022. Accepted 14 / 9 / 2022)

### □ ABSTRACT □

This study aims to evaluate the fracture resistance and failure patterns of individual polyether ketone (PEKK) posts and cores restoring endodontically treated premolars. 20 mandibular first premolars extracted for orthodontic reasons were cut above the cemento-enamel junction by 2mm. Endodontic treatment was performed, then samples randomly distributed to two groups, Group 1: Restored with individual milled polyether ketone posts and cores. Group 2: Restored with prefabricated fiberglass-reinforced resin posts and composite cores buildups. The samples were subjected to shear forces at an angle of 45 until the failure occurred. The values were recorded in Newton, and the patterns of failure were examined. Statistical analyses were performed using SPSS software (Version 20). The T student test was used for independent groups and the X2 test at a significance level ( $\alpha=0.05$ )

Results: T-student test showed no statistically significant differences between the means of fracture resistance in the two groups ( $P=0.738>0.05$ ). The mean fracture resistance in group (1) was  $(423.2 \pm 113.28)$  Newton, while in the group (2)  $(439.5 \pm 100.616)$  Newton. For failure patterns, the X2 test showed no difference between the two groups ( $P=0.371>0.05$ ).

Conclusion: Within the limitations of this study, individual polyether ketone posts can be used in restoring endodontically compromised premolars.

**Keywords:** post and core, fiber post, PEKK, individual milled posts, polyether ketone ketone.

---

\*Associate professor\_ Department of fixed prosthodontic dentistry\_faculty of dentistry\_Tishreen University- Lattakia- Syria.

\*\*Professor\_ Department of Orthodontic dentistry\_faculty of dentistry\_Tishreen University - Lattakia- Syria.

\*\*\*Ph.D student\_ Department of fixed prosthodontic dentistry\_faculty of dentistry\_Tishreen University- Lattakia- Syria.

## دراسة مخبرية مقارنة لتقييم مقاومة كسر وأنماط فشل الأوتاد الإفرادية المصنعة من مادة بولي إيثر كيتون

د. ناصر بهرلي\*

د. حازم حسن\*\*

نايف غانم\*\*\*

(تاريخ الإيداع 28 / 6 / 2022. قُبِلَ للنشر في 14 / 9 / 2022)

### □ ملخص □

تهدف هذه الدراسة إلى تقييم مقاومة كسر وأنماط فشل الأوتاد الإفرادية المصنعة من مادة بولي إيثر كيتون (PEKK) عند استخدامها في ترميم الضواحك المعالجة لبيياً. تألفت عينة البحث من 20 ضاحك أول سفلي مخلوطة لأسباب تقويمية، فُصت فوق الملتقى المينائي الملاطي بـ 2 ملم. ثم تم إجراء معالجة لبيية لجميع الأسنان، بعدها وزعت العينات عشوائياً على مجموعتين، المجموعة 1: رمت أسنان هذه المجموعة بقلوب وأوتاد مخصصة إفرادية مخروطية من مادة الـ بولي إيثر كيتون. المجموعة 2: رمت أسنان هذه المجموعة بأوتاد الراتنج المسبقة الصنع المقواة بألياف الزجاج وقلوب من الكومبوزيت. لاختبار مقاومة الكسر أخضعت الأسنان في المجموعتين لقوى قص بزواوية 45 حتى حدوث الفشل. سجلت القيم المسببة للفشل بالنيوتن، ثم فحصت أنماط الفشل عيانياً وشعاعياً. أجريت الاختبارات الإحصائية باستخدام برنامج الـ (SPSS (20 إذ تم استخدام اختبار T student للعينات المستقلة واختبار  $\chi^2$  عند مستوى دلالة (a=0.05).

النتائج: أظهر اختبار T student عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين متوسطات مقاومة الكسر في المجموعتين (P= 0.738 > 0.05) إذ بلغ متوسط مقاومة الكسر في المجموعة (1) (423.2 ± 113.28) نيوتن، بينما بلغ في المجموعة (2) (100.616 ± 439.5) نيوتن. بالنسبة لأنماط الفشل أظهر اختبار  $\chi^2$  عدم وجود فرق بين المجموعتين. (P=0.371 > 0.05)

الخلاصة: ضمن محددات هذه الدراسة يمكن استخدام الأوتاد الإفرادية المصنوعة من مادة الـ بولي إيثر كيتون في ترميم الضواحك المتهدمة.

**الكلمات المفتاحية:** قلب ووتد، أوتاد راتنجية مقواة بالألياف، PEKK، الأوتاد الإفرادية المخروطية، بولي إيثر كيتون كيتون.

\* أستاذ مساعد \_ قسم التعويضات الثابتة \_ كلية طب الأسنان \_ جامعة تشرين - اللاذقية - سورية [NasserBaherli@tishreen.edu.sy](mailto:NasserBaherli@tishreen.edu.sy)  
\*\* أستاذ \_ قسم تقويم الأسنان والفكين \_ كلية طب الأسنان \_ جامعة تشرين - اللاذقية - سورية [ProfHazemhassan@tishreen.edu.sy](mailto:ProfHazemhassan@tishreen.edu.sy)  
\*\*\* طالب دكتوراه \_ قسم التعويضات الثابتة \_ كلية طب الأسنان \_ جامعة تشرين - اللاذقية - سورية [dr.naifgh1210@gmail.com](mailto:dr.naifgh1210@gmail.com)

## مقدمة:

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 خواص ميكانيكية وفيزيائية مشابهة للعاج مما يساعدها على امتصاص الحمولات الإطباقية، وتجنب انكسار السن أو انفكك 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). لكن وعلى الرغم من امتلاك أوتاد الراتنج مسبقة الصنع المقواة بألياف الزجاج معامل مرونة منخفض

(Cheleux & Sharrock, 2009) (45.7 to 53.8 GPa) مقارنة بالأوتاد المعدنية التيتانيوم (110 GPa) والذهب (95 GPa) (Ronald & John, 2012)، إلا أن معامل المرونة هذا مازال أعلى بـ 3 أضعاف من نظيره في العاج (18.6 GPa) (Craig & Peyton, 1958). تمتلك أوتاد الراتنج المقوى بالألياف العديد من الميزات مقارنة بالأوتاد المعدنية التقليدية، أحد أهم ميزات أوتاد الـ (FRC) fiber reinforced composite ( هو معامل المرونة القريب من معامل مرونة العاج (25-75 GPa)، والذي يمكن أن يسبب كسور جذرية أقل إضافة إلى ذلك تتمتع هذه الأوتاد بناحية جمالية أعلى من الأوتاد المعدنية. من النادر أن يتوافق شكل وتد الـ FRC مسبق الصنع مع الشكل التشريحي للقناة الجذرية، لذلك عند استخدام وتد FRC مسبق الصنع سيملاً للإسمنت الراتنجي الفراغ الكبير الحاصل بين الوتد والقناة الجذرية وخصوصاً في الثلث التاجي من القناة (Fokkinga et al., 2004)، يمكن أن يكون الجزء التاجي من منظومة (قلب\_ وتد FRC) مسبق الصنع لا يملك الصلابة الكافية لمقاومة الضغوطات العالية المتولدة عن الحمولات الإطباقية في المناطق التاجية والعنقية (Pegoretti et al., 2002)، وبالتالي تكون النتيجة منظومة (قلب\_وتد) غير قادرة على تحمل الحمولات الإطباقية، مما يؤدي إلى عدم قدرتها على مقاومة الضغوطات العالية عنقياً عند حواف التعويض. سيقود هذا إلى انفصال الحواف مما يعني فشل التصاق في جهة التعويض المتعرضة للإجهاد وفي النهاية حدوث النخور الثانوية. (Schmitter & Hamadi, 2011).  
Polyetherketoneketone (PEKK) متعدد تماثر جديد جذب انتباه الباحثين بسبب خواصه الممتازة التي يمكن تطبيقها في العديد من المجالات في طب الأسنان (Najeeb et al., 2016). تعتبر مادة الـ PEKK من اللدائن الحرارية عالية الأداء الخالية من الميتاكريلات (Choupin, 2017)، إذ تعتبر مادة الـ PEKK متعدد تماثر لدن حراري خطي ويتألف من حلقات من البنزين المرتبطة على التوالي من خلال مجموعات الإيثر أو الكيتون (Amornvit et al., 2019). تظهر مادة الـ PEKK خواص ميكانيكية وفيزيائية ممتازة مثل درجة الانصهار ومقاومة الانضغاط، فعند مقارنتها مع مادة الـ (PEEK النقية والمقواة بالزجاج)، أبدت الـ PEKK خواص ميكانيكية أفضل من ناحية مقاومة الانحناء، الشد، والانضغاط (Fuhrmann et al., 2014).

Pektkon ivory (Cendres + Métaux, SA, Switzerland) هو منتج من مادة الـ PEKK يملك مقاومة انضغاط أعلى بـ 80% من مادة الـ PEEK غير المقواة (Alsadon et al., 2020)، كذلك يتمتع بمقاومة انضغاط تقدر بـ (246 MPa) ومعامل مرونة (5.1 GPa) وذلك أقل من مثيلاتها في العاج (Song et al., 2018) (Lee et al., 2017). بناءً على ما سبق اعتبرت مادة الـ PEKK مادة جذابة لصناعة القلوب والأوتاد الإفرادية (custom-made) وذلك بسبب خواصها الفيزيائية المميزة مثل معامل المرونة

المنخفض والطرق المختلفة للتصنيع متضمنة الحقن والخراطة (Song et al., (milling and pressing) (2018). نتج عن استخدام طب الأسنان الرقمي وتقنيات الخراطة باستخدام الـ CAD-CAM أنظمة فعالة عالية الدقة، قللت من وقت التصنيع ونسبة الخطأ في الأجهزة السنية (Miyazaki et al., 2009). لذلك يبدو استخدام تقنية 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)، و يحسن من مقاومة كسر الأسنان (da Costa et al., 2017)، ويقلل من سماكة اسمنت الإلصاق، ويزيد من ثبات الأوتاد (Tsintsadze et al., 2017). أظهرت الدراسات السابقة إمكانية استخدام مادة الـ PEKK لصناعة القلوب والأوتاد الإفرادية (Lee et al., 2017)، لكن لا يوجد سوى عدد قليل من الدراسات في الأدب الطبي قيمت استخدام الـ PEKK كمادة لصناعة الأوتاد (Güven et al., 2020) (Song et al., 2018) (Lee et al., 2017)

### أهمية البحث وأهدافه:

تهدف هذه الدراسة إلى تقييم مقاومة كسر وأنماط فشل الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد إفرادية مصنعة من مادة الـ PEKK مقارنة مع الأسنان المرممة بأوتاد الراتنج المسبقة الصنع المقواة بألياف الزجاج. الفرضية الصفرية عدم وجود فروق في مقاومة كسر وأنماط فشل الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد إفرادية مصنعة من مادة الـ PEKK مقارنة مع الأسنان المرممة بأوتاد الراتنج المسبقة الصنع المقواة بألياف الزجاج.

### طرائق البحث ومواده

تم إجراء هذه الدراسة المخبرية بعد الحصول على موافقة المجلس الأخلاقي في كلية طب الأسنان جامعة تشرين رقم (2164) بتاريخ 2019/4/2. تم جمع ضواحك أولى سفلية مقلوعة لأسباب تقويمية خالية من النخور والتصدعات. اختير من هذه الضواحك 20 ضاحك متقاربة بالأطوال والأقطار، بحيث كان متوسط أقطار الأسنان الأنسي الوحشي  $(0.3 \pm 4.5)$  ملم بينما كان متوسط أقطار الأسنان الدهليزي اللساني  $(0.3 \pm 6.3)$  ملم. إذ تم استبعاد جميع الأسنان التي أبدت اختلافاً أكبر من 1 ملم في الأبعاد كافة. بعدها نُصفت هذه الضواحك باستخدام جهاز النقل الآلي (Piezo Scaler Tigon+, W&H) (ultrasonic scaler)، استخدم محلول كلورامين T بتركيز 0.5 لحفظ العينة . (Chloramine T, Honeywell Riedel de-Haen, Seelze, Germany) قُص التاج السريري للضواحك فوق الملتقى المينائي الملاطي ب 2ملم باستخدام منشار ماسي بطيء السرعة تحت التبريد المائي (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA)، ثم قيس أطوال الأسنان من سطح القص حتى ذروة الجذر، إذ بلغ متوسط أطوال الأسنان المقصوفة  $(16.5 \pm 1)$  ملم). أجريت المعالجة اللبية للجذور، باستخدام مبرد نظام التحضير (M3-L platinum, UDG, China) بالتسلسل وفق تعليمات الشركة المصنعة، بحيث كان يتم الإرواء بهيبوكلوريد الصوديوم ذو التركيز  $(5.25\%w/v)$  بين كل مبرد ومبرد، تم إنهاء التحضير بمبرد قياس  $(06/25)$ ، جُففت الأظنية بأقماع ورقية (Absorbent, paperpoints, METABIOMED, Korea) ، ثم حشيت باستخدام تقنية التكتيف الجانب (Gutta Percha Points, METABIOMED, Korea) مع مادة حاشية خالية من الأوجينول (ADSEAL, METABIOMED, Korea) (sealer). للقيام بالاختبارات الميكانيكية غمرت الجذور

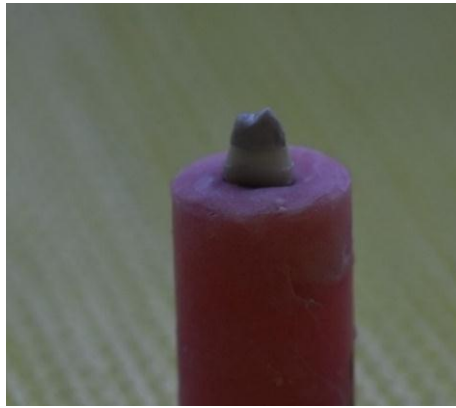
ضمن قوالب إكريلية ذاتية التصلب (BMS 017, BMS Dental, Italy) بحيث تتلائم مع قاعدة جهاز الاختبارات، إذ كان توضع الأسنان ضمن القوالب وفق محورها الطولي ومستوى الإكريل عامودي على السن وتحت الملتقى المينائي الملاطي بـ 2 ملم. للحصول على سوار عنقي تاجي (ferrule) بارتفاع 2 ملم وخط إنهاء شبه كتف بعرض 0.8 ملم عند منطقة الملتقى المينائي الملاطي حُضرت النسخ السنية المتبقية بعد القص في جميع العينات تحت التبريد المائي باستخدام سنبل ماسية مخروطية مدورة الرأس متوسطة الخشونة (AA\850-018-200378 (10ML, Coltene Whaledent, Switzerland)، ثم أنهى التحضير باستخدام سنبل ماسية مخروطية مدورة الرأس ناعمة (200378) (AA\850-018-10ML, Coltene Whaledent, Switzerland). تم استبدال السنايل بعد 5 استخدامات لها. عند الانتهاء من التحضير قيست سماكات النسخ السنية المتبقية باستخدام مقياس رقمي (Digital Caliper, IOS, USA)، إذ تم استبعاد أي عينة كانت فيها سماكة النسخ السنية المتبقية بعد التحضير أقل من 1ملم واستبدلت بعينة جديدة. من أجل تحضير مسكن الوند داخل القناة الجذرية، بداية فُرغت جميع الأقفنية حتى طول 11 ملم باستخدام سنايل (Peeso Reamers, LG DENT, China) قياس (1,2) بالتدرج، ثم أنهى تحضير المسكن بالسنبل المخصصة لأوتاد الفاير مسبق الصنع (Bioloren, Italy, CO DR2 12GR) ذات الاستدقاق 2%، وذلك لتوحيد إجراءات تحضير مسكن الوند في جميع العينات، بعدها وزعت العينات عشوائياً على مجموعتين:

المجموعة (1): رمت أسنان هذه المجموعة بقلوب وأوتاد إفرادية مخروطية من مادة الـ PEKK (PEKKton®, Cendres + Metaux, Milano, Italia). تم الاعتماد على طريقة العمل الرقمية الجزئية التي تعتمد على الحصول على طبعة مطاطية للقتاة، ثم القيام بعملية المسح باستخدام scanner موجود في المخبر، لذلك أخذت طبعات للأقفنية الجذرية بتقنية Two stage Putty-Wash technique (Oranwash L Zhermack, Putty and light body, Zetaplus, 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 الحذبة الدهليزية للقلب 4 ملم، وارتفاع الحذبة اللسانية للقلب 3ملم من منطقة القص حتى ذروة الحذبة. لترك الفراغ اللازم لإسمنت الإصااق تم تصميم الوند بأبعاد أصغر بـ 80 ميكرون من الأبعاد الحقيقية للوند. الصورة (1)



الصورة (1) توضح تصميم القلب والوند في المجموعة 1 باستخدام برنامج الـ exocad

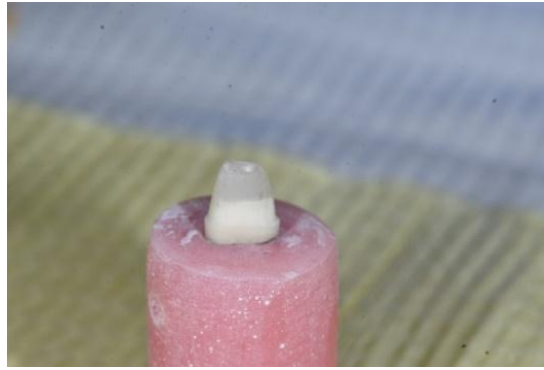
أُرسلت التصاميم السابقة إلى مخرطة (D15, Yanadent, Turkey)، للقيام بإجراءات الخراطة وبعد الحصول على قلوب وأوتاد هذه المجموعة رملت بحبيبات أكسيد الألمنيوم 110 ميكرون ( Shera alumminiumoxid, Germany) تحت ضغط (2-3) بار. بعدها أرسلت الأوتاد للتأكد من انطباقها على دعاماتها وبعد التأكد من ذلك تم البدء بإجراءات إلصاقها. بالنسبة للقناة فقد خُرشت لمدة 10 ثوان لضمان إزالة أي شوائب عالقة في الأفنية العاجية ناتجة عن إجراءات التحضير وأخذ الطبعة وتجربة الوند، ثم غسلت بالماء لمدة 5 ثوان، وجففت باستخدام الأقماع الورقية. أما فيما يتعلق بالقلوب والأوتاد، فقد مُسحت بالكحول الإيثيلي ثم تركت لتجف، بعدها رُطب سطح الوند بمبدئ (composite primer, GC, Japan)، ولضمان انتشاره على كامل سطح الوند طُبِق تيار هوائي خفيف لمدة 5 ثوان، ثم صُلب باستخدام جهاز تصليب ضوئي (Led curing light, Hema Medical, China) لمدة 40 ثانية حسب تعليمات الشركة المصنعة. استعمل اسمنت راتنجي ذاتي الإلصاق (TheraCem, Self adhesive resin cement, Bisco, USA)، بحيث طبق جزء داخل الأفنية الجذرية وجزء على الوند وفقاً لتعليمات الشركة المصنعة. بعدها أدخل القلب والوند داخل القناة، وطبق ضغط إصبعي على القلب. أزيلت زوائد الاسمنت باستخدام فرشاة ناعمة وفي النهاية تم التصليب لمدة 60 ثانية. الصورة (2)



الصورة (2) توضح إحدى عينات المجموعة 1 مرممة بقلب ووند إفرادي من مادة الـ PEKK

المجموعة (2): رمت أسنان هذه المجموعة بأوتاد راتنجية مقواة بألياف الزجاج مسبقة الصنع من شركة (AVANT Spectrum, Bioloren, Italy) (CONIC translucent Fiberglass Post, Bioloren, Italy)، وقلب من الكومبوزيت (Spectrum, Dentsply Sirona, Germany). بداية فُصت الأوتاد الراتنجية مسبقة الصنع والمقواة بألياف الزجاج بطول 14 ملم باستخدام سنبل ماسية تحت الإرداذ المائي ثم مُسحت بالكحول الإيثيلي وتركت لتجف. بالنسبة للأفنية الجذرية خُرشت لمدة 10 ثوان لضمان إزالة أي شوائب عالقة في الأفنية العاجية ناتجة عن إجراءات التحضير وأخذ الطبعة وتجربة الوند، ثم غسلت بالماء لمدة 5 ثوان، وجففت باستخدام الأقماع الورقية. ثم طبقت مادة الربط العاجي (Tetric N-Bond, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) على النسخ الناجية المتبقية فوق خط الإنهاء بعد التحضير، ثم تم تطبيق تيار هوائي خفيف لتأمين انتشارها على كامل السطح، بعدها صلبت لمدة 20 ثانية. طُبِق الاسمنت الراتنجي ذاتي الإلصاق (TheraCem, Self adhesive resin cement, Bisco, USA)، داخل الأفنية الجذرية بينما طبق الجزء الآخر على الأوتاد وفقاً لتعليمات الشركة المصنعة. بعدها أدخلت الأوتاد داخل القناة وطبق ضغط إصبعي عليها، ثم أزيلت زوائد الاسمنت باستخدام فرشاة ناعمة وفي النهاية تم التصليب لمدة 60 ثانية.

لتوحيد شكل القلوب وأحجامها، تم صنع دليل من صفيحة فاكيوم لأحد قلوب المجموعة (1)، ثم تم بناء قلوب الكومبوزيت على طبقات، صُلبت كل طبقة لمدة 30 ثانية، بالنسبة للطبقة الأخيرة من الكومبوزيت فقد وضعت داخل الدليل للتأكد من أبعاد وشكل القلب، بعدها نُزِع الدليل وصلبت. عند الانتهاء من بناء القلوب استخدمت سنبل ماسية مخروطية مدورة الرأس ناعمة (AA\850-018-10ML, Coltene Whaledent, Switzerland200378) لإزالة أي نقاط تثبيت موجودة والتأكد من تحقيق التماذي بين النسخ السنوية ومادة القلب. الصورة (3) 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, Exocad GmbH, Darmstadt, ) (Germany).



الصورة (3) توضح إحدى عينات المجموعة 2 مرممة بقلب كومبوزيت ووتد راتنج مسبق الصنع مقوى بالألياف

إذ تم إجراء تصميم تاج معدني مصنوع من خليطة نيكيل كروم (SYSTEM NH, adentatec, Germany) لكل دعامة. ألصق كل تاج معدني على الدعامة الموافقة له باستخدام اسمنت زجاجي شاردي ( Vivaglass CEM المصنعة. أُدخل المزيج في باطن التاج ثم وضع التاج على دعامته وطُبق ضغط إصبعي خفيف لمدة دقيقة، بعدها أُزيلت الزوائد وحفظت العينات حتى موعد الاختبارات الميكانيكية. 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. استمر الجهاز بتطبيق القوة حتى حدوث الفشل. سجلت القوة المسببة للفشل بالنيوتن، ثم تم فحص أنماط الفشل الحاصلة عيانياً وشعاعياً وتسجيلها في جداول خاصة. 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 انفكك 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 (1) و(2) 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  $P = 0.200$  ( $P > 0.05$  value) وبالتالي فإن البيانات تتبع التوزع الطبيعي. كان متوسط مقاومة الكسر للمجموعة (1) = 423.20 نيوتن، بينما كان متوسط مقاومة الكسر للمجموعة (2) = 439.50 نيوتن. الجدول (1)

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

groups	N	Mean	Std. Deviation
1	10	423.20	113.289
2	10	439.50	100.61

أظهر اختبار T student للعينات المستقلة عدم وجود أي فروق هامة إحصائياً بين متوسطي مقاومة الكسر في المجموعتين (1)، (2) ( $P = 0.738 > 0.05$ ). ذُكرت أنماط الفشل الحاصلة في المجموعتين في الجدول (2).

الجدول (2) يبين توزع أنماط الفشل في المجموعتين المدروستين

المجموع	أنماط الفشل		المجموعات
	غير قابل للإصلاح	قابل للإصلاح	
10	4	6	1
10	5	5	2
20	9	11	المجموع الكلي

إذ كان 6 من أنماط الفشل في المجموعة (1) قابلاً للإصلاح (5 حالات حدث فيها انفكك للوتد، حالة حدث فيها انفكك للتاج)، بينما كان 5 من أنماط الفشل في المجموعة (2) قابلاً للإصلاح (4 حالات انكسار السن فوق الملتنقى، وحالة انفكك للوتد). أُجري اختبار Chi-square لتحري الفروق بين أنماط الفشل في المجموعتين (1)، (2). أظهرت نتيجة الاختبار عدم وجود فروق هامة إحصائياً بين المجموعتين ( $P = 0.371 > 0.05$ ).

### المناقشة:

تعتبر مادة الـ PEKK مادة حديثة العهد والاستخدام في طب الأسنان ونظراً لخواصها الميكانيكية الجيدة مثل امتصاص الصدمات مع المقاومة الملائمة (65 ميغا باسكال) إضافة إلى مقاومتها للكسر، ومقاومة انضغاطها المماثلة لمقاومة انضغاط



العاج مع معامل مرونتها القليل، زاد من إمكانية استخدامها كمادة ترميمية (Song et al., 2018). على الرغم من ذلك لا يوجد سوى عدد قليل من الدراسات تقييم استخدام الـ PEKK كمادة لصناعة الأوتاد (Güven et al., 2020) (Song et al., 2018) (Lee et al., 2017). لذلك هدفت هذه الدراسة إلى تقييم أداء الأوتاد الإفرادية المصنعة من مادة الـ PEKK والمخروطة بتقنية الـ CAD/CAM. من خلال مقارنة مقاومة كسر منظومة (تاج \_ سن \_ قلب ووتد مصنوع من مادة الـ PEKK) مع منظومة (تاج \_ سن \_ ووتد راتنجي مقوى بألياف الزجاج مسبق الصنع). لا يعتبر استخدام الأوتاد في ترميم الأسنان المعالجة لبياً أمراً ضرورياً مالم تكن النسيج السنية المتبقية تقدم ثبات غير كافٍ للتعويض. تعتبر أوتاد الراتنج المقواة بألياف الزجاج خياراً مفضلاً لأنها تملك خواصاً فيزيائية قريبة من خواص العاج الجذري أكثر من الأوتاد المعدنية أو الخزفية (Dietschi et al., 2007). هناك العديد من العوامل التي تؤثر في مقاومة الأسنان المرممة بالأوتاد للكسر، إذ يمكن تقسيمها إلى عوامل تتعلق بمنظومة (قلب\_وتد): (طول الوتد، قطر الوتد، تصميم الوتد، مادة الوتد، انطباق الوتد، مادة القلب، تأثير السوار العنقي التاجي، إسمنت الإلصاق). (Fernandes & Dessai, 2001) وعوامل غير متعلقة بمنظومة (قلب\_وتد) (النسج التاجية المتبقية، الحمولات الإطباقية على السن المراد ترميمه، الدعم العظمي السني للسني المراد ترميمه) (Bandlish et al., 2006). لتقييم تأثير المادة المصنوع منها الوتد على مقاومة كسر منظومة (تاج \_ سن \_ قلب ووتد) بشكل دقيق تم توحيد كافة العوامل سابقة الذكر مع الإبقاء على متغير وحيد وهو المادة المصنوع منها القلب والوتد، إذ حاولت هذه الدراسة ماثلة الظروف البيوميكانيكية للضواحك السفلية المعالجة لبياً والمتهدمة بشدة بالحالة السريرية. تعد المعالجة الكلاسيكية لمثل هذه الحالات هي القلب والوتد، ثم التتويج مع مراعاة تحقيق ارتفاع كافٍ للسوار العنقي التاجي (ferrule). لذلك استخدم في هذا البحث أسنان بشرية مقلوعة لأسباب ترميمية، إذ يحاكي استخدام أسنان بشرية كدعامات الواقع السريري بشكل أكبر مع أخذ الصفات الشكلية للسن بعين الاعتبار، كذلك تعد (سطوح الميناء والعاج المعدة للارتباط، إضافة إلى الألفية الجذرية المحضرة لتطبيق الأوتاد فيها، ونسبة التاج إلى الجذر) أكثر دقة في الأسنان الطبيعية منها في الأسنان الصناعية (Ghanem et al., 2021). لم تجد هذه الدراسة أي فروق هامة إحصائياً في متوسط مقاومة الكسر بين المجموعتين المدروستين، حيث تجاوز متوسط مقاومة الكسر في المجموعتين 400 نيوتن، إذ تعتبر هذه القيم ماثلة لمتوسط قوة العض المسجلة عند البشر في منطقة الضواحك، 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. قد يعود سبب التقارب الكبير في متوسطات مقاومة كسر الأسنان في المجموعتين المدروستين إلى عدد من الأسباب: وجدت العديد من الدراسات أن الأوتاد لا تقدم أي دعم إضافي للجذر، إذ يعتبر الهدف الأولي لأي نظام قلب ووتد هو تعويض النسيج التاجية المفقودة لتثبيت القلب (Toksavul et al., 2006)، ولتزويد التعويض النهائي بالثبات الكاف والشكل المقاوم (Abduljawad et al., 2016)، ومع توحيدنا لكافة العوامل الأخرى المؤثرة على مقاومة كسر الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد، مع عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين المجموعتين المدروستين فيمكننا إهمال دور الوتد في تعزيز مقاومة السن للكسر. أيضاً وعلى الرغم من اختلاف مادتي الوتدين المستخدمين في هذه الدراسة إلا أنهما يبديان سلوكاً متشابهاً في توزيعهما للإجهادات داخل العاج الجذري مع تركيز معظم هذه الإجهادات في منطقة إسمنت الإلصاق (Nahar et al., 2020)، أخيراً يوجد سبب إضافي وهو اعتماد مقاومة كسر الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد بشكل أساسي على كمية النسيج السنية المتبقية وارتفاعها (ferrule effect) أكثر من اعتمادها على المادة المصنوع منها الوتد (Naumann et al., 2012) (Zicari et al., 2019) (Bacchi et al., 2019). لذلك من الممكن أن تكون أدت هذه الأسباب مجتمعة إلى عدم وجود فرق بين المجموعتين من حيث مقاومة الكسر. بالنسبة لأنماط الفشل وجدت هذه الدراسة أن 60% من أنماط الفشل في مجموعة الأسنان المرممة بقلب ووتد من الـ PEKK كانت قابلة للإصلاح (5 حالات انفكك الوتد، حالة انفكك تاج). بينما كان 50% من أنماط الفشل في مجموعة أوتاد الراتنج المقوى بالألياف قابلة للإصلاح (انكسار السن والوتد فوق الملتي المينائي الملاطي). يمكن تفسير هذه النتيجة بأن الأوتاد التي تتمتع بخواص بيوميكانيكية مشابهة للعاج مناسبة للتقليل من خطر حدوث كسور في الجذر.

إذ تعمل القلوب والأوتاد الأكثر صلابة بعكس الوظيفة الطبيعية للسن مولدة مناطق من التوتر وإجهاد القص في السطح البيني بين العاج والوئد الملصق. يمكن أن تسبب هذه التوترات التي تعتمد شدتها على مقدار اختلاف الصلابة بين الجذر والأوتاد الملصقة إما انفكاً في الأوتاد أو كسوراً في الجذر. إذ وجدت دراسة تحليل عناصر منتهية أن تركيز الإجهادات في الضواحك المرممة بأوتاد الراتنج المقوى بألياف الزجاج كان في منطقة الـ ferrule لكن الإجهادات الأكبر انتقلت للثلاث المتوسط من الجذر (Bacchi et al., 2019)، وهذا ما يمكن أن يبرر حدوث كسور في الجذر تحت المستوى الافتراضي للعظم (الإكريل) في 50% من أسنان المجموعة (2). أما فيما يتعلق بأنماط فشل الأسنان المرممة بالأوتاد المصنوعة من مادة الـ PEKK فإن مرونة هذه المادة تتسبب بإجهادات أقل ضمن مادة القلب والوئد. فعند استخدام مادة الـ PEKK ذات معامل المرونة المنخفض فإن توزع الإجهاد وعامل الأمان داخل الوئد بحد ذاته مفضلة بشكل أكبر من الأوتاد الصلبة، لكن ستتقل مزيد من الإجهادات إلى إسمنت الإلصاق المجاور للوئد إضافة إلى التاج. أي أنه عند استخدام أوتاد ذات معامل مرونة منخفض، تقل إمكانية الكسور العامودية في الجذر، لكن من الممكن أن تزداد احتمالية انفكك الوئد أو التعويض (Lee et al., 2017). وهذا يتفق مع ما أوجدته هذه الدراسة إذ كان 50% من أنماط فشل الأسنان المرممة بأوتاد الـ PEKK انفكك الوئد إضافة إلى حالة انفكك واحدة في التاج. بشكل عام بقي استخدام الـ CAD\CAM في صناعة الأوتاد الإفرادية محصوراً في مسح الأمثلة الجبسية التي تم الحصول عليها من خلال الطبقات التقليدية (J.-H. Lee, 2014) (Chen et al., 2014) (Liu et al., 2010). قد تقود محاولة مقارنة نتائج هذه الدراسة بالدراسات السابقة وإيجاد نقاط اتفاق واختلاف معها إلى نتائج مضللة وذلك بسبب اختلاف تصميم هذه الدراسة عن الدراسات السابقة، إذ اختبرت هذه الدراسة مقاومة كسر الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد من خلال تطبيق القوة على تيجان معدنية مُصقفة فوقها. في حين ركزت الدراسات السابقة على اختبار الخواص الميكانيكية وقوة ارتباط الأوتاد المصنوعة من مادة الـ (Güven et al., 2020) (Song et al., 2018) (Lee et al., 2017) PEKK، فعلى الرغم من أن تواجد التيجان المعدنية إضافة إلى ferrule effect يزيد من مقاومة كسر الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد (Zicari et al., 2012)، إلا أن تصميم هذه الدراسة يعتبر الأقرب إلى الواقع السريري، إضافة إلى إمكانية اعتبارها أول دراسة مخبرية تختبر مقاومة كسر منظومة (تاج \_ سن \_ قلب و وئد مصنوع من مادة الـ PEKK). فيما يتعلق بزوايا تطبيق القوة فقد اختيرت الزاوية 45° بحيث توضع رأس تطبيق القوة على المنحدر الداخلي لحذبة الدعم، أما عن سبب اختيار هذه الزاوية فيمكن تبرير ذلك بأن زاوية تطبيق هذه القوة تعتبر الأسوأ فيما يتعلق بمقاومة كسر الأسنان المعالجة لبياً والمرممة بقلوب وأوتاد، مما يجعلها ملائمة لتقييم السلوك البيوميكانيكي للأسنان المرممة بأوتاد الراتنج المقوى بألياف الزجاج (Zicari et al., 2012)، إضافة إلى ذلك يوجد العديد من الدراسات التي اختارت هذه الزاوية لاختبار مقاومة كسر الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد (Naumann) (Taha et al., 2011) (et al., 2007). تمتلك هذه الدراسة بعض المحددات إذ لا تحاكي القوة المطبقة في هذه الدراسة كافة القوى واتجاهاتها داخل الحفرة الفموية، كذلك لم يتم إخضاع التيجان في هذه الدراسة لدورات إجهاد ودورات حرارية قبل تطبيق القوة الساكنة. لذلك يجب إجراء المزيد من الدراسات المخبرية مع إخضاع التيجان لدورات إجهاد ودورات حرارية، واختيار زوايا أخرى لتطبيق القوى، إضافة إلى اختبار طرق أخرى لمعاملة سطح الوئد المصنوع من مادة الـ PEKK للوصول إلى الطريقة المثلى في معاملة السطح والتي تحقق أفضل ارتباط ممكن مع الاسمنت الراتنجي.

- 1- ضمن ظروف هذه الدراسة يمكن استنتاج ما يلي:
- 2- عدم وجود فرق في مقاومة كسر وأنماط فشل الأسنان المرممة بقلوب وأوتاد إفرادية مصنعة من مادة الـ PEKK مقارنة مع الأسنان المرممة بأوتاد الراتنج المسبقة الصنع المقواة بألياف الزجاج.
- 3- يمكن اعتبار الأوتاد الإفرادية المصنوعة من مادة الـ PEKK والمخروطة بتقنية الـ CAD/CAM بديلاً جيداً لأوتاد الراتنج مسبقة الصنع المقواة بألياف الزجاج.

## Reference

- 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.
- ABDULJAWAD, M., SAMRAN, A., KADOUR, J., AL-AFANDI, M., GHAZAL, M., & KERN, M. *Effect of fiber posts on the fracture resistance of endodontically treated anterior teeth with cervical cavities: An in vitro study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 116(1), 2016, 80–84.
- ALSADON, O., WOOD, D., PATRICK, D., & POLLINGTON, S. *Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 110:103957, 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103957.
- 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.
- AMORNVIT, P., ROKAYA, D., & SANOHKAN, S. *Applications of PEEK in implant retained finger prosthesis*. Journal of International Dental and Medical Research, 12(4), 2019, 1606–1609.
- 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 ferule*. BioMed Research International, 2019:2196519, 2019, doi: 10.1155/2019/2196519.
- BANDLISH, R. B., MCDONALD, A. V., & SETCHELL, D. J. *Assessment of the amount of remaining coronal dentine in root-treated teeth*. Journal of Dentistry, 34(9), 2006, 699–708.
- CHELEUX, N., & SHARROCK, P. J. *Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts*. Acta Biomaterialia, 5(8), 2009, 3224–3230.
- CHEN, Z., LI, Y., DENG, X., & WANG, X. *A Novel Computer-Aided Method to Fabricate a Custom One-Piece Glass Fiber Dowel-and-Core Based on Digitized Impression and Crown Preparation Data*. Journal of Prosthodontics, 23(4), 2014, 276–283.
- CHOUPIN, T. *Mechanical performances of PEKK thermoplastic composites linked to their processing parameters*. Doctorale, Sciences des Métiers de l'ingénieur, Arts et Métiers ParisTech Paris, France, 2017, 136.
- CRAIG, R. G., & PEYTON, F. A. *Elastic and mechanical properties of human dentin*. Journal of Dental Research, 37(4), 1958, 710–718.
- DA COSTA, R. G., FREIRE, A., CAREGNATTO DE MORAIS, E. C., MACHADO DE SOUZA, E., CORRER, G. M., & RACHED, R. N. *Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots*. American Journal of Dentistry, 30(1), 2017, 3–8.
- DIETSCHI, D., DUC, O., KREJCI, I., & SADAN, A. *Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-Part 1. Composition and micro-and macrostructure alterations*. Quintessence International, 38(9), 2007, 733–743.
- FERNANDES, A. S., & DESSAI, G. S. *Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review*. International Journal of Prosthodontics, 14(4), 2001, 355–363.
- 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, 476–482.
- FUHRMANN, G., STEINER, M., FREITAG-WOLF, S., & KERN, M. (2014). *Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning*. Dental Materials, 30(3), 357–363.
- 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.

- GÜVEN, M. Ç., DAYAN, S. Ç., YILDIRIM, G., & MUMCU, E. *Custom and prefabricated PolyEtherKetoneKetone (PEKK) post-core systems bond strength: Scanning electron microscopy evaluation*. *Microsc Res Tech*, 83(7), 2020, 804-810.
- LEE, J.-H. *Accelerated techniques for a post and core and a crown restoration with intraoral digital scanners and CAD/CAM and rapid prototyping*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 2014, 1024-1029.
- LEE, K.-S., SHIN, J.-H., KIM, J.-E., KIM, J.-H., LEE, W.-C., SHIN, S.-W., & LEE, J.-Y. *Biomechanical evaluation of a tooth restored with high performance polymer PEKK post-core system: a 3D finite element analysis*. *BioMed Research International*, 2017:1373127, 2017, doi: 10.1155/2017/1373127
- 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.
- 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.
- NAHAR, R., MISHRA, S. K., & CHOWDHARY, R. *Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns-A finite element analysis*. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 10(4), 2020, 719-726.
- NAJEEB, S., ZAFAR, M. S., KHURSHID, Z., & SIDDIQUI, F. *Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics*. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 2016, 12-19.
- 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.
- PEGORETTI, A., FAMBRI, L., ZAPPINI, G., & BIANCHETTI, M. *Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post*. *Biomaterials*, 23(13), 2002, 2667-2682.
- RONALD, L. S., JOHN, M. P. *CRAIG'S RESTORATIVE DENTAL MATERIALS*, 13th, Elsevier, Philadelphia, USA, 2012.
- SCHMITTER, M., & HAMADI, K. *Survival of two post systems--Five-year results of a randomized clinical trial*. *Quintessence International*, 42(10), 2011, 843-850.
- SONG, C.-H., CHOI, J.-W., JEON, Y.-C., JEONG, C.-M., LEE, S.-H., KANG, E.-S., YUN, M.-J., & HUH, J.-B. *Comparison of the microtensile bond strength of a polyetherketoneketone (PEKK) tooth post cemented with various surface treatments and various resin cements*. *Materials*, 11(6), 2018, 916.
- 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.
- TOKSAVUL, S., ZOR, M., TOMAN, M., GÜNGÖR, M. A., NERGİZ, I., & ARTUNÇ, C. *Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications*. *Operative Dentistry*, 31(1), 2006, 89-96.
- TSINTSADZE, N., JULOSKI, J., CARRABBA, M., TRICARICO, M., GORACCI, C., VICHI, A., FERRARI, M., & GRANDINI, S. *Performance of CAD/CAM fabricated fiber posts in oval-shaped root canals: An in vitro study*. *American Journal of Dentistry*, 30(5), 2017, 248-254.
- 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 fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading*. *Journal of Dentistry*, 40(4), 2012, 312-321.