

دراسة مقارنة لمقاومة الانكسار لنوعين من التيجان الراتنجية التجميلية غير المباشرة المستخدمة لترميم الأرحاء المؤقتة المعالجة لبياً

*د. محمد نور الحلبي **أ.د. ندى بشارة ***أ.د. جهاد أبو نصار

(الإيداع: 3 حزيران 2020 ، القبول: 23 تموز 2020)

ملخص:

تطورت المتطلبات التجميلية في الآونة الأخيرة لدى المرضى وشملت هذه المتطلبات الأطفال والأهل، ولذلك كانت هذه الدراسة لتقييم نوعين من التيجان التجميلية المصنعة باستخدام الطابعة السنية ثلاثية الأبعاد Photopolymer Resin من متدة راتنجية ضوئية التصلب، وبلوكات راتنجية مقواة White Peaks PMMA التي يتم تصنيعها وفق نظام CAD\CAM (Copyright © 2016 Roland DGA Corporation) في ترميم الأرحاء المؤقتة المعالجة لبياً، فقد تم في هذه الدراسة تقييم مقاومة الانكسار ونمط الكسر ، تألفت عينة البحث من 20 رحي ثانية مؤقتة سفلية تم تحضيرها لاستقبال هذه التيجان، وتألفت كل مجموعة من 10 أرحاء وفق ما يلي المجموعة الأولى: مادة راتنج ضوئي التصلب تم تصنيعه بواسطة الطابعة ثلاثية الأبعاد photopolymer resin، المجموعة الثانية: بلوكات الراتنج المقوى والمصنعة بنظام CAD\CAM. تم الصاق هذه التيجان بواسطة GC resin cement، ثم تمت دراسة مقاومة الانكسار وفق المحور الطولي بواسطة جهاز الاختبارات الآلية العام Testometric ونمط الكسر الحاصل ، لم تلحظ فوارق إحصائية عند إجراء اختبار Independent Sample T Test ، حيث بلغت قيمة P-Value ($P= 0.146$) وهي أكبر من مستوى الدلالة (0.05)، وهذا يشير إلى عدم وجود فرق دال إحصائياً في مقاومة الانكسار بين المجموعتين، كما لم تلحظ فروق عند إجراء اختبار كاي مربع لمقارنة أنماط الانكسار الحاصل بين المجموعتين ($P= 0.080$)، أظهرت الأرحاء المرممة في كل من المجموعتين المدروستين مقاومة انكسار أعلى من متوسط قوى العض في المنطقة الرحوية في الإطباق المختلط لدى الأطفال دون وجود فرق إحصائي في العينات المدروسة في كلتا المجموعتين، فيما سجلت مجموعة الطابعة ثلاثية الأبعاد نمط كسر قابل للترميم بنسبة 50% بالمقارنة مع 30% في مجموعة CAD\CAM دون وجود فرق دال بين المجموعتين.

الكلمات المفتاحية: تيجان أرحاء مؤقتة – مقاومة انكسار – طابعة سنية ثلاثية الأبعاد – CAD\CAM.

*طالب دكتوراه في طب أسنان الأطفال جامعة دمشق كلية طب الأسنان.

** استاذ مساعد في طب أسنان الأطفال جامعة دمشق كلية طب الأسنان

***استاذ مساعد في تعويضات الأسنان الثابتة جامعة دمشق كلية طب الأسنان

Comparison Study of Fracture Resistance for Two Types of Indirect Aesthetic Resin Crowns Used in Restoring Pulp Treated Primary Molars

M–NOUR ALHALABI* Nada Bshara** Jihad Abou Nassar Bshara***

(Received: 3 June 2020 , Accepted:23 July 2020)

Abstract:

Recently, esthetic concerns has been increased dramatical for pediatric patient and their parents for the dental treatment, and because the lack of available esthetics choices in restoring pulp treated primary molars. This study was conducted to evaluate two type of esthetic primary molars crowns fabricated using two different methods, photopolymer Resin via 3–D dental printer, and using PMMA White Peaks blocks via Computer Aid Designed, Computer Aid Manufacturing CAD\CAM system in fracture resistance force and type of fracture.

Twenty second lower primary molar prepared for crowning using digital design via “Exocade software ” were divided in two experimental groups, 10 molars for each group as following, Group A: 3D dental printer to fabricate crowns using GC photopolymer resin, Group B: CAD\CAM crowns using polymethylmethacrylate (PMMA) blocks, the crowns were cemented to the prepared teeth using GC resin cement and allowed to set for 24 hours. The crowned teeth were tested using Testometric machine , the fracture resistance force were recorded and fracture type were evaluated . No statistically significant differences are noted when using independent Sample T Test in terms of fracture resistance force FRF experimental test between Group A\B (P= 0.146), No statistical differences were noted In Failure type when comparing the two groups in qi–square test (P= 0.080).

The two tested esthetic crowns exceeded the mean maximum bite force of children in the mixed dentition thus, they are prone to be able to be used clinically with no statistical differences between the 3D– Printed crowns and CAD\CAM fabricated crowns in FRF and failure type.

Key words:Primary teeth crowns– fracture resistance – dental 3Dprinter – CAD\CAM.

*PhD. Resident, Dep. of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Damascus University, Damascus, Syria

**Ass. Prof. Dep. of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Damascus University, Damascus, Syria

***Ass. Prof. Dep. of prosthodontics, School of Dentistry, Damascus University, Damascus, Syria

1- المقدمة:

أصبح الاهتمام بالناحية التجميلية ضرورة ملحة في المعالجات السنية عند المرضى لذلك اتجهت معظم المعالجات إلى توفير ترميمات تتميز بجمالية عالية وسعر أقل حيث تعتبر المواد الراتنجية ذات التصلب الضوئي النموذج الأمثل لذلك عند أطباء الأسنان. (Filipov and Vladimirov, 2006)

تتعرض الأسنان المؤقتة وبشكل كبير للتهدم إما بسبب النخر أو لأسباب رضية، حيث يعتبر النخر السني السبب الأساسي والأكثر انتشاراً، حيث تسبب النخور السنية في الأرحاء المؤقتة تهدماً واسعاً للبنى السنية ، بالإضافة للألم وفقدان الأسنان التالي مما يُخل التوازن الاطباقي (Babaji, 2015).

يعتبر اختيار الترميم المناسب لإعادة بناء الأسنان المؤقتة المعالجة لبيئاً تحدياً كبيراً لأطباء الأسنان، حيث تعتبر المواد الترميمية الأكثر استخداماً لهذا الغرض هي الأملغم والكمبوزيت والاسمنت الزجاجي الشاردي، ولكن لا تعتبر هذه المواد مناسبة لإعادة الشكل المناسب ولا تتمتع بالديمومة في حالات الأسنان ذات التهدم الحفافي بالإضافة إلى بعض المشكلات الثانوية الأخرى (التحسس من المواد المستخدمة أو السمية)، لذلك يتم استخدام أنواع مختلفة من التيجان بهدف إعادة الشكل التشريحي للسن والوقاية من النخور الثانوية والحصول على ترميم ذي ديمومة عالية (Babaji, 2015)

ساهمت التطورات المتتالية في تقنيات الإلصاق في الآونة الأخيرة في إمكانية تطبيق التعويضات الراتنجية التجميلية غير المباشرة (Terry et al., 2005) حيث تهدف التقنية غير المباشرة في التعويضات التجميلية إلى الحصول على ترميمات مغطية لكامل محيط السن مع تحضير أصغري للبنى السنية بما يساهم في الحفاظ على النسج السنية (Guelmann et al., 2004)

يساهم استخدام التقنية غير المباشرة في تشكيل التيجان الراتنجية في تجنب التقلص التصليبي للراتنج وتشكل نقاط تماس جيدة، وشكل تشريحي ملائم بالإضافة إلى ناحية تجميلية مميزة للتيجان الراتنجية، كما أنها تختصر وقت العمل السريري (Touati and Aidan, 1997)

تطورت تطبيقات طب الأسنان الرقمي في السنوات الأخيرة بشكل ملحوظ وبشكل خاص في تقنيات التصنيع المخبري والذي يشمل اتجاهين أساسين: تقنية الإضافة والتي تشمل بناء التعويضات على طبقات وذلك بواسطة الطابعة السنية ثلاثية الأبعاد، وتقنية النحت والتي تتضمن تحضير قوالب جاهزة للحصول على الترميم المطلوب وذلك عبر تقنية CAD\CAM (Mainjot et al., 2016, Frazier, 2014)

حيث أظهرت الدراسات على تطبيقات الطابعة ثلاثية الأبعاد إمكانية تشكيل تعويضات سنية تتميز بصفات ميكانيكية ملائمة للاستخدام داخل الفموي في التطبيقات السنية. (Lee et al., 2017, Tahayeri et al., 2018)

كما وتتواجد العديد من المواد المستخدمة كقوالب للتصميم بتقنية CAD\CAM والتي يتم استخدامها لتشكيل تعويضات سنية ذات خواص ميكانيكية وتجميلية مناسبة للاستخدام داخل الفموي في العديد من الحالات (Syed et al., 2015)

تتميز التيجان الراتنجية المصنعة مخبرياً بسهولة الملائمة والتطبيق السريري بسبب إمكانية التعديل، بالإضافة إلى القدرة على الإصلاح والإضافة، وتجنب الإضرار باللثة وبالتالي لا حاجة لإجراء التخدير (El-Kalla and García-Godoy, 1999)

2-الهدف:

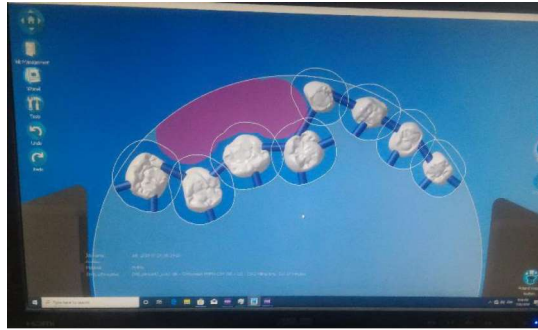
تم اجراء هذه الدراسة لمقارنة نوعين من التيجان الراتنجية التجميلية المصنعة مخبرياً والمستخدمه في ترميم الأرحاء المؤقتة المعالجة لبيئاً في مقاومة الانكسار وفق المحور الطولي وتسجيل نمط الكسر الحاصل.

3-المواد والطرائق:

شملت العينة المدروسة 20 رحي مؤقتة ثانية سفلية مقلوعة حديثا تم توزيعها ضمن مجموعتين بشكل عشوائي تضمنت كل مجموعة 10 أرحاء وفق ما يلي: المجموعة الأولى: مجموعة التيجان الراتنجية المصنعة بمادة الراتنج ضوئي التصلب (GC temp PRINT, GC Corporation, Tokyo, Japan) والمستخدم لتشكل الهياكل في الطابعة السننية ثلاثية الأبعاد، المجموعة الثانية وهي مجموعة التيجان راتنجية التي تم تشكيلها بواسطة مخرطة جهاز CAD\CAM (© White Peaks Dental Solutions GmbH & Co. KG 2016 Roland DGA Corporation) من بلوكات (White Peaks Dental Solutions GmbH & Co. KG). (Germany).

تم تثبيت العينات ضمن قوالب أكريلية ليتم تثبيتها بشكل جيد على الجهاز قياس مقاومة الانكسار ومن ثم تم إجراء تحضير العينات المختبرة بواسطة قبضة توربين عالية السرعة باستخدام سنابل ماسية (Brasseler, Lemgo, Germany Komet) مخروطية ذات رأس مدور بالنسبة للجدران المحورية وذلك عن طريق صنع ميازيب ارشاد لتحديد سماكات التحضير بمقدار 1-0.8 ملم ويخط انهاء حد السكين بمستوى اللثة، بينما تم استخدام سنابل اسطوانية بالنسبة للسطح الاطباقي وبمقدار 1.5 ملم.

بعد ذلك تم أخذ طبعة مطاط للأسنان المحضرة بواسطة مادة polyvinylsiloxane وصب هذه الطبعة بواسطة الجبس المحسن المقوى، وبعد ذلك تم إجراء مسح ضوئي للأمتلة الجبسية بعد اكتمال التصلب بواسطة الماسح الضوئي Medit T300 3D Dental Scanners (MEDIT corp. 23 Goryeodae-ro 22-gil, Seongbuk-gu, Seoul, Korea) وإدخال البيانات الى جهاز الحاسب بهدف اجراء تصميم موحد للتيجان المختبرة في كل مجموعة على حدا في المجموعتين بواسطة برنامج (Exocad GmbH software (GmbH, Darmstadt, Germany) بهدف الحصول على ملف STL (الشكل 1) يحوي التصميم الموحد للتيجان المختبرة وارساله الى الطابعة السننية ثلاثية الأبعاد بتقنية DLP (digital light processing) لإجراء تصنيع بشكل ثلاثي الأبعاد باستخدام مادة GC Temp PRINT والمحدد بنسبة ملء 20% من الذرات المائنة من شركة GC, Tokyo, Japan ، والى جهاز الكاد كام CAD\CAM بهدف تصنيع هذه التيجان عن طريق إجراء خراطة لبلوكات من مادة PMMA (whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG). (Mourouzis et al., 2019). (Germany)



الشكل رقم (1): برنامج Exucade على جهاز الحاسب وتصميم التيجان المختبرة.

تم تجربة التيجان على الأرحاء المحضرة في كلتا المجموعتين للتأكد من اندخال التاج دون وجود مناطق تثبيت وبعد ذلك تم الصاق التيجان على العينات المختبرة بواسطة مادة الصاق راتنجية ثنائي التصلب (G-CEM LinkAce™, GC Corporation, Tokyo, Japan) وتركت الأسنان لاكتمال تصلب اسمنت الالصاق 24 ساعة.(الشكل 2)



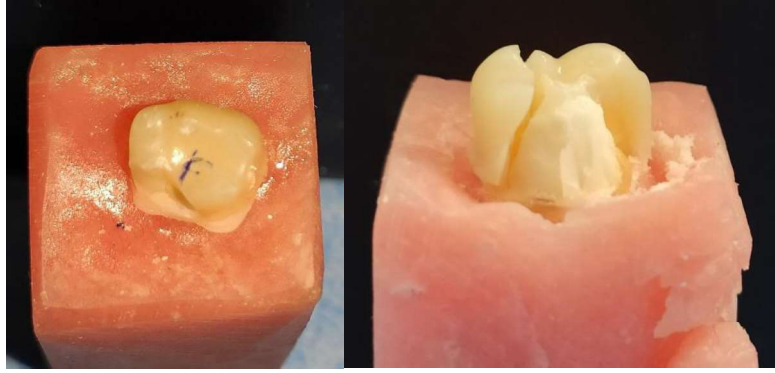
الشكل رقم (2): العينات المختبرة في المجموعتين المدروستين بعد الصاق التيجان

أجريت تجربة مقاومة الانكسار وفق المحور الطولي لكل عينة من العينات المختبرة وذلك في مركز البحوث الصناعية في دمشق باستخدام جهاز (Testometric, 50Kn, Co Ltd, United Kingdom) والذي يتألف من ملزمة يتم تثبيت العينات المختبرة ضمنها وتطبيق قوى عمودية وفق المحور الطولي بواسطة ذراع قوة ذو نهاية مدورة بقطر 1 سم بهدف محاكاة الفعالية الاطباقية على السطح الاطباقية للأرحاء وذلك بسرعة 1ملم بالثانية وتطبيق الضغط حتى حصول انكسار في العينة المختبرة وتسجيل النتائج الظاهرة. (Mourouzis et al., 2019)(الشكل 3)

وتم إجراء صور ضوئية للعينات المختبرة بعد حصول الكسر بهدف تحديد نمط الكسر الحاصل والمقارنة بين نوعي التيجان المختبرة بواسطة كاميرا Xiaomi mi9 phone camera(الشكل4)



الشكل رقم (3) : تظهر جهاز الاختبارات الميكانيكية Testometric أثناء تطبيق القوى على العينات المختبرة



الشكل رقم (4): تظهر أنماط الكسر الحاصل (قابل لإعادة الترميم- قابل لإعادة الترميم)

4- النتائج:

تم استخدام برنامج الإحصاء SPSS 21.0 for windows, SPSS Inc., Chicago, USA لدراسة الفروق الإحصائية

1-4 الدراسة الإحصائية لنتائج مقاومة الانكسار بين المجموعتين:

الجدول رقم (1): الإحصاء الوصفي وتوزع عينة البحث

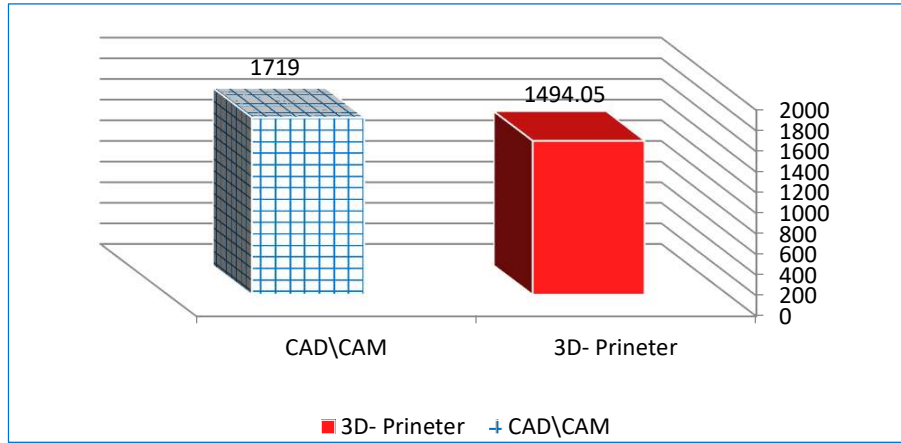
النسبة المئوية	عدد الأسنان	نوع التيجان المصنعة
50%	10	3D –Printer
50%	10	CAD\CAM
100%	20	المجموع

من أجل دراسة الفروق في مقاومة الانكسار بين المجموعة الأولى 3D-Printer وبين المجموعة الثانية (CAD\CAM)، تم

استخدام اختبار العينات المستقلة (Independent Sample T Test)، ونتائج ذلك موضحة في الجدول رقم (2)

الجدول رقم (2): نتائج اختبار T-Test للعينات المستقلة لدراسة الفروق في مقاومة الانكسار بين مجموعات الدراسة

المجموعة المدروسة	N	Mean	Std. Deviation	T Test	P-Value	
3D –Printer	10	1494.05	320.675	1.518-	.1460	> 0.05
CAD\CAM	10	1719	341.608			



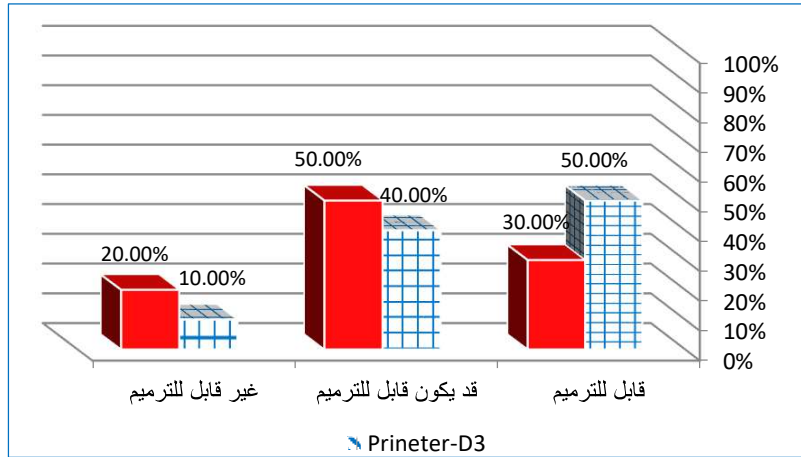
المخطط رقم (1): يُبين الفروق في مقاومة الانكسار بين المجموعتين المدروستين

يتضح من خلال النتائج في الجدول رقم (2) بأن قيمة اختبار (independent Sample T Test) لدراسة الفروق في مقاومة الانكسار بين المجموعة الأولى والثانية قد بلغت (1.518)، وبلغت قيمة P-Value التابعة لها (P=0.146) وهي أكبر من مستوى الدلالة (0.05)، أي أنه لا توجد فروق ذات دلالة إحصائية في متوسط قيم مقاومة الانكسار بين مجموعة (3D-Printer) ومجموعة (CAD\CAM) من عينة البحث.

2-4 الدراسة الإحصائية لنتائج نمط الكسر بين المجموعتين:

الجدول رقم (3): يبين التكرارات والنسب المئوية لكل نمط من أنماط الانكسار في مجموعتي الدراسة

نمط الكسر						المجموعات
المجموع	غير قابل للترميم	قد يكون قابل للترميم		قابل للترميم		
	تحطم كامل في بنية السن	فشل التصاق مع كسر عاجي عميق	فشل التصاق مع كسر عاجي سطحي	فشل التصاق	كسر متماسك	
10	1	1	3	4	1	3D-Pinter
	%10	%40		%50		
10	2	3	2	3	0	CAD\CAM
	%20	%50		%30		



المخطط رقم (2): يبين النسب المئوية لأنماط الانكسار في المجموعتين

بهدف التحقق من وجود فروق في نمط الانكسار بين المجموعتين، تم استخدام اختبار كاي مربع، والنتائج موضحة في الجدول رقم (4).

الجدول رقم (4): يبين نتائج اختبار كاي مربع لدراسة الفروق في أنماط الانكسار بين المجموعتين

المتغير المدروس	قيمة اختبار كاي مربع	درجة الحرية	P-Value قيمة	دلالة الفروق
نمط الانكسار	8.350	4	0.080	لا توجد فروق دالة احصائياً

يتبين من خلال النتائج في الجدول رقم (4) أن قيمة اختبار كاي مربع لدراسة الفروق في أنماط الانكسار بين المجموعة الاولى والمجموعة الثانية قد بلغت (8.350) وبلغت قيمة P-Value التابعة لها (P= 0.080) وهي أكبر من قيمة مستوى الدلالة (0.05)، وبالتالي لا يوجد فرق دال احصائياً في أنماط الانكسار بين المجموعتين.

5- المناقشة:

تعد المشكلة الأساسية للأرجاء المؤقتة المتهمة الحفاف والمعالجة لبياً هي عدم قدرة الترميمات داخل التاجية على تقديم الدعم الكافي للحدبات والبنى السنية المتبقية مما يزيد احتمالية الكسر وهذا ما يدعو للحاجة لاستخدام الترميمات المغشية بشكل كامل بهدف تحقيق الدعم الكامل. (El-Kalla and García-Godoy, 1999)

تعتبر محاكاة الواقع داخل الفموي صعبة التحقيق من الناحية المخبرية بشكل كامل، وللتغلب على ذلك تم استعمال أرجاء طبيعية كبدل عن استعمال أمثلة مصبوبة من مواد مختلفة في دراسات سابقة، وبهدف محاكاة طبيعة الالتصاق بين التاج والسن الطبيعي وتأثيرها على مقاومة الكسر ونمط الكسر الحاصل ضمن البنية المتكاملة (دعامة طبيعية-تاج) (Beattie et al., 2011, Magne et al., 2015)

ولمحاكاة واقع الاطباق السريري والذي يؤثر على ديمومة التيجان تم استخدام جهاز الاختبارات الآلية العام Testometric لمحاكاة الواقع السريري بالنسبة لمقاومة الانكسار وفق المحور الطولي للأرجاء بواسطة كرية معدنية بقطر 1 سم في الميزاب المركزي للتاج لتقييم مقاومة التيجان للضغوط الاطباقية (Magne and Knezevic, 2009)،

كما أن استخدام الراتنج ضوئي التصلب مثل مادة لتشكيل الهياكل بواسطة الطباعة السنية ثلاثية الأبعاد للاستخدام داخل الفموي في التطبيقات السنية وبصفات ميكانيكية مناسبة وبالتالي إمكانية استخدامها لتصنيع تيجان مرحلية للأرجاء المؤقتة المعالجة لياً ذات ديمومة كافية للاستخدام السريري. (Tahayeri et al., 2018)

أما بالنسبة لاستخدام تقنية CAD\CAM فهي تتميز بإمكانية التصنيع انطلاقاً من قوالب مصنعة مخبرياً وفق شروط مخبرية بضغط وحرارة عالية وبالتالي تتميز بصفات ميكانيكية عالية مما يسمح بإمكانية استخدامها كترميمات للاستخدام داخل الفموي. (Nguyen et al., 2012)

لم تظهر نتائج الدراسة الحالية وجود فرق ذو دلالة إحصائية بالنسبة لمقاومة الانكسار بين التيجان المختبرة في كلتا المجموعتين المدروستين، مجموعة التيجان المصممة بالطباعة ثلاثية الأبعاد والمصنعة بمادة الراتنج ضوئي التصلب، والتيجان المصنعة عن طريق CAD\CAM ابتداءً من قوالب راتنجية مقواه، في حين سجلت متوسطات القيم المسجلة لمقاومة الانكسار لمجموعتي الطباعة والـ CAD\CAM على التوالي (1719 و 1494.05) نيوتن وهي قيم أعلى بكثير من قوى العض المختبرة في منطقة الأرجاء لدى الأطفال بعمر 10-12 سنة (106-76) نيوتن. (Gavião et al., 2007)

عند مقارنة نمط الانكسار بين المجموعتين المدروستين لم يلاحظ وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين المجموعتين المدروستين، ولكن أظهرت مجموعة الطباعة ثلاثية الأبعاد نسب أعلى للكسر القابل للإصلاح 50% ونسبة 10% من الكسر غير القابل للإصلاح بالمقارنة مع مجموعة التيجان المصنعة بواسطة تقنية CAD\CAM بنسبة 30% للكسر القابل للإصلاح ونسبة 20% للكسر غير القابل للإصلاح/ وقد يعزى ذلك إلى اختلاف في تركيب المادة المصنعة للتيجان المدروسة حيث تحتوي التيجان المصنعة بواسطة الطباعة ثلاثية الأبعاد على راتنج ضوئي التصلب فقط ويتم تصليبه بواسطة ضوء بطول موجي معين مع عملية التسخين المستمرة لمكان التصلب بهدف تحريض التفاعل التصليبي، بالمقارنة مع التيجان المصنعة بواسطة CAD\CAM والتي يتم فيها استخدام بلوكات راتنجية تتألف من عديد الإكريلات مع راتنج كمادة مائنة بنسبة 20% بالتالي فإن إمكانية الانفصال تكون بالتشظي في هذه الحالة بالمقارنة مع المجموعة الأولى التي تكون فيها المادة المشكلة للتاج من نمط واحد بالتالي فإن الكسر الحاصل يكون محدود بشكل أكبر. (Magne et al., 2015).

6- الاستنتاجات:

أظهرت الأرجاء المرممة في كلتا المجموعتين المدروستين (مجموعة التيجان المصممة بالطباعة ثلاثية الأبعاد ومجموعة التيجان المصممة بواسطة CAD\CAM مقاومة انكسار أعلى من قوى العض في المنطقة الرحوية في الاطباق المختلط لدى الأطفال دون وجود فرق إحصائي في قيم مقاومة الانكسار بين المجموعتين، فيما سجلت مجموعة الأرجاء المتوجة بالتيجان المصممة بواسطة الطباعة ثلاثية الأبعاد نمط كسر قابل للترميم بنسبة 50% بالمقارنة مع 30% في مجموعة الأرجاء المتوجة بالتيجان المصممة بواسطة CAD\CAM دون وجود فرق دال إحصائياً في نمط الكسر بين المجموعتين.

7-المراجع:

1. BABAJI, P. 2015. Crowns in Pediatric Dentistry, jaypee.
2. BEATTIE, S., TASKONAK, B., JONES, J., CHIN, J., SANDERS, B., TOMLIN, A. & WEDDELL, J. 2011. Fracture resistance of 3 types of primary esthetic stainless steel crowns. J Can Dent Assoc, 77, b90.
3. EL-KALLA, I. H. & GARCÍA-GODOY, F. 1999. Fracture strength of adhesively restored pulpotted primary molars. ASDC journal of dentistry for children, 66, 238-242.

4. FILIPOV, I. A. & VLADIMIROV, S. B. 2006. Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. Brazilian dental journal, 17, 34–38.
5. FRAZIER, W. E. 2014. Metal additive manufacturing: a review. Journal of Materials Engineering and Performance, 23, 1917–1928.
6. GAVIÃO, M. B. D., RAYMUNDO, V. G. & RENTES, A. M. 2007. Masticatory performance and bite force in children with primary dentition. Brazilian oral research, 21, 146–152.
7. GUELMANN, M., BOOKMYER, K. L., VILLALTA, P. & GARCÍA-GODOY, F. 2004. Microleakage of restorative techniques for pulpotomized primary molars. Journal of Dentistry for Children, 71, 209–211.
8. LEE, W.-S., LEE, D.-H. & LEE, K.-B. 2017. Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. The journal of advanced prosthodontics, 9, 265–270.
9. MAGNE, P., CARVALHO, A. O., BRUZI, G. & GIANNINI, M. 2015. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. The Journal of prosthetic dentistry, 114, 574–579.
10. MAGNE, P. & KNEZEVIC, A. 2009 .Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. Quintessence International, 40.
11. MAINJOT, A., DUPONT, N., OUDKERK, J., DEWAELE, T. & SADOON, M. 2016. From artisanal to CAD–CAM blocks: state of the art of indirect composites. Journal of dental research, 95, 487–495.
12. MOUROUZIS, P., ARHAKIS, A. & TOLIDIS, K. 2019. Computer-aided Design and Manufacturing Crown on Primary Molars: An Innovative Case Report. International journal of clinical pediatric dentistry, 12, 76.
13. NGUYEN, J.-F., MIGONNEY, V., RUSE, N. D. & SADOON, M. 2012. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. Dental materials, 28, 529–534.
14. SYED, M., CHOPRA, R. & SACHDEV, V. 2015. Allergic reactions to dental materials—a systematic review. Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 9, ZE04.
15. TAHAYERI, A., MORGAN, M., FUGOLIN, A. P., BOMPOLAKI, D., ATHIRASALA, A., PFEIFER, C. S., FERRACANE, J. L. & BERTASSONI, L. E. 2018. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dental Materials, 34, 192–200.

16. TERRY, D. A., LEINFELDER, K. F. & MARAGOS, C. 2005. Developing Form, Function, and Natural Aesthetics With Laboratory–Processed Composite Resin–Part I. PRACTICAL PROCEDURES AND AESTHETIC DENTISTRY, 17, 313.
17. TOUATI, B. & AIDAN, N. 1997. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 9, 108–118.