

## دراسة تأثير مادة القشرة التجميلية للأسنان على سلوكها الميكانيكي الحيوي باستخدام تحليل العناصر المنتهية

ميساء علي شاش \*

علي محمد علي \*\*

حسن محمد نزّهه \*\*\*

(تاريخ الإيداع ٢٦ / ٣ / ٢٠١٩ . قبل للنشر ٧ / ٥ / ٢٠١٩)

### □ ملخص □

جرت في هذا البحث دراسة تأثير مادة القشرة التجميلية للأسنان في السلوك الميكانيكي الحيوي لنظام (القشرة التجميلية - بنية السن)؛ باستخدام تحليل العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد؛ وذلك للتعرف إلى المادة التي تبدي الأداء الأفضل. إذ تُرسّ توزع الإجهادات في النماذج عند استخدام كل من مادة الألومينا السيراميكية، والراتنج المركب، والبورسلان السيراميكي تحت الأحمال الستاتيكية.

أظهرت النتائج أن استخدام مادة الراتنج المركب يعمل على تخفيض متوسط الإجهادات الأعظمية بنسبة 40.88% و 64.52% على الأقل، مقارنةً مع مادتيّ البورسلان والألومينا السيراميكتين على التوالي. بناءً عليه لا يُنصح باستخدام مادة الألومينا السيراميكية أو حتى مادة البورسلان السيراميكي في تحضير القشور التجميلية بسماكة [mm] 0.3، إنما يُنصح باستخدام مادة الراتنج المركب التي تعمل على تحسين الثباتية والاستقرار الميكانيكي الحيوي للنظام، ويطيل عمره الخدمي.

**الكلمات المفتاحية:** قشور تجميلية، السلوك الميكانيكي الحيوي، تحليل العناصر المنتهية.

\* أستاذ مساعد في قسم هندسة المعدات والآليات، كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس، سورية.

\*\* أستاذ في قسم تقانة الأغذية، كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس، سورية.

\*\*\* مهندس في قسم هندسة المعدات والآليات، كلية الهندسة التقنية، جامعة طرطوس، سورية.

## A study of influence of veneer material on their biomechanical behavior using finite element analysis

\*. Maysaa Ali Shash

\*\* . Ali Muhammad Ali

\*\*\* Hasan Muhammad Nazha

(Received 26 /3 / 2019 . Accepted 7 / 5 / 2019 )

### □ ABSTRACT □

In this paper, the influence of different veneer materials on the biomechanical behavior of veneer-tooth structure system was studied using finite element analysis; to find out which of all these models has the best performance. The distribution of stresses in the models was studied when using alumina, composite resin and feldspathic porcelain materials under static loads.

The results showed that the use of composite resin has reduced the average of the maximum stresses by 40.88% and 64.52% at least compared to feldspathic porcelain and alumina respectively. Therefore, it is not better to use alumina or even feldspathic porcelain material in the preparation of veneer having 0.3 [mm] thickness, but it is recommended to use composite resin, which improves the stability and durability of the system and prolong its lifespan.

**Keywords:** Veneers, Biomechanical behavior, Finite element analysis.

---

\*Assistant Professor, Department of Equipment and Mechanisms Engineering, Faculty of Technical Engineering, Tartous University, Syria.

\*\* Professor, Department of Food Technology, Faculty of Technical Engineering, Tartous University, Syria.

\*\*\* Engineer, Department of equipment and mechanism Engineering, Faculty of Technical Engineering, Tartous University, Syria.

**مقدمة:**

في ضوء ازدياد تطور مواد ترميمات الأسنان، وإجراءات لصقها وتصميماتها يزداد الاهتمام في الحصول على أسنان مرممة ذات مظهر جميل، باستخدام القشور التجميلية (Veneer) لترميم وتجميل الأسنان المصبوغة الباهتة أو المشوهة أو المتآكلة منها؛ وخاصة تلك التي تتوضع في المناطق المرئية (الأمامية) [1]. حيث تعد المواد السيراميكية ومادة الراتنج المركب المتوافقة حيوياً من أكثر المواد التطبيقية استخداماً في طب الأسنان بوصفها مواد ترميمية وتجميلية، وفي الوقت الحالي تُعدّ هذه المواد هي المواد الوحيدة التي تستخدم في القشور التجميلية للأسنان. وتجدر الإشارة إلى أن مادة الراتنج المركب تتمتع بخصائص مشابهة لخصائص طبقة عاج السن [2]، وتبدي مقاومة انحناء ومعامل انحناء وقساوة مماثلة عند استخدامها في الترميمات المباشرة أو غير المباشرة [3]. أما بالنسبة إلى المواد السيراميكية فهي تمتلك معامل مرونة مشابهاً لمعامل مرونة طبقة مينا الأسنان [4, 5].

يعد الاختيار الخاطئ لمواد القشور التجميلية - كل بحسب الحالة المراد تطبيقها فيها - من أهم العوامل التي تؤدي إلى حصول فشل في نظام (القشرة التجميلية - بنية السن)، كما تجدر الإشارة إلى أن معظم حالات الفشل قد تُعزى إلى كسر القشور التجميلية وفشل التصاقها على سطوح الأسنان [6]؛ وبناءً على ذلك تُعدّ الخصائص الميكانيكية للقشور التجميلية من أهم العوامل التي تؤثر في النجاح السريري طويل الأمد. لتحديد مدى نجاح القشور التجميلية أو فشلها يجب إجراء تحليل توزع للإجهادات الناشئة في هذه القشور وبنية السن معاً، ونظراً لصعوبة إجراء هذا التحليل نتيجة لاختلاف المواد المستخدمة والأشكال الهندسية المعقدة والدقيقة للعناصر المستخدمة في الدراسة؛ فإنه من الأهمية بمكان دراستها باستخدام طريقة العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد، إذ يعد تحليل العناصر المنتهية الأداة البحثية الأكثر كفاءة وفاعلية في مثل هذه الحالات [7, 8].

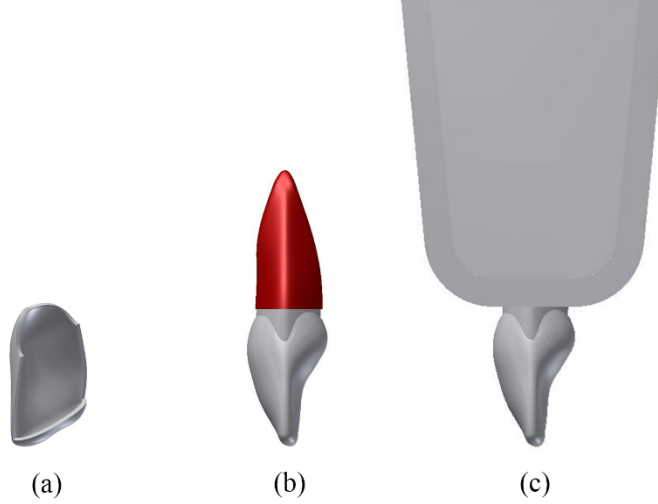
**أهمية البحث وأهدافه:**

تكمن أهمية هذا البحث بنحو عام في ربط مخرجات علم هندسة المواد التطبيقية مع العلوم والتطبيقات الطبية، كذلك لهذا البحث أهمية أساسية تكمن في تجاوز معظم حالات الفشل التي قد تحدث نتيجة لاختيار المادة الخاطئة للقشور التجميلية؛ وذلك عن طريق دراسة توزع الإجهادات في القشور التجميلية وبنية الأسنان معاً باستخدام مواد مختلفة (الألومينا السيراميكية - الراتنج المركب - البورسلان السيراميكي) لهذه القشور التجميلية، والتي تؤثر بدورها في السلوك الميكانيكي الحيوي عند تعرض الأسنان الأمامية القاطعة لقوى الإطباق، وعليه فإن الهدف من هذا البحث هو التعرف إلى المادة التي تبدي الأداء الأفضل.

**طرائق البحث ومواده:****(a) نموذج العناصر المنتهية:**

أُنشئت نماذج ثلاثية الأبعاد باستخدام برنامج Autodesk® Inventor™ لبنية السن القاطع، متضمنة طبقة المينا بسماكة [mm] 0.3 وطبقة العاج. وأُحيط جذر السن بطبقة من الرباط السنّي بسماكة [mm] 0.2، وجرى بعد ذلك إنشاء نموذج لمقطع من عظم الفك العلوي متضمناً العظم الإسفنجي الذي يحيط به العظم القشري بسماكة 2 [mm]. تم بعد كل هذا إنشاء نموذج فينير حافة مائلة (Palatal chamfer) بسماكة [mm] 0.3 كما هو مبين

بالشكل (1). ثم صُدرت كل هذه النماذج إلى برنامج ANSYS<sup>TM</sup> لإجراء تحليل العناصر المنتهية (Finite element analysis (FEA)).



الشكل (1): المكونات المدروسة ثلاثية الأبعاد: a. نموذج القشرة التجميلية، b. بنية السن متضمنة طبقة المينا والعاج المحاط بالرباط السنّي، c. بنية السن مع عظم الفك العلوي (العظم الإسفنجي محاطاً بالعظم القشري).

فيما يتعلق بالشبكة الحجمية (Mesh) للمكونات المدروسة، تم استخدام الشبكة الحجمية ذات العناصر رباعية السطوح (Tetrahedrons) كما هو مبين في الشكل (2.a) وذلك نظراً للتعقيد الهندسي للمكونات المدروسة، ثم تم تعميم هذه الشبكة لضمان الحصول على نتائج دقيقة كما هو مبين بالشكل (2.b)، ويبين الجدول (1) عدد عناصر وعقد الشبكة الحجمية لكل مكون من نماذج الداخلة في هذه الدراسة.

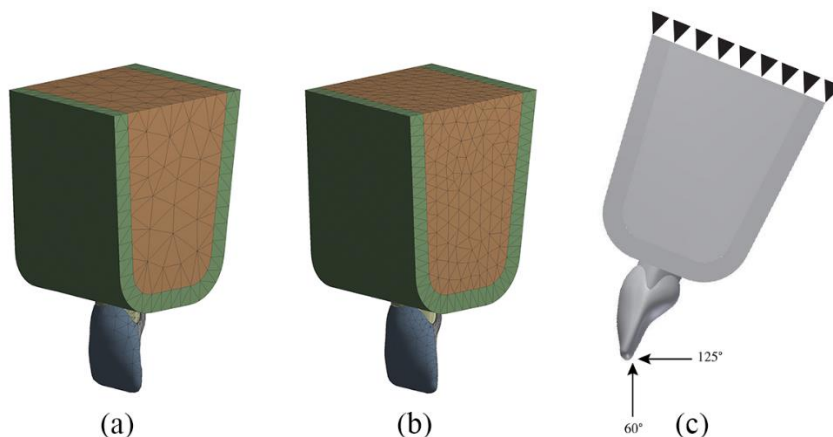
الجدول (1): عدد عقد الشبكة الحجمية وعناصرها لكل مكون من المكونات الداخلة في الدراسة.

العناصر	العقد	المكوّن
١١٤٤	٢٣٥٦	الرباط السنّي
٢٠٢٦	٣٤٩٢	العاج
٦٦٥	١٥١٤	المينا
٨٨٠	١٨٩٦	الفينير
١٠٦١	٢٢٨٠	العظم القشري
١٢٥٥	٢٣٣٩	العظم الإسفنجي

#### (b) الشروط الحدية:

طُبِّقت قوة تعادل 10 N عند الحافة المائلة للحد القاطع بزوايا تميل عن المحور الشاقولي بمقدار 60° و 125° كما هو مبين في الشكل (2.b)، والذي يمثل الحركة بين الحدبات Intercuspal والوضعية التبارزية Protrusive (إطباق أمامي خلفي) للفكين على التوالي [9].

بالنسبة إلى شروط التماس بين النماذج فقد كانت جميع التماسات خطية في هذه الدراسة، حيث كانت التماسات في السطوح البينية لكل من (العظم القشري - الإسفنجي) و (الرباط السني - العظم) و (العاج - الرباط السني) و (المينا - العاج) و (القشرة التجميلية - بنية السن) كلها مرتبطة Bonded ارتباطاً تاماً [10-16]، لأن المكونات مرتبطة مع بعضها البعض ولا يوجد بينها أي تماس احتكاكي أو لا خطي يمكنها من الانفصال عن بعضها في أثناء التعرض للقوى المختلفة. كما تجدر الإشارة إلى أنه قد تم تثبيت النموذج المدروس عند السطح الأعلى لعظم الفك العلوي المدروس كما هو مبين في الشكل (2.c).



الشكل (٢): a. الشبكة الحجمية ثلاثية الأبعاد قبل التنعيم، b. الشبكة الحجمية ثلاثية الأبعاد بعد التنعيم c. الشروط الحدية.

### (c) خصائص المواد:

اعتُبرت كل مواد المكونات المدروسة مواداً ذات مرونة خطية متماثلة الخواص linear elastic isotropic ومتجانسة homogenous، ومن الجدير ذكره أن المواد متماثلة الخواص تبدي خصائص ميكانيكية متماثلة في جميع الاتجاهات بغض النظر عن اتجاه الحمل المؤثر عليها [17]، ويبين الجدول (٢) الخصائص الميكانيكية للمواد المتوافقة حيويًا الداخلة في تحضير القشور التجميلية للأسنان، بالإضافة إلى مواد باقي المكونات الداخلة في هذه الدراسة، والتي تم الحصول عليها كقيم مرجعية من الدراسات السابقة [18-22].

الجدول (٢): الخصائص الميكانيكية للمواد المستخدمة في الدراسة.

المادة	معامل المرونة $E$ [GPa]	نسبة بواسون $\nu$
الرباط السنّي Periodontal ligament	0.069	0.45
العاج Dentin	18.6	0.31
المينا Enamel	80	0.33
البورسلان Feldspathic porcelain	٧٠	0.19
الألومينا Alumina ceramic	418	0.22
الراتنج المركب Composite resin	14.74	0.33
العظم القشري Cortical bone	13.7	0.3
العظم الإسفنجي Cancellous bone	1.37	0.3

### النتائج والمناقشة:

تُبدى كل مادة من المواد المستخدمة سلوكاً ميكانيكياً حيوياً مختلفاً عن الآخر، وطالما أن إجهادات فون ميزس هي إجهادات مؤلفة من إجهادات القص والإجهادات العادية الناشئة في كل الاتجاهات [23]؛ فقد كان من المهم استخدامها لتقييم السلوك الميكانيكي الحيوي لنظام (القشرة التجميلية - بنية السن)، إذ تعد نظرية فون ميزس إحدى أكثر النظريات استخداماً لتحديد الإجهادات، وقد جرى تطبيق هذه النظرية في هذه الدراسة لتحديد توزيع الإجهادات للقشور التجميلية (فينير) وبنية الأسنان.

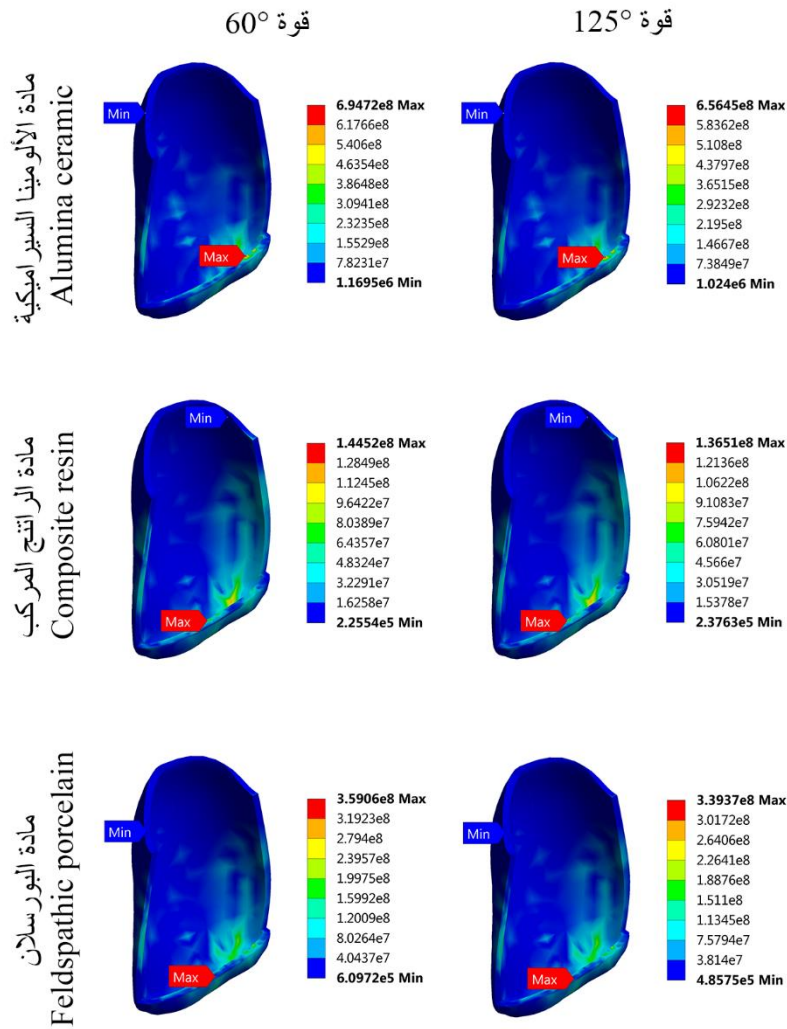
مُثلت النتائج التي تم الحصول عليها من تحليل العناصر المنتهية في أشكال رسومية توضيحية لتوزيع الإجهادات مع مقياس مدرج ملون يوضح القيم الدنيا والقيم العظمى للإجهادات الناشئة في النماذج المدروسة، ليصبح من الممكن المقارنة بشكل مباشر بين النماذج المدروسة. توضح هذه النتائج العلاقة ما بين توزيع الإجهادات وخصائص المواد المستخدمة في الدراسة. يبين الجدول (٣) النتائج العددية لإجهادات فون ميزس الأعظمية التي تم الحصول عليها للقشور التجميلية وبنية الأسنان تحت الأحمال السكنونية المطبّقة.

من الواضح كما هو مبين في هذا الجدول أن الإجهادات الناشئة في كل من القشرة التجميلية (الفينير) وبنية السن تكون أعلى قيمةً عند تطبيق قوة بزاوية  $60^\circ$  منها عند تطبيق قوة بزاوية  $125^\circ$ ؛ وذلك لأن القوة الأولى أقرب لأن تكون قوة ضغط مائلة، أما القوة الثانية فهي أقرب لأن تكون قوة شد مائلة.

يُلاحظ من الشكل (3) أن توزيع الإجهادات لا يختلف باختلاف القوى المطبقة، إنما يكون الاختلاف في قيم هذه الإجهادات في النماذج المدروسة، وكما هو مبين في الشكل؛ فإن الإجهادات الأعظمية تتركز عند الحد القاطع للقشرة التجميلية أي كانت المادة المستخدمة.

الجدول (٣): إجهادات فون ميزس الأعظمية في القشرة التجميلية وبنية السن.

إجهادات فون ميزس الأعظمية [MPa]						المكوّن
البورسلان		الراتنج المركب		الألومينا		
125°	60°	125°	60°	125°	60°	
339.37	359.06	136.51	144.52	656.45	694.72	الفينير
99.58	105.53	122.87	130.24	74.99	79.47	بنية السن



الشكل (٣): توزيع إجهادات فون ميزس في النماذج المدروسة.

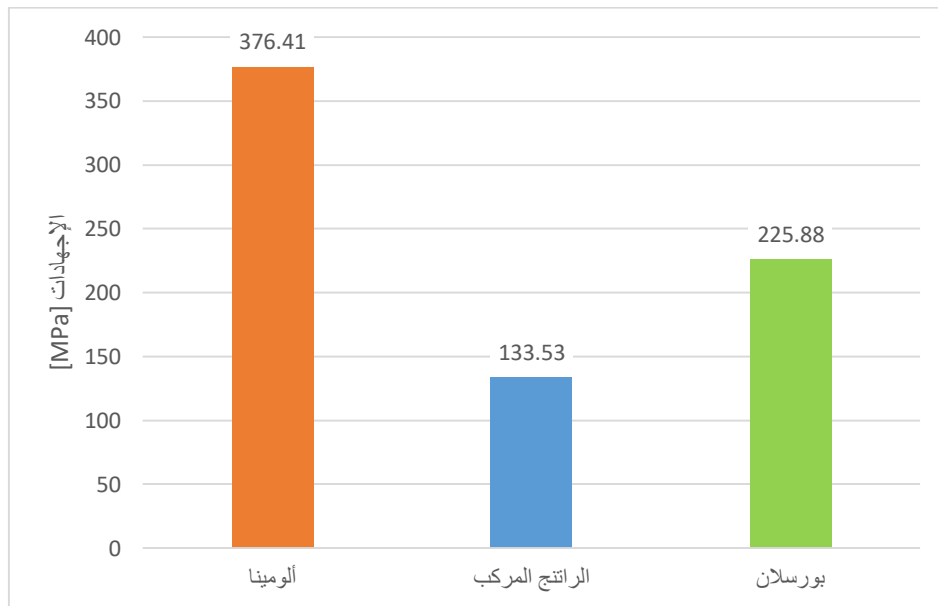
بالعودة للقيم المدرجة في الجدول (٣) يُلاحظ أن أعلى قيمة للإجهادات الأعظمية للقشور التجميلية قد تم الحصول عليها عند استخدام مادة الألومينا السيراميكية بتطبيق قوة بزواية 60° (694.72 MPa). بينما تم الحصول

على أعظم قيمة للإجهادات في بنية السن عند استخدام مادة الراتنج المركب بتطبيق قوة بزاوية  $60^\circ$  ( 130.24 MPa).

أما بالنسبة إلى القيم الدنيا للإجهادات الأعظمية في القشور التجميلية فصلنا عليها عند استخدام مادة الراتنج المركب بتطبيق قوة بزاوية  $125^\circ$  (136.51 MPa). بينما حصلنا على القيم الدنيا للإجهادات الأعظمية في بنية السن عند استخدام مادة الألومينا السيراميكية بتطبيق قوة بزاوية  $125^\circ$  (74.99 MPa).

بناءً على هذه النتائج يصعب اختيار المادة ذات الأداء الأفضل في نظام (القشرة التجميلية - بنية السن)، وعليه جرى حساب متوسط الإجهادات الأعظمية في النظام ككل، مع أخذ القوتين المطبقتين في هذه الدراسة بعين الاعتبار، ليتم عندها إيجاد متوسط الإجهادات الأعظمية للنماذج المستخدمة في هذه الدراسة.

يُلاحظ من الشكل (4) أنه تم الحصول على أدنى متوسط للإجهادات الأعظمية في نظام (القشرة التجميلية - بنية السن) عند استخدام مادة الراتنج المركب للقشور التجميلية (133.53 MPa). بينما تم الحصول على أعلى متوسط للإجهادات الأعظمية عند استخدام مادة الألومينا السيراميكية (376.41 MPa)، كما يظهر الشكل (4) أيضاً أن استخدام الراتنج المركب يُخفّض متوسط الإجهادات بنسبة 40.88% و 64.52% على الأقل مقارنةً مع مادتي البورسلان والألومينا السيراميكيتين على التوالي.



الشكل (4): متوسط الإجهادات الأعظمية في نظام (القشرة التجميلية - بنية السن).

يمكن تفسير هذه النتائج بأن مادة الراتنج المركب، التي تتميز بخصائص أكثر تقارباً من المادتين الأخرتين لخصائص طبقة عاج السن تعمل على امتصاص الإجهادات الناشئة عن تأثير الحمل المطبق وتخميدها؛ مما يؤثر بدوره إيجابياً على تخفيض الإجهادات الناشئة في نظام (القشرة التجميلية - بنية السن). وعليه فإن استخدام هذه المادة في تحضير قشور تجميلية بسماكة 0.3 mm يعمل على تحسين الثباتية والاستقرار الميكانيكي الحيوي للنظام ويطيل عمره الخدمي.



مع أنه لا توجد أية دراسة مشابهة لهذه الدراسة التي تتناول تأثير المواد الثلاث المختلفة لقشور تجميلية بسماكة [mm] 0.3 على السلوك الميكانيكي الحيوي لنظام (القشرة التجميلية - بنية السن)، إلا أن هناك العديد من الدراسات قد أشارت إلى أن الإجهادات تتركز في منطقة الحد القاطع أو في المناطق القريبة منها [9, 24]، وهذا يتفق تقريباً مع النتائج التي تم الحصول عليها في هذه الدراسة. ومن الجدير ذكره أنه في دراسة للباحث Li وزملائه [20] باستخدام طريقة العناصر المنتهية قد تم تناول تأثير مادتي الراتنج المركب والبورسلان لقشور تجميلية بسماكة [mm] 0.5 على السلوك الميكانيكي الحيوي، وقد وجد الباحثون أن تطبيق نموذج مادة الراتنج المركب يبدي سلوكاً أكثر تجانساً من النموذج الآخر، وهذه النتيجة تتوافق توافقاً كاملاً مع نتائج هذه الدراسة.

### الاستنتاجات والتوصيات:

يمكن تلخيص نتائج هذه الدراسة كما يلي:

إن استخدام مادة الراتنج المركب في تحضير قشور تجميلية بسماكة [mm] 0.3 يعمل على تخفيض متوسط الإجهادات الأعظمية في نظام (القشرة التجميلية - بنية السن)، على عكس كل من مادتي الألومينا السيراميكية والبورسلان السيراميكي اللتين تعملان على زيادة متوسط الإجهادات الأعظمية في النظام. بناءً على هذه النتائج، لا يُنصح باستخدام مادة الألومينا السيراميكية أو حتى مادة البورسلان السيراميكي في تحضير القشور التجميلية بسماكة [mm] 0.3، إنما يُنصح باستخدام مادة الراتنج المركب التي تعمل على تحسين الثباتية والاستقرار الميكانيكي الحيوي للنظام، ويطيل عمره الخدمي.

### المراجع العلمية

- [1] Belser, U. C., MACNE, P., & MACNE, M. (1997). *Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 9(4), 197-207.
- [2] Dejak, B., & Mlotkowski, A. (2008). *Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars*. The Journal of prosthetic dentistry, 99(2), 131-140.
- [3] Cesar, P. F., Júnior, W. G. M., & Braga, R. R. (2001). *Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations*. The Journal of prosthetic dentistry, 86(3), 289-296.
- [4] Habelitz, S., Marshall, S. J., Marshall Jr, G. W., & Balooch, M. (2001). *Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale*. Archives of Oral Biology, 46(2), 173-183.
- [5] Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2003). *Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials*. The Journal of prosthetic dentistry, 89(4), 374-380.
- [6] Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). *Porcelain veneers: a review of the literature*. Journal of dentistry, 28(3), 163-177.
- [7] Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L., & Rengo, S. (2001). *3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites*. Journal of biomechanics, 34(10), 1269-1277.
- [8] Matson, M. R., Lewgoy, H. R., Barros Filho, D. A., Amore, R., Anido-Anido, A., Alonso, R. C. B., & Anauate-Netto, C. (2012). *Finite element analysis of*

*stress distribution in intact and porcelain veneer restored teeth. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(8), 795-800.

[9] Zarone, F., Apicella, D., Sorrentino, R., Ferro, V., Aversa, R., & Apicella, A. (2005). *Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis*. *Dental materials*, 21(12), 1178-1188.

[10] Coelho, P. G., Bonfante, E. A., Silva, N. R. F., Rekow, E. D., & Thompson, V. P. (2009). *Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures*. *Journal of Dental Research*, 88(4), 382-386.

[11] Marshall Jr, G. W., Balooch, M., Gallagher, R. R., Gansky, S. A., & Marshall, S. J. (2001). *Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture*. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 54(1), 87-95.

[12] Dejak, B., & Mlotkowski, A. (2008). *Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(2), 131-140.

[13] Lanza, A., Aversa, R., Rengo, S., Apicella, D., & Apicella, A. (2005). *3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor*. *Dental Materials*, 21(8), 709-715.

[14] Yettram, A. L., Wright, K. W. J., & Houston, W. J. B. (1977). *Centre of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading*. *British journal of orthodontics*, 4(1), 23-27.

[15] Friedman, C. M., Sandrik, J. L., Heuer, M. A., & Rapp, G. W. (1975). *Composition and mechanical properties of gutta-percha endodontic points*. *Journal of Dental Research*, 54(5), 921-925.

[16] Okamoto, K., Ino, T., Iwase, N., Shimizu, E., Suzuki, M., Satoh, G., & Fujisawa, M. (2008). *Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters*. *Dental materials journal*, 27(1), 49-55.

[17] Darwich, A., Nazha, H., Abbas, W. (2019). *Numerical study of stress shielding evaluation of hip implant stems coated with composite (carbon/PEEK) and polymeric (PEEK) coating materials*. *Biomedical Research*, 30(1), 169-174.

[18] Jones, D. W., Jones, P. A., & Wilson, H. J. (1972). *The modulus of elasticity of dental ceramics*. *The Dental practitioner and dental record*, 22(5), 170-173.

[19] Rocha, E. P., Anchieta, R. B., Freitas-Junior, A. C., De Almeida, E. O., Cattaneo, P. M., & Ko, C. C. (2011). *Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: a 3-dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 105(1), 14-20.

[20] Li, Z., Yang, Z., Zuo, L., & Meng, Y. (2014). *A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(2), 325-333.

[21] Chuang, S. F., Chen, T. Y., & Chang, C. H. (2008). *Application of digital image correlation method to study dental composite shrinkage*. *Strain*, 44(3), 231-238.

[22] Papadogiannis, D. Y., Lakes, R. S., Papadogiannis, Y., Palaghias, G., & Helvatjoglu-Antoniades, M. (2008). *The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites*. *dental materials*, 24(2), 257-266.

[23] Beer, F. P., Johnston, E. R. (1981) *Mechanics of materials*. New York: McGraw-Hill, 616 pp.

[24] Sorrentino, R., Apicella, D., Riccio, C., Gherlone, E., Zarone, F., Aversa, R., & Apicella, A. (2009). *Nonlinear visco-elastic finite element analysis of different porcelain veneers configuration*. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 91(2), 727-736.