

"دراسة مخبرية لمقارنة القساوة المجهرية بين الراتنج المركب الكتلي والراتنج المركب الكتلي المقوى بالألياف"

أ.د. عاطف عبدالله *

ديمة رسلان *

(الإيداع: 12 كانون الأول 2022، القبول: 22 آذار 2023)

الملخص:

الهدف من البحث: مقارنة القساوة المجهرية بين الراتنج المركب الكتلي والراتنج المركب الكتلي المقوى بالألياف البولي إيتيلين المواد والطرائق: شملت هذه الدراسة 30 عينة اسطوانية الشكل، وزعت عشوائياً إلى مجموعتين وفق الترتيب الآتي: المجموعة الأولى (n=15): الراتنج المركب الكتلي (Tetric® N=Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, USA)، المجموعة الثانية (n=15): الراتنج المركب الكتلي المقوى بالألياف البولي إيتيلين (Polydentia, Switzerland). رُمت هذه العينات بواسطة قالب من التيفلون الداكن الخاص بالبحث، يحوي في مركزه على تجويف اسطواني ذي الأبعاد: 5 مم قطراً و6 مم ارتفاعاً. صُلبت العينات باستخدام جهاز التصليب الضوئي المعتمد على ثنائيات الأقطاب (Light Emitting Diode)، وبشدة ضوئية 1200 ميلي واط/سم²، وحفظت بدرجة حرارة 37° لمدة 24 ساعة قبل الاختبار، ثم خضعت لدورات حرارية 5000 دورة حرارية بدرجات حرارة 5° - 55° ومدة بقاء 15 ثانية ومدة نقل 15 ثانية. أنجز اختبار القساوة المجهرية وفق مقياس Vickers للعينات باستخدام جهاز القساوة المجهرية نوع (Galileo Durometra, MOD: Isoscan Od). إذ تم إنزال رأس الهرم الماسي وضغطه على العينات بقوة بلغت 50 نيوتن لمدة 15 ثانية، ومن ثم شوه الأثر وقيس القطر الأعظمي تحت تكبير 40×.

النتائج: خضعت النتائج للدراسة الإحصائية باستخدام اختبار T ستيودنت. تبين وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين مجموعتي الدراسة المختلفتين ($P < 0.05$). كانت قيم القساوة المجهرية (HV) في مجموعة الراتنج المركب الكتلي المقوى بالألياف أعلى منها في مجموعة الراتنج المركب الكتلي.

الكلمات المفتاحية: الراتنج المركب الكتلي، الراتنج المركب الكتلي المقوى بالألياف، ألياف البولي إيتيلين، القساوة المجهرية، الهرم الماسي.

* طالبة دراسات عليا (دكتوراه) - قسم مداواة الأسنان - كلية طب الأسنان - جامعة حماة.

* * أستاذ في قسم مداواة الأسنان - كلية طب الأسنان - جامعة حماة.

"An in-Vitro Study to Compare the Microhardness between Bulk Composite and Fiber Reinforced Bulk Composite"

Dima Raslan*

Prof. Dr.: Atef Abdullah**

(Received: 12 December 2022, Accepted: 22 March 2023)

Abstract:

Aim of study: To compare the microhardness (HV) between bulk composite and fiber reinforced bulk composite.

Materials and methods: This study included 30 cylindrical samples, were randomly divided into two groups in the following order: Group 1 (n=15): Bulk composite (Tetric® N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, USA), and Group 2 (n=15): Fiber reinforced bulk composite (Polydentia, Switzerland). These samples were restored by means of a dark Teflon mold for the research, which contains in its center a cylindrical cavity of dimensions: 5 mm in diameter and 6 mm in height. The samples were photopolymerized using light-curing unit LED (Light Emitting Diode), an optical intensity of 1200 mw/cm², and were stores at 37° for 24 hours before testing, then were subjected to thermal cycles 5000 times between 5° and 55° in a 15 second dwell period, with a 15 second transfer The microhardness (HV) of the stored samples was tested using microhardness machine (Galileo Durometra, MOD: Isoscan Od). The diamond pyramid head was lowered and pressed on the samples with a force of 50 newton for 15 seconds, then the effect was seen and the maximum diameter was measured under magnification ×40.

Results: Results were statistically analyzed using Student's t-test. It was showed that there were statistically significant differences between the two different study groups (p<0.05). The values of microhardness (HV) in the fiber reinforced bulk composite group were higher than in the bulk composite group.

Key Words: Bulk composite, Fiber reinforced bulk composite, Polyethylene fibers, Microhardness, Diamond pyramid.

* Postgraduated student (PhD degree)– Department of Endodontic and Operative Dentistry– College of Dentistry– Hama University.

** Prof. in Endodontic and Operative Dentistry– College of Dentistry– Hama University

1. المقدمة:

تم اعتماد المواد الراتنجية السنوية كمواد مفضلة لسنوات عدة لمعظم الترميمات الأمامية والخلفية. ولكن التوازن المعقد بين المتطلبات الميكانيكية الحيوية في الدرجة الأولى، بالإضافة إلى الحاجة للعزل لتحقيق الارتباط والمتطلبات الجمالية، أدى إلى تطوير فئات فرعية مختلفة من المواد المركبة الخاصة بالترميمات الخلفية المباشرة. (Peric, et al. 2022) وبالرغم من تقدم المواد الراتنجية السنوية في الآونة الأخيرة، ما تزال هناك تحديات عديدة لتحقيق المركب الراتنجي المثالي. إذ يجب أن يتحمل الراتنج المركب البيئات القاسية والتي تختلف بين المرضى فيما يتعلق بعادات الإطباق، وقوى المضغ، والأطعمة الساحلة، وتغيرات درجة الحرارة، والجراثيم، والأنزيمات اللعابية. إذ يعتمد العمر الافتراضي للراتنج المركب بشكل كبير على هذه العوامل. (Alshabib, et al. 2019)

إن تدهور الصحة الفموية هو أحد الأسباب الرئيسية لفشل الترميمات المباشرة. وقد يؤثر ذلك في مجموعة متنوعة من خصائص الراتنج المركب، بما في ذلك مقاومة القص، والقساوة المجهرية، واستقرار الأبعاد واللون، ومقاومة الانكسار. فقد يكون لامتناس الماء ودرجة الحرارة ومدة التعرض للوسط المائي تأثير في خصائص الراتنج المركب، إذ يمكن أن تتحلل أكثر بسبب بعض المواد الكيميائية التي تدخل البيئة الفموية عن طريق الطعام والشراب، أو من المنتجات الثانوية للجراثيم الحمضية تحت حواف الترميم. (Fisher, et al. 2018)

وللتغلب على نقاط الضعف هذه، بُذلت عدة محاولات لزيادة هذه الخصائص. واستلزم هذا إجراء تقييم شامل لكل مكون من مكونات الراتنج مثل: القالب الراتنجي، والمادة المألثة، بالإضافة إلى دورهم في التأثير في خصائص المادة، قامت العديد من الدراسات بتحسين خصائص الراتنج المركب، وذلك إما عن طريق تغيير الحجم الجزيئي، ونسبة الملاء، أو عن طريق تطوير تركيب القالب عديد التماثر (Abouelleil, et al. 2015). أدى التطور في كل من تقنية المادة المألثة وعديد التماثر في الراتنج المركب السني إلى مجموعة واسعة من المواد التي توفر الخصائص الكافية المطلوبة لكل حالة سريرية، ومع ذلك ما يزال استخدام الراتنج المركب السني في المناطق التي تحمل ضغطاً عالياً يمثل تحدياً للممارس، إذ يُعد انكسار الترميم أحد الأسباب الرئيسية للفشل (Demarco FF. 2012).

تم تقديم الراتنج المركب الكتلّي في محاولة لتحسين أداء ترميمات الراتنج المركب، والذي أُدخل بثخانة 4 مم بشكل رئيس في المناطق الخلفية ويُعدّ ذا خواص فيزيائية وميكانيكية أعلى لتحمل ضغوط المضغ الكبيرة. إضافة إلى ذلك، فإنه يساهم في إنقاص زمن العمل، وخطر انحباس الهواء. كما أنه يقلل من الشد الحديبي ويعزز نفوذية الضوء. (Matos, et al. 2021) (Leprince, et al. 2014)

عادة ما تحوي المواد الراتنجية الكتلّية على نسبة أعلى من المواد المألثة، وأحياناً نظاماً داخلياً معدلاً لضمان تصلب أفضل في العمق مقارنة بالراتنج التقليدي، درس Finan (2013) درجة التحول، وقوة الانحناء، والقساوة المجهرية لثلاثين نوعاً من المواد الراتنجية الكتلّية، إذ وجد أن لها خصائص تبرر استخدامها بثخانة 4 ملم (Finan, et al. 2013). كما دُرست بعض خواص المواد الراتنجية الكتلّية مثل: درجة التحول، وإجهاد التقلص، والتسرب المجهري، فأظهرت هذه الدراسات أن الراتنج الكتلّي له خصائص مماثلة للراتنج المركب التقليدي (Ilie, et al. 2013).

يؤدي الاختلاف في تركيب المواد إلى اختلافات في الخواص الميكانيكية والفيزيائية، لذا تمت دراسة إضافة ألياف البولي إيثيلين إلى الراتنج السني على مدار الـ 40 سنة الماضية، وذلك بهدف تعزيز خواصه الميكانيكية والفيزيائية، وزيادة مقاومة الانكسار، إذ تعتمد فعالية الراتنج المركب المقوى بالألياف على: طول الألياف، وقوة الارتباط بين الألياف والراتنج، ونسبة

العرض إلى الارتفاع، وتوجيه الألياف إلى مسار الحمل، وكمية الألياف المستخدمة. (Raju, (Pedram, et al. 2022) et al. 2021)

درس Garoushi (2013) تأثير إضافة الألياف إلى الراتنج الكتلتي ووجد تحسناً ملحوظاً في الخواص الفيزيائية للمواد (Garoushi, et al. 2013). ووجد Heintze (2011) أن اختبارات قوة الانحناء ومعامل الانحناء يمكن استخدامها كمؤشر جيد لمتانة المادة تحت الضغط، وترتبط جيداً بطول العمر السريري (Heintze and Zimmerli. 2011). كما تم النظر في اختبار مقاومة الانكسار من قبل Ilie (2013) كطريقة أخرى هامة للتحقق من قدرة المادة على تحمل الإجهاد دون كسر ومراقبة انتشار الشقوق داخل المادة قبل الفشل (Tsujiimoto, et al. 2017) (Ili, et al. 2013). وبالرغم من وجود بعض الدراسات حول الخصائص الفيزيائية والميكانيكية للراتنجات الكتلتيّة، فإن نطاق البحث فيما يتعلق بمقارنة التصلب والخواص الميكانيكية للراتنج المقوى بالألياف مع الراتنج الكتلتي محدودة.

2. هدف البحث:

مقارنة القساوة المجهرية بين الراتنج المركب الكتلتي والراتنج المركب الكتلتي المقوى بألياف البولي إيثيلين.

3. المواد والطرائق:

تألقت عينة الدراسة من 30 عينة مخبرية اسطوانية الشكل، وزعت عشوائياً إلى مجموعتين وفق الترتيب الآتي: المجموعة 1 (n=15): الراتنج المركب الكتلتي.

المجموعة 2 (n=15): الراتنج المركب الكتلتي المقوى بألياف البولي إيثيلين.

تحضير العينة:

- صنع قالب من التيفلون الداكن الخاص بالبحث يحوي في مركزه على تجويف اسطواني ذي الأبعاد: 5 مم قطراً و6 مم ارتفاعاً (Herda, et al. 2017) (Karakas, et al. 2021)، وذلك لضمان ثبات الأبعاد جميعها. الشكل (1)



الشكل رقم (1): قالب التيفلون المستخدم في صناعة عينات اختبار القساوة المجهرية (HV).

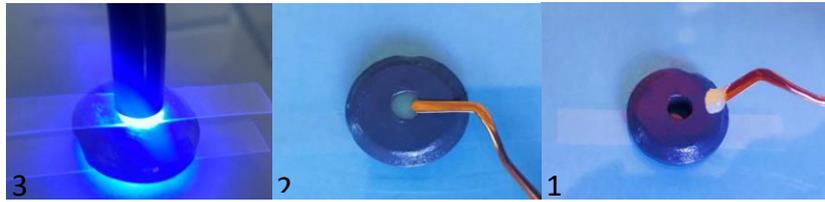
- وُضع قالب التيفلون على لوح زجاجي مغطى بشريط سيلونيدي (مسندة Mylar Universal Strips of Acetate) Foil, Italy Mylar تقابل فتحة القالب السفلية (Herda, et al. 2017)، لتدك بعد ذلك المادة الراتنجية ضمن الفجوة المركزية وفق توزيع المجموعات كما يأتي:



الشكل رقم (2): مجموعة أدوات تحضير عينات اختبار القساوة المجهرية (HV).

المجموعة الأولى:

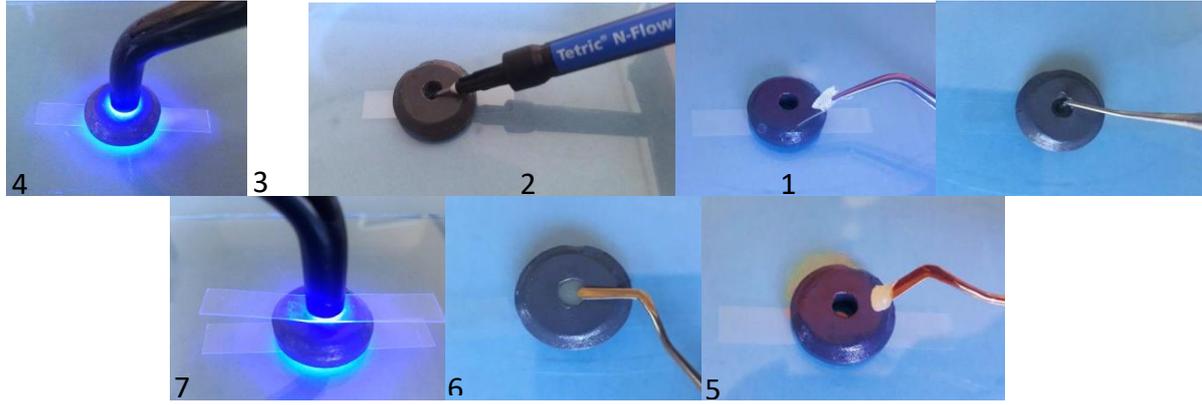
- رمم الراتنج الكتلي (Tetric N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, USA) بكتلة واحدة حتى امتلاء التجويف، ثم وضع شريط مسندة سيلوئيدي (مسندة Mylar) فوق قالب التيفلون لضغط المادة وإزالة زوائدها والحصول على سطح مستو، ومن ثم صلبت العينة ضوئياً لمدة 40 ثانية حسب تعليمات الشركة المصنعة، مع الحفاظ على رأس جهاز التصليب بتماس مع شريط السيلوئيدي لضمان توحيد المسافة الفاصلة بين رأس التصليب والمادة الراتنجية في جميع العينات. (Peric, et al. 2022) الشكل (3)



الشكل رقم (3): مراحل تسلسل ترميم عينات المجموعة الأولى من اختبار القساوة المجهرية (HV).

المجموعة الثانية:

- وضعت طبقة من الراتنج السيلال (Tetric® N-Flow, Ivoclar Vivadent, USA) بثخانة 1 مم ضمن قاع التجويف (Alhaddad, 2015).
- تكيف قطعة ألياف الدولي إيتيلين (Polydentia, Switzerland) حسب حجم الحفرة بأبعاد 5 مم × 5 مم ثم تشرب بالمادة الرابطة من الجيل الخامس (Tetric® N-Bond, Ivoclar Vivadent, USA)، ثم تجفف بتيار هوائي لطيف وتوضع في قعر التجويف بتماس مع الراتنج السيلال (Alhaddad, 2015).
- التصليب لمدة 40 ثانية حسب تعليمات الشركة المصنعة (V300 Wirless LED). (Peric, et al. 2022)
- وضع طبقة من الراتنج المركب الكتلي (Tetric® N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, USA) حتى كامل عمق التجويف، ثم التصليب لمدة 40 ثانية بعد تطبيق شريط المسندة السيلوئيدي. (Herda, et al. 2017) الشكل (4)



الشكل رقم (4): مراحل تسلسل ترميم عينات المجموعة الثانية من اختبار القساوة المجهرية (HV).

أنجزت جميع إجراءات التصليب الضوئي باستخدام جهاز التصليب ذاته بنمط التصليب المستمر Continuous mode وبشدة ضوئية بلغت 1200 ميلي واط/سم² (Jafarnia, et al. (Elipar S10, 3M Espe, Seefeld, Germany) (2021)، إذ تم التأكد من الشدة الضوئية له باستخدام جهاز قياس الشدة الضوئية المدمج مع قاعدة جهاز التصليب قبل تصليب كل عينة.

خضعت جميع العينات الاسطوانية للإنهاء والتلميع باستخدام مجموعة الإنهاء (Astropol, Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Germany) (Peric, et al. 2022)، ثم حفظت ضمن الحاضنة مدة 24 ساعة بدرجة حرارة 37°، للسماح بخروج وحيدات الجزيء غير المتفاعلة ومنع تأثيرها في قيم الاختبار (Herda, et al. 2017).
عُرِضت العينات بعدها لعدد من الدورات حرارية بلغ 5000 دورة بدرجات حرارة 5° - 55° بمدة بقاء 15 ثانية ومدة نقل 15 ثانية (Doudar, et al. 2022).



الشكل رقم (5): عينات اختبار القساوة المجهرية (HV).

اختبار القساوة المجهرية (HV):

أنجز اختبار القساوة المجهرية وفق مقياس فيكرز Vickers للعينات باستخدام جهاز قياس القساوة المجهرية نوع (Galileo Durometria, MOD: Isoscan Od) ذو الرقم التسلسلي: 13ACG501 من شركة LTF الإيطالية، الموجود في كلية الهندسة الميكانيكية- جامعة دمشق. الشكل (6)



الشكل رقم (6): جهاز اختبار القساوة المجهرية لفيكرز (Galileo Durometria, MOD: Isoscan Vickers .Od)

أخذت عدة قراءات لقيم القساوة المجهرية لكل من السطح العلوي Top microhardness والسطح السفلي Bottom microhardness للعينات المختبرة ومن ثم حسبت القيمة المتوسطة لهذه القراءات قبل اعتمادها. إذ تم إنزال رأس القياس الماسي (هرم فيكرز) وضغطه على العينات بقوة بلغت 50 نيوتن لمدة 15 ثانية، حيث طبق لمدة 5 ثوانٍ كمرحلة أولى ثم لمدة 10 ثوانٍ كمرحلة ثانية ومن ثم مشاهدة الأثر وقياس القطر الأعظمي تحت تكبير $\times 40$.

تم حساب قيم القساوة المجهرية HV بالعلاقة التالية: (Attik, et al. 2022)

$$HV = \frac{1854.4 \times P}{d^2}$$

HV = قيمة القساوة المجهرية (HV).

P = الحمل المطبق (غ).

d = القطر الوسطي للأثر الذي يتركه الهرم (مم).



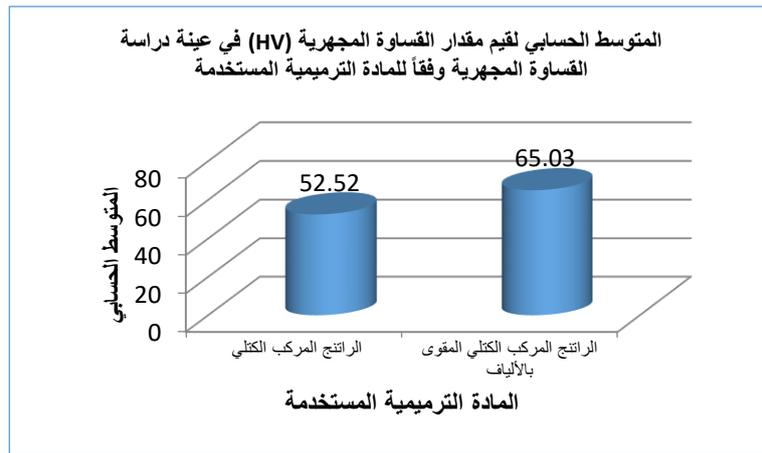
الشكل رقم (7): صورة مجهرية تظهر الانطباع الهرمي لهرم جهاز القساوة المجهرية (HV) لأحد العينات والنتيجة المقابلة له.

4. النتائج:

تم إجراء اختبار T ستودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم مقدار القساوة المجهرية (HV) بين مجموعة الراتنج المركب الكتلي ومجموعة الراتنج المركب الكتلي المقوى بألياف البولي إيثيلين في عينة دراسة القساوة المجهرية كما يلي:

الجدول رقم (1): المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى لقيم كقدار القساوة المجهرية (HV) في عينة دراسة القساوة المجهرية وفقاً للمادة الترميمية المستخدمة.

(HV) المتغير المدروس = مقدار القساوة المجهرية						
الحد الأعلى	الحد الأدنى	الخطأ المعياري	الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	عدد القطع الراتنجية	المادة الترميمية المستخدمة
68.4	35.2	2.49	9.65	56.52	15	راتنج مركب كتلي
79.4	48.6	2.42	9.39	65.03	15	راتنج مركب كتلي مقوى بألياف البولي إيثيلين



مخطط رقم (1): المتوسط الحسابي لقيم مقدار القساوة المجهرية (HV) في عينة دراسة القساوة المجهرية وفقاً للمادة الترميمية المدروسة.

نتائج اختبار T ستودنت للعينات المستقلة:

الجدول رقم (2): نتائج اختبار T ستودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار القساوة المجهرية (HV) بين مجموعة الراتنج المركب الكتلي ومجموعة الراتنج المركب الكتلي المقوى بألياف البولي إيثيلين في عينة دراسة القساوة المجهرية.

(HV) المتغير المدروس = مقدار القساوة المجهرية			
الفرق بين المتوسطين	المحسوبة بقيمة	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
-8.507	-2.447	0.021	توجد فروق دالة

يُلاحظ في الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ذات دلالة إحصائية في قيم مقدار القساوة المجهرية (HV) بين مجموعة الراتنج المركب الكتلي ومجموعة الراتنج المركب الكتلي

المقوى بألياف البولي إيثيلين في عينة دراسة القساوة المجهريّة، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين سالبة نستنتج أن قيم مقدار القساوة المجهريّة (HV) في مجموعة الراتنج المركّب الكتلي كانت أصغر منها في مجموعة الراتنج المركّب الكتلي المقوى بألياف البولي إيثيلين في عينة دراسة القساوة المجهريّة.

5. المناقشة:

خطي تطبيق المواد الراتنجية المركبة بمزيد من الاهتمام وأصبح أكثر شيوعاً بين الأطباء والمرضى على حدٍ سواء. ومع ذلك، ما يزال هناك جدل مستمر بين الباحثين بشأن التصلب الكامل للمواد الراتنجية المركبة وخواصها الميكانيكية في الترميمات الخلفية. (Pedram, et al. 2022)

لذا تم تقديم الراتنج المركب الكتلي ذي الخصائص الميكانيكية والفيزيائية المحسنة بالإضافة إلى ثخانة الطبقة الكبيرة؛ لتحسين الأداء السريري لترميمات الراتنج المركب (Doudar, et al. 2022). ورُوع أيضاً أن إضافة ألياف البولي إيثيلين إلى الراتنج المركب هي طريقة أخرى لتحسين هذه الخصائص، إذ يتم تحقيق ذلك عن طريق نقل الإجهاد من القالب الراتنجي إلى الألياف، والذي يعتمد على طول وقطر هذه الألياف (Garoushi, et al. 2013).

ولنجاح الترميمات النهائية، من الضروري أن يكون لدينا فهم شامل للخواص الميكانيكية لمواد طب الأسنان. إذ يتحدد السلوك السريري للمواد الترميمية وعمرها الافتراضي من خلال خصائصها الميكانيكية، والتي لا تتأثر فقط بتركيبها، ولكن أيضاً بالتغيرات في التجويف الفموي. حيث لامتصاص الماء في الراتنج المركب، إضافة إلى عواقبه السلبية مثل التدهور الهيدروليكي للقالب الراتنجي وفك ارتباط قالب راتنجي-مادة مألثة، تأثير ضار في الخصائص الميكانيكية والفيزيائية لهذه المواد. (Mohamad, et al. 2007)

يمكن استخدام المعاملات الميكانيكية مثل معامل يونغ والقساوة لتقدير مقاومة المادة لقوى الإطباق. يتم تعريف القساوة على أنها مقاومة المادة للنفوذ أو الاختراق المستمر، ويتم استخدامها لإظهار مدى مقاومة مادة ما للتآكل عند مقارنتها بالبنية السنية أو المواد السنية الأخرى، فهي خاصية ميكانيكية يجب أخذها بعين الاعتبار عند تعريف المواد الترميمية بسبب ارتباطها بالخواص الفيزيائية الأخرى. (El-Safty, et al. 2012)

لذا تضمنت الدراسة الحالية مقارنة القساوة المجهريّة بين الراتنج الكتلي والراتنج الكتلي المقوى بألياف البولي إيثيلين. أظهرت الدراسة الحالية أن قيم مقدار القساوة المجهريّة (HV) في مجموعة الراتنج المركّب الكتلي المقوى بألياف البولي إيثيلين كانت أعلى منها في مجموعة الراتنج المركّب الكتلي، نعل هذه النتائج:

إن إضافة ألياف البولي إيثيلين إلى الراتنج الكتلي أدت إلى تعزيز محتوى المواد المألثة وبالتالي تحسين الخواص الميكانيكية والفيزيائية (Al haddad, et al. 2015). كما أظهرت الدراسات السابقة أن هناك علاقة طردية بين المحتوى المائي للمواد الراتنجية وقيم القساوة المجهريّة المرافقة لها (Ilie and Fleming. 2015). إذ تؤدي زيادة نسبة محتوى المواد المألثة إلى إنقاص حجم القالب العضوي اللازم لعملية التماثر كما تعزز جوهرياً من قساوة المادة (Alrahlah, et al. 2014). وإن القيم الأكبر لقيم القساوة المجهريّة في مجموعة الراتنج الكتلي المقوى بألياف البولي إيثيلين تعزى إلى الزيادة الناتجة في محتوى المادة المألثة (Alhaddad. 2015).

اتفقت نتائج هذه الدراسة مع دراسة Pedram (2022)، التي خلصت إلى مقارنة القساوة المجهريّة لفيكرز Vickers بين ثلاثة أنواع من الراتنجات الكتلية (Beautifil Bulk, Filtek Bulk Fill, X-tra fil)، والراتنج المركب التقليدي Gradia (GC Dental, Japan) Direct، والراتنج الكتلي المقوى بالألياف (ever X Posterior (GC Dental, Japan) وذلك بعد إتمام عملية التصليب الضوئي وبعد 24 ساعة من التخزين الجاف. بين الباحث أن قيم القساوة المجهريّة للراتنج الكتلي المقوى بالألياف كانت أعلى منها مقارنة مع الراتنجات الأخرى المختبرة. (Pedram, et al. 2022)

كذلك توافقت هذه الدراسة مع نتائج دراسة Peric (2022)، التي تضمنت التحري عن الخصائص الميكانيكية (قوة الانحناء، القساوة المجهرية) لثلاثة أنواع من الراتنجات الكتلية (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Filtek™ Bulk Fill, Beautifil Bulk Restorative)، وثلاثة أنواع من الراتنجات التقليدية (Kalore, Tetric EvoCeram, Filtek Z250)، إضافة إلى الراتنج الكتلي المقوى بالألياف Ever X Posterior. فقد أظهر الباحث أن قيم القساوة المجهرية للراتنج الكتلي المقوى بالألياف كانت هي الأعلى. (Peric, et al. 2022)

جاءت نتائج دراسة Samuel (2020) متفقة أيضاً مع نتائج الدراسة الحالية، والتي قامت بمقارنة القساوة المجهرية لعدد من الراتنجات الكتلية مع الراتنج الكتلي المقوى بالألياف لـ 15 عينة اسطوانية بأبعاد (5×5) مم وذلك بعد التخزين الجاف بدرجة حرارة الغرفة ولمدة 24 ساعة قبل تطبيق الاختبار. إذ تبين للباحث من خلال تطبيق القوى على العينات وتحليل النتائج إحصائياً تفوق الراتنج المقوى بالألياف على بقية الراتنجات المختبرة. (Samuel, et al. 2020)

أوضح Abouelleil (2015) من خلال نتائج دراسته التي قارنت الخصائص الفيزيائية والميكانيكية (مقاومة الانكسار، قوة الانحناء، معامل الانحناء، القساوة المجهرية لفيكرز Vickers) بين خمسة أنواع من الراتنجات الكتلية (Filtek Bulk Fill, Ever X Posterior، وذلك بعد صناعة العينات بثخانات مختلفة (2، 4، 5) مم والتخزين في الماء بدرجة حرارة 37° لمدة 24 ساعة، أن الراتنج الكتلي المقوى بالألياف قد حقق النسبة الأعلى للقساوة المجهرية، وهو ما اتفق أيضاً مع نتائج الدراسة الحالية. (Abouelleil, et al. 2015)

اختلفت نتائج هذه الدراسة مع دراس Attik (2022)، التي قامت بمقارنة الخواص الفيزيائية والميكانيكية (مقاومة الانحناء، مقاومة الانكسار، القساوة المجهرية لفيكرز Vickers) بين الراتنج المركب الكتلي (Filtek Bulk Fill, 3M)، والراتنج الكتلي المقوى بالألياف (Ever X Flow™ (GC, Corp)). أظهر الباحث ترافق الراتنج الكتلي مع القيم الأعلى للقساوة المجهرية (66.2) مقارنة مع الراتنج الكتلي المقوى بالألياف (44.2). يمكن أن يعلل سبب التباين في نتيجة كل من الدراستين بحقيقة استخدام الباحثين لمواد مختلفة عن المواد المختبرة في الدراسة الحالية، إذ إن النسب الوزنية للمواد المألوفة ضمن الراتنج الكتلي Filtek Bulk Fill 76.5% مقابل 75% للراتنج Tetric N-Ceram Bulk Fill، حيث يؤثر التركيب الكيميائي ومحتوى المواد المألوفة للراتنجات المركبة في خواصها الفيزيائية، وهذا ما ذكره Doudar (2022) و Nathaniel و John (2015) في دراستهم، إذ أوضحوا أن المحتوى العالي للمواد المألوفة يؤدي إلى تحسن كبير في الخواص الميكانيكية للمادة (Doudar, et al. 2022). (Nathaniel and John. 2015) et al. (Attik et al. 2022)

كذلك اختلفت نتائج الدراسة الحالية مع دراسة Doudar (2022)، والتي قارنوا فيها القساوة المجهرية لفيكرز Vickers بين ثلاثة أنواع من الراتنجات المركبة التقليدية (GradioSo, Filtek Z350 XT, Z250)، ونوعين من الراتنجات الكتلية (Tetric EvoCeram, Flowable SDR Flow)، إضافة إلى نوعين من الراتنجات المقواة بالألياف (Ever X Posterior, Alert). بين الباحث أن قيم القساوة المجهرية المرافقة لمادة الراتنج الكتلي كانت أعلى بشكل دالٍ إحصائياً مقارنة مع الراتنج المقوى بالألياف، وعند مراجعة قسم المواد والطرائق لهذه الدراسة تبين استخدام الباحث لقلب معدني ذي قطر بلغ 8 مم مما يعني احتمالية عدم وصول الضوء بذات الشدة إلى كامل كتلة العينة وبالتالي تراجع معدل القساوة المجهرية للمادة، كما قام الباحث بتخزين العينات في الماء بعد صنعها لمدة 24 ساعة الأمر الذي يؤثر سلباً في نتائج اختبار القساوة لوجود احتمالية حدوث امتصاص الماء من قبل المواد المختبرة. (Doudar, et al. 2022)

كما لم تتفق نتائج هذه الدراسة مع دراسة Karatas (2021)، التي قارنت القساوة المجهرية لفيكرز Vickers بين الراتنج الكتلي (Filtek Bulk Fill (3M ESPE, USA) والراتنج المركب ذو الأساس الميتاكريلاتي (Valux Plus (3M ESPE, USA)

USA) مع أو دون إضافة ألياف البولي إيثيلين (Ribbond Inc., USA) أو الألياف الزجاجية (Stick Everstick Tech, Finland). أظهر الباحث أن إضافة الألياف ينقص القساوة المجهرية للراتنج المركب، نعلل سبب عدم الاتفاق في نتيجة كل من الدراستين بذات السبب المذكور آنفاً إذ قام الباحث أيضاً بتخزين العينات في الماء لمدة 24 ساعة وذلك بعد صنعها، الأمر الذي يؤثر سلباً في نتائج اختبار القساوة. (Karatas, 2021)

6. الاستنتاجات:

- إن إضافة ألياف البولي إيثيلين إلى الراتنج المركب الكتلي يعزز من القساوة المجهرية.

7. التوصيات والمقترحات:

- نوصي بإضافة ألياف البولي إيثيلين إلى الراتنج المركب الكتلي، لما لها من دور إيجابي في تحسين القساوة المجهرية.
- نقترح إجراء المزيد من الدراسات المخبرية والسريية للتحري عن بقية الخصائص الميكانيكية والفيزيائية للراتنجات الكتلية المقواة بألياف البولي إيثيلين.

8. المراجع:

1. Abdulrahman Alshabib, Nick Silikas, David C. Watts. (2019). Hardness and fracture toughness of resin–composite materials with and without fibers. *Dental Materials*, 35: 1194–1203.
2. Akimasa Tsujimoto, Wayne W. Barkmeier, Toshiki Takamizawa, Mark A. Latta and Masashi Miyazaki. (2016). Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber–reinforced resin composite. *Dental Materials Journal*, 35(3): 418–424.
3. Al–Haddad A. (2015). Characterisation and Performance of Fiber–Reinforced Composite Restorations. PhD Thesis, Faculty of Medical and Human Sciences. University of Manchester, 57–75.
4. Al Sunbul, H., Silikas, N., & Watts, D. (2016). Surface and bulk properties of dental resin–composites after solvent storage. *Dental Materials*, 32(8): 1–11.
5. Anoop Samuel, Rinsa Raju, and V S Chaitra. (2020). Comparative Evaluation of the Surface Hardness of Different Esthetic Restorative Materials: An In Vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci*, 12 (1): 124– 128.
6. Bashetty K, Joshi S. (2010). The effect of one step and multi–step polishing systems on the surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent*, 13: 34–8.
7. Bream M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. (1989). Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*, 5: 346–8.
8. C. Meenakumari, K. Manohar Bhat, Rahul Bansal, Nitika Singh. (2018). Evaluation of Mechanical Properties of Newer Nanoposterior Restorative Resin Composites: An In vitro Study. *Contemp Clin Dent*, 9: 142–6.
9. David Starr Alleman, Matthew A. Nejad, Capt. David Scott Alleman. (2017). The Protocols of Biomimetic Restorative Dentistry: 2002 to 2017. *Inside Dentistry*, 13(6).

10. Dejan Peric, Jovana Ruzic, Steva Levic, Jovana N. Stasic. (2022). Polymer characteristics and mechanical properties of bulk-fill, giomer, fiber-reinforced, and low-shrinkage composites. *Srp Arh Celok Lek*, 150 (7-8): 414-420.
11. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Morea RR, Opdam NJ. (2012). Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*, 28: 87-101.
12. Dr. Ramciya KV, Dr. Mehanas KK and Dr. Roshni Bhaskaran. (2020). Comparative Evaluation of Marginal Adaptability of Fiber Reinforced Composites and Nanohybrid Composite Resins Using Bulk Fill and Layering Techniques: In-Vitro SEM Analysis. *International Journal of Recent Scientific*, 11(4): 38122-38129.
13. Ellyza Herda, Lulu Sharfina, Anggia Nadya Andjani, Mia Damiyanti, Bambang Irawan. (2017). Light-Curing Distance and Resin Thickness Effects on The Short Fiber-Reinforced Resin Composites' Depth of Cure. *Int J App Pharm*, 9(2): 27.
14. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. (2012). Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater*, 28: 1292-1300.
15. Erik Asmussen. (1984). Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acid of plaque. *Scand J Dent Res*, 92: 257-61.
16. Fan H, Gan X, Liu Y, Xhu Z, Yu H. (2014). The nanomechanical and tribological properties of restorative dental composites after exposure in different types of media. *J Nanomaterials*, 2014: 759038.
17. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ. (2013). The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dent Mater*, 29: 906-912.
18. Fisher J, Varenne B, Narvaez D, Veckers C. (2018). The Minamata Convention and the phase down of dental amalgam. *Bull World Health Organ*, 96 (6): 436-8.
19. Garcia-Godoy F, Garcia-Godoy A. (2003). Effect of APF minute-foam on the surface roughness, hardness, and micromorphology of high-viscosity glass ionomers. *J Dent child (chic)*, 70(1): 19-23.
20. Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater*, 29: 835-841.
21. Garoushi S, Vallittu PK, Lssila LV. (2007). Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater*, 23: 1356-1362.

22. Gul Keskin, Zubeyde Ucar Gundogar, Gun Burak Tek. (2021). Fracture Resistance of teeth Restored with Bulk-Fill and Fiber-Reinforced Composites in Class II Cavities. *International Journal of Dental Sciences*, 23(2): 115–125.
23. Hazem Abouelleil, Nelly Pradelle, Cyril Villat, Nina Attik, Pierre Colon, Brigitte Grosogeat. (2015). Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composite. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 40 (4): 262–269.
24. Heintze SD, Zimmerli B. (2011). Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 1: approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 121: 804–816.
25. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*, 38: 618:625.
26. Jefferson David Melo de Matos, Leonardo Jiro Nomura Nakano, Guilherme da Rocha Scalzer Lopes, Marco Antonio Bottino, John Eversong Lucena de Vasconcelos, Ricardo Huver de Jesus & Lucas Campagnaro Maciel. (2021). Characterization of Bulk-Fill Resin Composites in terms of Physical, Chemical, Mechanical and Optical Properties and Clinical Behavior. *Int. J. Odontostomat*, 15 (1): 226–233.
27. Karakas, S., Turgut, H., & Kuden, C. (2021). Comparison of Surface Roughness and Microhardness of Reinforced Glass Ionomer Cements and Microhybrid Composite. *J Dent Indones*, 28(3): 131–138.
28. Karimzadeh A, Ayatollahi MR, Shirazi HA. (2014). Mechanical properties of a dental nano-composite in moist media determined by nano-scale measurement. *Int J Mater Mesh Manufact*, 2: 67–72.
29. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto, N. (2001). Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory processed composite resin. *J Oral Rehabil*, 28: 703–744.
30. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*, 42: 993–1000.
31. Mohamad D, Young RJ, Mann AB, Watts DC. (2007). Post-polymerization of dental resin composite evaluated with nanoindentation and micro-Raman spectroscopy. *Archives Orofacial Sci*, 2: 26–31.

32. MS Cenci, D Venturini, T Pereira–Cenci, E Piva, FF Demarco. (2008). The Effect of Polishing Techniques and Time on the Surface Characteristics and Sealing Ability of Resin Composite Restorations After One–year Storage. *Operative Dentistry*, 33–2: 169–176.
33. Nathaniel CL and John OB. (2015). Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations *J. Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 103: 424–9.
34. Nicoleta Ilie, Garry J.P. Fleming. (2015). In vitro comparison of polymerization kinetics and the micro–mechanical properties of low and high viscosity giomers and RBC materials. *J Dent*, 2458: 1–9.
35. Nina Attik, Pierre Colon, Remy Gauthier, Charlene Chevalier, Brigitte Grosogeat, Hazem Abouelleil. (2022). Comparison of physical and biological properties of a flowable fiber reinforced and bulk filling composites. *Dental Materials*, 38(2): 19–30.
36. Ozcan Karatas. (2021). Effect of fiber reinforcement on color stability and degree of polymerization of different composite resins. *JORR*, 13 (1): 25–30.
37. Pereira SMB, Castilho AA, Marocho SMS, Oliveira KMC, Vaquez VZC and Bottino MA. (2007). Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins. *Braz J Oral Sci*, 6: 1372–75.
38. Perham Pedram, Shiva Jafarnia, Sima Shahabi, Sogol Saberi, Hamidreza Hajizamani. (2022). Comparative evaluation of fiber–reinforced, bulk–fill and conventional dental composites: Physical characteristics and polymerization properties. *Polim Med*, 52 (1): 11–16.
39. Raju Raju, Ginu Rajan, Paul Farran & B. Gangadhara Prusty. (2021). Dimensional stability of short fibre reinforced flowable dental composites. *Nature portfolio*, 11: 4697.
40. Shiva Jafarnia, Alireza Valanezhad, Sima Shahabi, Shigeaki Abe, and Ikuya Watanabe. (2021). Physical and mechanical characteristics of short fiber–reinforced resin composite in comparison with bulk–fill composites. *Journal of Oral Science*, 20: 1–4.
41. Spajic J, Par M, Milat O, Demoli N, Bjelovucic R, Prskalo K. (2019). Effects of curing modes on the microhardness of resin–modified glass ionomer cements. *Acta Stomatologica Croatica*, 53(1): 37.
42. Tsujimoto A, Barmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. (2017). Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk–fill giomers and resin composites. *Dent Mater J*, 36(2): 205–213.
43. Weam Doudar, Abdallah F. Elsadany, Asmaa M. Abdallah. (2022). Effect of Thermal Aging on Hardness and Modulus of Elasticity of Different Dental Resin Composites: An in Vitro Study. *E.D.J.*, 68(1): 1004–1012.