

Comparision the effect of different materials and fabrication techniques of provisional crowns on its fracture strength (In vitro study)

Dr. Rima Saker*
Abdullah Amin**

(Received 6 / 9 / 2023. Accepted 29 / 10 / 2023)

□ ABSTRACT □

Aim: The aim of the study is to evaluate the effect of the fabrication technique and material type on the fracture strength of provisional crowns to determine the best material and the best fabrication technique of provisional crowns that achieves the benefits of using them .

Materials and Methods : Using 3D max software a Model of prepared tooth (Upper right incisor) was designed for receving a full-ceramic crown with (1) mm rounded shoulder finish line and convergence angel of (6°) then 20 metal specimens in a form of the previous designed model were printed using a metal printer .

Using Exocad software 20 provisional crowns in a form of upper right incisor were designed then using CAD-CAM technique 20 provisional crowns were fabricated and divided into two groups (each group contain 10 provisional crowns) :

The first Group : (10) Poly methyl methacrylate (PMMA) provisional crowns in a form of upper right incisor fabricated using milling technique (Shade A1) .

The second Group : (10) photopolymer resin provisional crowns in a form of upper right incisor fabricated using 3D printing technique (Shade A2) .

Each provisional crown was cemented to its metal model by using non-eugenol temporary cement then all specimens were stored in distilled water at 37°c for 48 hours in an incubator, later all specimens were subjected to 45° load on the incisal-middle thirds junction of the palatal surface under universal testing machine and the maximum load to produce fracture for each specimen was recorded in newton (N) .

Results: Significant difference was observed between groups in the fracture strength values at a 95% confidence norm and P-value < 0.05 . The first group specimens (PMMA provisional crowns group fabricated using milling technique) had a higher fracture strength than the second group specimens .

Conclusions: It is recommended to fabricate provisional crowns of PMMA material using milling technique to achieve the benefits of using them, superiorly than photopolymer resin material using 3D printing technique .

Key words: Provisional crowns , Fracture strength , CAD-CAM , 3D printing technique , Milling technique , Photopolymer resin , PMMA .

Copyright



:Tishreen University journal-Syria, The authors retain the copyright under a CC BY-NC-SA 04

* Professor – Faculty of Dentistry – Tishreen University – Lattakia – Syria.

**Postgraduate Student – Faculty of Dentistry - Tishreen University – Lattakia – Syria.
Abdullah.amin@tishreen.edu.sy

مقارنة تأثير اختلاف مواد و تقنيات تصنيع التيجان المؤقتة على مقاومتها للانكسار (دراسة مخبرية)

د. ريمة صقر*

عبدالله أمين**

تاريخ الإيداع 6 / 9 / 2023. قبل للنشر في 29 / 10 / 2023

□ ملخص □

هدف الدراسة: تقييم تأثير تقنية التصنيع و نوع المادة المستخدمة في صناعة التيجان المؤقتة على مقاومتها للانكسار ، للوصول إلى أفضل مادة و أفضل تقنية تصنيع لها لتحقيق الفائدة المرجوة منها .

المواد والطرق: تم استخدام برنامج التصميم ثلاثي الأبعاد 3D Max لإنجاز تصميم لثنية علوية يمينى محضرة لاستقبال تاج خزفي بالكامل بخط إنهاء كتف مدور بثخانة (1) ملم و زاوية تقارب (6°) ، ثم تم طباعة (20) نموذج معدني محاكي للتصميم السابق باستخدام تقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique .

تم تصميم (20) تاج مؤقت محاكي لتاج اللثنية العلوية اليمينى باستخدام برنامج Exocad ، ثم تم صناعة التيجان المؤقتة باستخدام تقنية التصميم و التصنيع المُحوسَب و قُسمت إلى مجموعتين (كل مجموعة 10 تيجان مؤقتة) :

المجموعة الأولى : (10) تيجان مؤقتة لثنية علوية يمينى من مادة Poly methyl methacrylate (PMMA) صنعت بتقنية الخراطة Milling technique بلون (A1) .

المجموعة الثانية : (10) تيجان مؤقتة لثنية علوية يمينى من مادة photopolymer resin صنعت بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique بلون (A2) .

تم إلصاق التيجان المؤقتة على الدعامة المعدنية باستخدام اسمنت إلصاق مؤقت خالٍ من الأوجينول ، ثم حُفظت جميع عناصر عينة البحث في الماء المقطر بدرجة حرارة 37°C لمدة 48 ساعة ضمن حاوية خاصة ، أُجريت بعدها اختبارات مقاومة الانكسار باستخدام آلة الاختبارات الميكانيكية العامة حيث طُبقت قوى مائلة بزوايا 45° على السطح الحنكي عند منطقة التقاء اللثنين المتوسط و القاطع لكل تاج من التيجان المؤقتة و سُجّلت قيم القوى التي حدث عندها الانكسار لهذه التيجان .

النتائج: لُوحيظ عند مستوى الثقة 95% وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين المجموعتين المدروستين من حيث قيم مقاومة الانكسار لصالح عناصر المجموعة الأولى (مجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique) حيث كانت قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 .

الاستنتاجات: ينصح باستخدام مادة PMMA بتقنية الخراطة لصناعة تيجان مؤقتة تحقق الفائدة المرجوة منها و تُفضّل على مادة Photopolymer resin المصنوعة بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد .

الكلمات المفتاحية: تيجان مؤقتة ، مقاومة الانكسار ، التصميم و التصنيع باستخدام الحاسوب ، تقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد ، تقنية الخراطة .



حقوق النشر : مجلة جامعة تشرين- سورية، يحتفظ المؤلفون بحقوق النشر بموجب الترخيص

CC BY-NC-SA 04

* أستاذ - قسم تعويضات الأسنان الثابتة - كلية طب الأسنان - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية

** طالب ماجستير - قسم تعويضات الأسنان الثابتة - كلية طب الأسنان - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية Abdullah.amin@tishreen.edu.sy

مقدمة :

التعويض المؤقت : هو التعويض الذي يتم وضعه على الدعامات السنية المُحصَّرة ريثما يتم صنع التعويض النهائي لإصاقه ، و تقسم إلى [1] :

- 1- مسبقة الصنع : تستخدم للتعويض عن السن المفرد :
كالتيجان المعدنية و تيجان Polycarbonate و تيجان Celluloid .
- 2- مصنعة (إفرادية) : تستخدم للتعويض عن أسنان متعددة (بحالة جسر) و تصنع من أنواع مختلفة من الريزين إما بشكل مباشر ضمن فم المريض من قبل الطبيب أو بشكل غير مباشر على المثال الجبسي من قبل التقني .
تبرز أهمية التعويضات المؤقتة في حالات مثل [2] :
- 1- حالات إعادة التأهيل الفموي الواسعة .
- 2- تقييم تأثيرات التغيرات في الإطباق في حالات اضرابات المفصل الفكي الصدغي .
- 3- عند الحاجة لإجراء تغيير في البعد العمودي .
- 4- خلال مرحلة الشفاء لمكان الدمية أو مكان الزرع .
- 5- حالات إعادة تشكيل الحليمة اللثوية .

و يجب أن تؤمن التعويضات المؤقتة و المواد المستخدمة في صناعتها النواحي الحيوية كحماية اللب السني للأسنان المحصورة و تأمين استقرار هذه الأسنان ، و سهولة استخدامها و تنظيفها و إصلاحها و إنهائها ، إضافة إلى تأمين النواحي التجميلية و الوظيفة الإطباقية و المتانة و مقاومة الاهتراء [1] .

تستخدم المواد التي يدخل في تركيبها الريزين في صناعة التعويضات المؤقتة الإفرادية ، و تختلف هذه المواد فيما بينها تبعاً ل : طريقة التصلب - المواد المائلة - نوع المونومير ، و تتضمن هذه المواد ما يلي [3] :

- 1- Auto-polymerizing and dual curing resins .
- 2- poly(methylmethacrylate) (PMMA) .
- 3- poly(ethylmethacrylate) (PEMA) .
- 4- polyvinyl(ethylmethacrylate) (PVEMA) .
- 5- bis-GMA resins .
- 6- bis-acryl resin composites .
- 7- visible light cured (VLC) urethane dimethacrylate resins .

ساهم التقدم العلمي الحاصل في مجال طب الأسنان بإيجاد مواد وتقنيات حديثة لتساعد طبيب الأسنان و التقني على إنجاز التعويض السني سواء المؤقت أو الدائم بشكل أسرع و أدق ، إذ طُرح حديثاً مادة الريزين السائل المُصلَّب ضوئياً (Photopolymer resin) لصناعة التعويضات المؤقتة من خلال تقنية التصميم و التصنيع باستخدام الحاسوب . CAD/CAM

تقنية CAD/CAM (Computer Aided Design , Computer Aided Manufacture) [4] :

و تعني التصميم و التصنيع باستخدام الحاسوب ، فإما أن يتم أخذ طبقات رقمية باستخدام أجهزة مسح ضوئي داخل فموية لمنطقة الأسنان المحصورة و الأسنان المجاورة و المقابلة ، أو أن يتم إجراء مسح ثلاثي الأبعاد باستخدام أجهزة مسح ضوئي خارج فموية للأمتلة الجبسية التي تم الحصول عليها بعد أخذ طبقات تقليدية ، ثم تنقل هذه البيانات الرقمية التي تم الحصول عليها إلى الحاسوب ليتم تصميم العمل المطلوب رقمياً باستخدام برمجيات خاصة ، و أخيراً يُنقل التصميم إلى وحدة التصنيع التي تقوم بإنجاز التصميم إما بتقنية الخراطة (النحت) أو بتقنية الطباعة (الإضافة) .

تقنية الخراطة الموجهة باستخدام الحاسوب **Computer Assisted Milling Technique**:

دخلت هذه التقنية إلى عالم طب الأسنان عام 1971 و استُخدمت بشكل واسع في مجالات عديدة و منها صناعة التيجان و الجسور لاسيما في الآونة الأخيرة [5] .

يمكن استخدام تقنية ال CAD/CAM في صنع التعويضات المؤقتة بطريقة الخراطة باستخدام أقراص صلبة (Blocks) من مادة PMMA أو أقراص صلبة (Blocks) من مادة Composite [2] .

تقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد (3D printing technology) و تعرف أيضاً بعملية التصنيع بالإضافة **Additive manufacturing (AM)** :

هي عملية تصنيع من خلال إضافة طبقات متتالية فوق بعضها البعض لتكوّن في النهاية العنصر المطلوب [6] أحد تقنيات الطباعة ثلاثية الأبعاد هي تقنية **Digital light processing (DLP)** حيث تستخدم هذه التقنية شعاع الليزر لتصليب البوليمير ، خلال عملية الطباعة يتم التحكم بشعاع الليزر الصادر من القمع عن طريق مرآة مكونة من مجموعة من المرايا المجهرية ، تقوم بتوجيه شعاع الليزر بدقة لتصليب طبقة كاملة دفعة واحدة و هذا ما يجعل هذه الطريقة من الطرق السريعة في الطباعة ثلاثية الأبعاد ، و تتميز هذه التقنية بسرعة و سهولة إنجاز عملية الطباعة كما أن التقلص التصليبي الحاصل يكون أقل ، و لكنها ذات كلفة مادية عالية و قد يسبب الريزين غير المُتصلّب ضرراً أو أذية [7] .

الهدف من البحث: يهدف هذا البحث إلى :

- 1- دراسة تأثير نوع المادة المستخدمة [Photopolymer resin – polymethylmethacrylate (PMMA)] و تقنية التصنيع المتبعة [3D printing – Milling] في صناعة التيجان المؤقتة على مقاومتها للانكسار .
- 2- المقارنة بين المادتين و التقنيتين المُستخدمتين لمعرفة أفضلهما في صناعة التيجان المؤقتة .

طرائق البحث وأهدافه

تصميم البحث (Research Design) : دراسة تجريبية مخبرية مقارنة بين مجموعتين مختلفتين من التيجان المؤقتة المصنوعة من مواد مختلفة و بتقنيات مختلفة .

عينة البحث (Research Sample) : تكوّنت عينة البحث من (20) تاج كامل مؤقتة لثنية علوية اليمنى بعد أن تم تحديد حجم العينة لهذا البحث بالاعتماد على برنامج Gpower (الإصدار 3.1.2) عند مستوى ثقة 95% و كانت قوة المعاينة المرغوب بها 95% ، قُسمت العينة بالتساوي إلى مجموعتين وفق ما يلي :

المجموعة الأولى : (10) تيجان مؤقتة لثنية علوية اليمنى صُنعت من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique بلون (A1) .

المجموعة الثانية : (10) تيجان مؤقتة لثنية علوية اليمنى صُنعت من مادة photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique بلون (A2) .

مراحل إنجاز البحث :

المرحلة الأولى : مرحلة التصميم .

المرحلة الثانية : مرحلة التصنيع (تنفيذ التصميم) .

المرحلة الثالثة : مرحلة إجراء الاختبارات الميكانيكية و استخلاص النتائج .

المرحلة الأولى : مرحلة التصميم :

A- تصميم الدعامة :

تم استخدام برنامج التصميم الهندسي ثلاثي الأبعاد (3D Max) لتصميم نموذج هندسي يحاكي ثنية علوية يمينى محضرة وفق المعايير العلمية لاستقبال تاج خزفي بالكامل بخط إنهاء كتف مدور ، و بأبعاد مطابقة للثنية العلوية الطبيعية المحضرة :

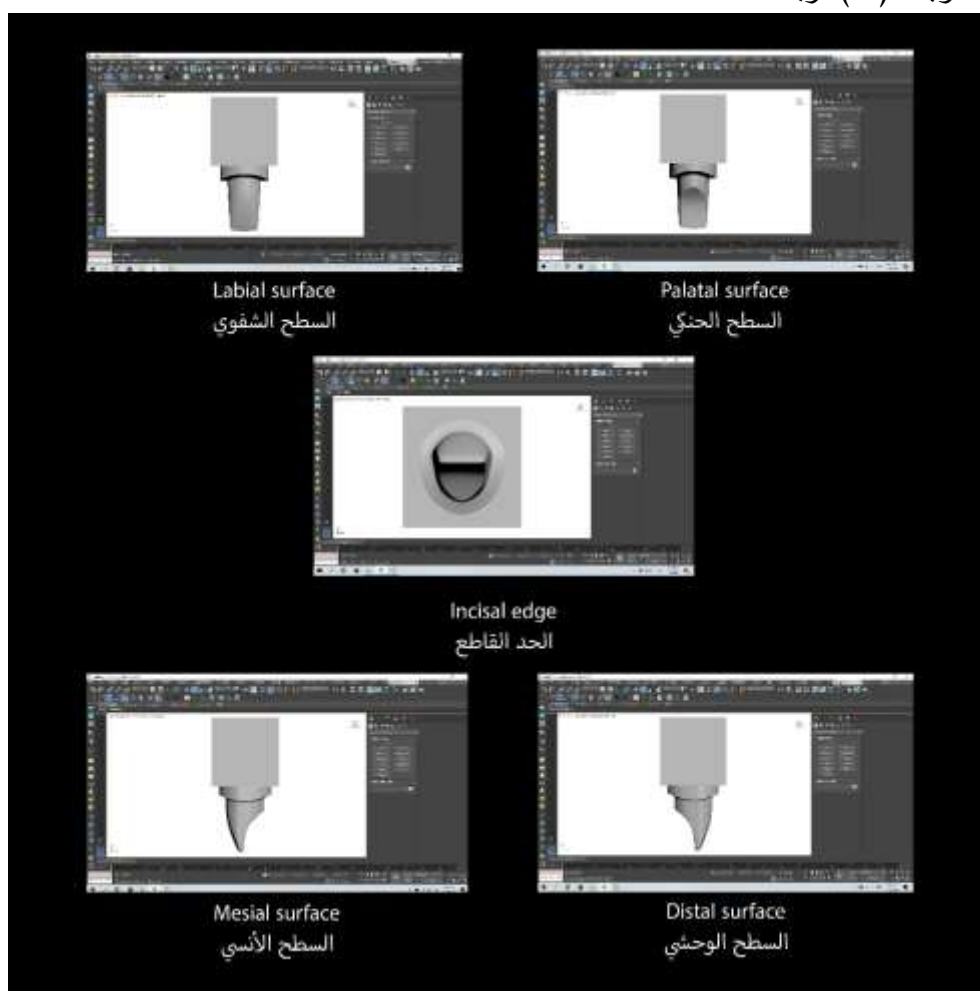
← البعد الدهليزي اللساني عند عنق السن : (7) ملم .

← البعد الأنسي الوحشي عند عنق السن : (6.5) ملم .

← البعد القاطع اللثوي : (8) ملم .

← ثخانة خط الأنهاء : (1) ملم .

← زاوية التقارب : (6°) درجات .



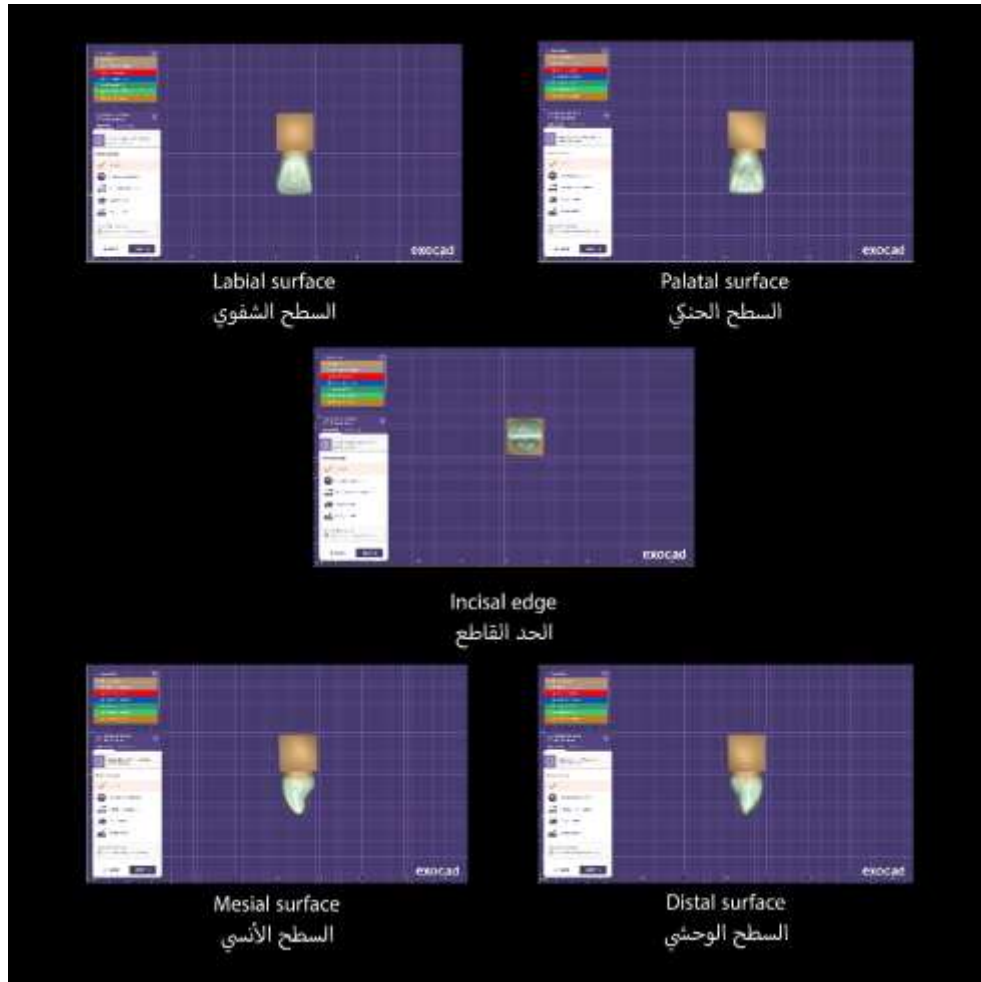
الشكل (1) الدعامة المحضرة المصممة باستخدام برنامج 3D max

B- تصميم التعويض (التاج المؤقت للثنية العلوية اليميني) :

تم استخدام برنامج (Exocad) لتصميم تعويض (تاج) يحاكي تاج السن الطبيعي (الثنية العلوية اليمنى) بالشكل و الأبعاد :

← ثخانة الحد القاطع : (2) ملم .

← ثخانة السطوح المحورية (الدلهيزي - الحنكي - الأنسي - الوحشي) : (1) ملم .



الشكل (2) تاج الثنية العلوية اليمنى المصمم باستخدام برنامج Exocad

المرحلة الثانية : مرحلة التصنيع (تنفيذ التصميم) :

A- تصنيع الدعامة :

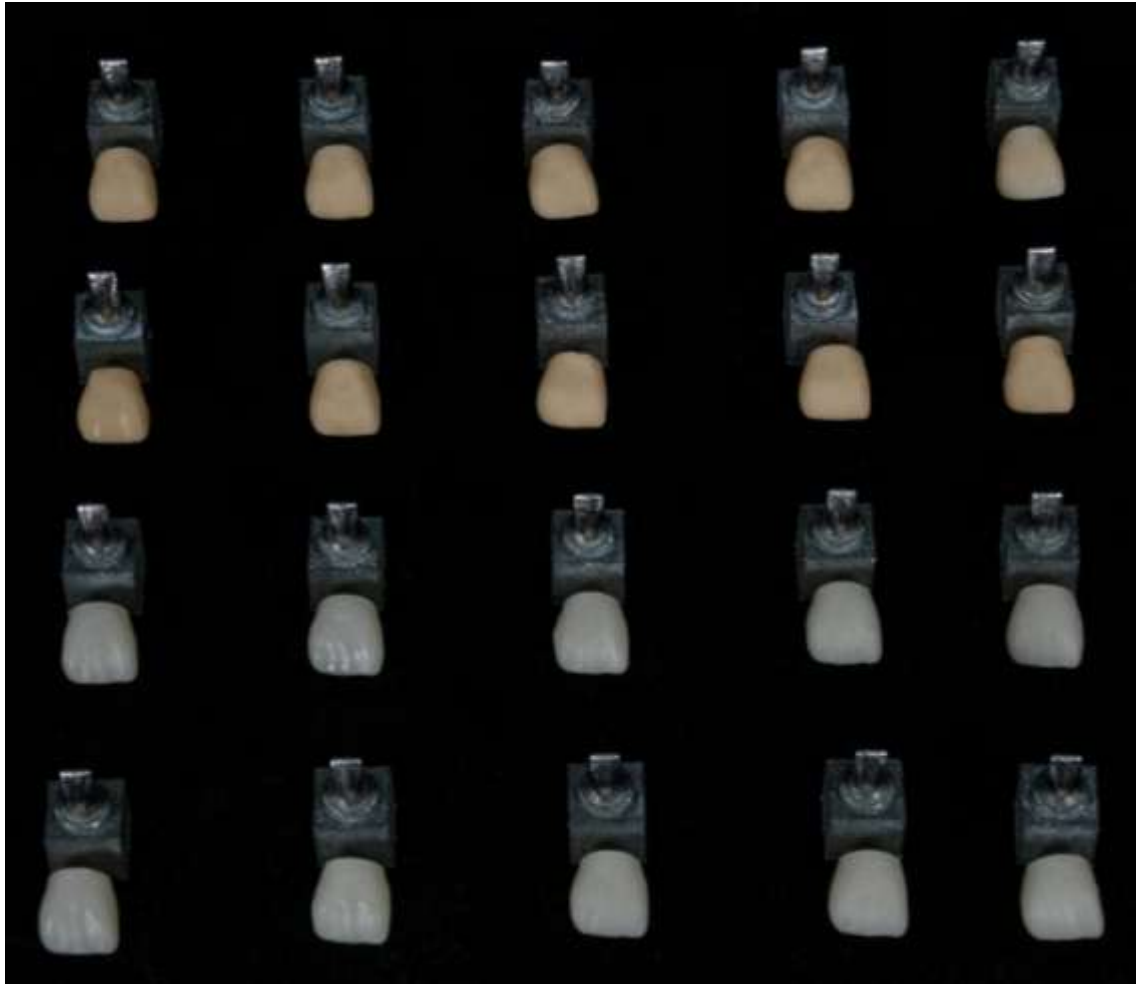
بالاعتماد على تصميم الدعامة السابق (الثنية العلوية اليمنى) تم طباعة (20) نموذج معدني بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد للمعدن باستخدام طباعة المعدن (MySint100 – Sisma – Italy) .

B- تصنيع التعويض (التاج المؤقت للثنية العلوية اليمنى) :

بالاعتماد على تصميم التعويض السابق (التاج المؤقت للثنية العلوية اليمنى) تم صناعة تعويضات مؤقتة (20) تاج مؤقت) فُسِّمَتْ إلى مجموعتين متساويتين ، حيث رُفِّمَتْ عناصر المجموعة الأولى من (1←10) و ضُمَّتْ (10) تيجان مؤقتة لثنية علوية اليمنى صُنِعَتْ من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique بلون (A1)

باستخدام المخرطة الجافة (Dwx-520-Dgshape-USA) ، و رُقِّمَت عناصر المجموعة الثانية من (11←20) و ضُمَّت (10) تيجان مؤقتة لثنية علوية اليمنى صُنِعَت من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد باستخدام 3D printing technique بلون (A2) بالطباعة ثلاثية الأبعاد (Shape x-Fusion-Lebanon) حيث حُدِّدَت ثخانة الطبقة الواحدة ب (25)mm و تم ضبط اتجاه الطباعة بحيث يكون اتجاه الطبقات المَطْبُوعَة المُشَكَّلَة للتاج المؤقت متعامد مع محور تطبيق القوة على هذا التاج ، بعد تصنيع كافة عناصر المجموعة الثانية تم غسلها ب Isopropyl alcohol 96% لمدة 10 دقائق ثم وُضِعَت ضمن وحدة تصليب خاصة تعمل بالأشعة فوق البنفسجية (Ultra violet) بشدة تتراوح بين (300-550)nm لمدة 30 دقيقة (مع مراعاة تعليمات الشركة المصنِّعة) .

بعد الانتهاء من تصميم و تصنيع كافة عناصر عينة البحث أُلصِقَت التيجان المؤقتة على الدعائم المعدنية باستخدام اسمنت إصاق مؤقت خالٍ من الأوجينول (Meta-Korea) باستخدام رأس مزج خاص وفقاً لتعليمات الشركة المصنِّعة، أخيراً تم وضع جميع عناصر عينة البحث في ماء مقطر بدرجة حرارة 37°C لمدة 48 ساعة ضمن حاوية خاصة .



الشكل (3) الدعائم المعدنية مع التيجان المؤقتة

المرحلة الثالثة : مرحلة إجراء الاختبارات الميكانيكية و استخلاص النتائج :

تم استخدام آلة الاختبارات الميكانيكية العامة Universal testing machine الموجودة في مخبر مقاومة المواد التابع لكلية الهندسة الميكانيكية و الكهربائية ، حيث طُبِّقَت قوى مائلة بسرعة 1 mm/min و بزاوية 45° على السطح الحنكي للتاج المؤقت للثنية العلوية اليمنى عند التقاء الثلث المتوسط مع الثلث القاطع (مكان إطباق الثنايا السفلية على الثنايا العلوية) بشكل يحاكي إطباق الأسنان الطبيعي ضمن البيئة الفموية حتى حصول الانكسار للتاج المؤقت ، و تم تسجيل قيمة القوة (مُقَدَّرَة بالنيوتن) التي حصل عندها الانكسار للتيجان المؤقتة جميعها .



الشكل (4) تطبيق قوى مائلة بزاوية 45° على السطح الحنكي للتاج المؤقت للثنية العلوية اليمنى (عند التقاء الثلث المتوسط مع الثلث القاطع) باستخدام آلة الاختبارات الميكانيكية العامة Universal testing machine

النتائج والمناقشة

النتائج :

يبين الجدول (1) قيم القوى التي حدث عندها الانكسار للتيجان المؤقتة في عينة البحث وفقاً للمجموعات المدروسة الأولى و الثانية :

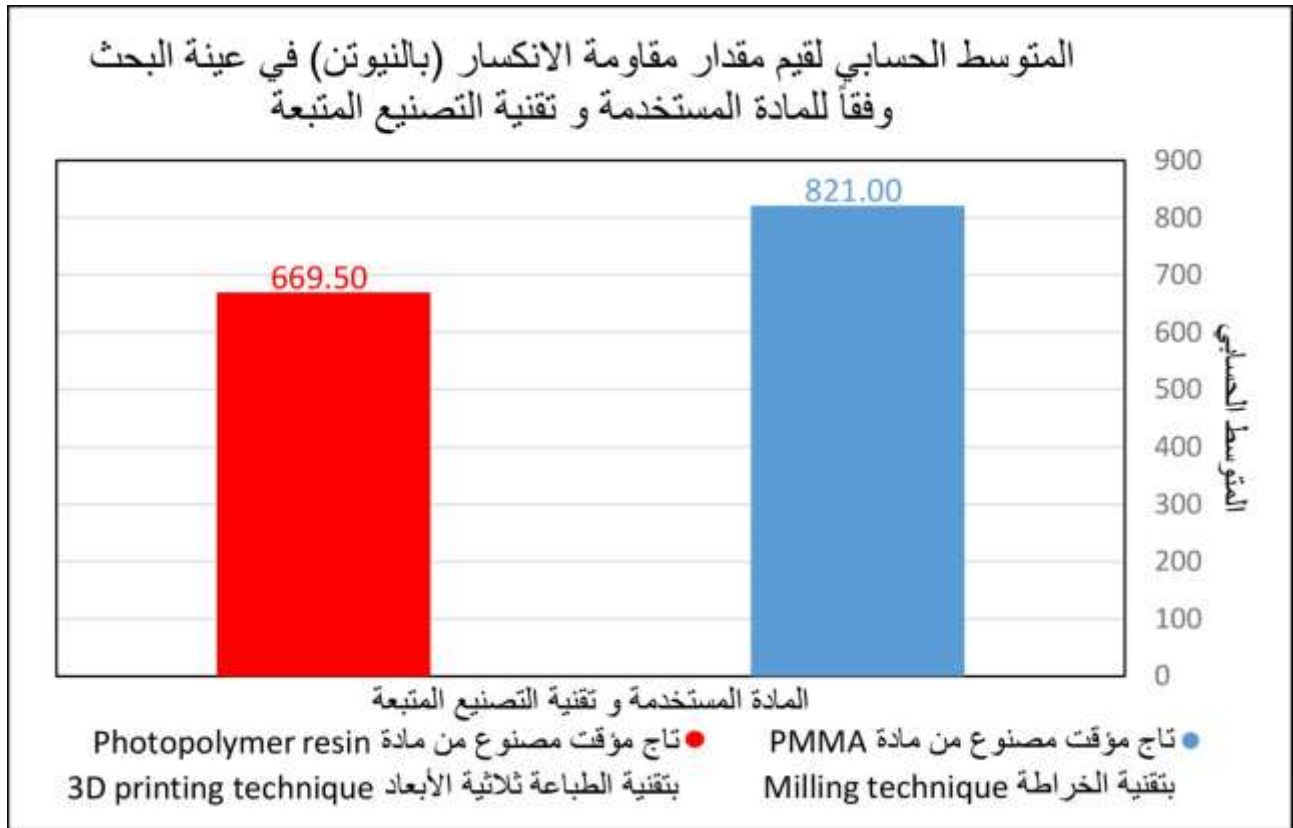
الجدول (1) قيم القوى التي حدث عندها الانكسار للتيجان المؤقتة (مقدره بالنيوتن)

أرقام عناصر العينة	المجموعة الأولى (مجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling (technique	أرقام عناصر العينة	المجموعة الثانية (مجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D (printing technique
1	848	11	675
2	810	12	632
3	833	13	671
4	844	14	648
5	825	15	641
6	821	16	702
7	837	17	668
8	786	18	696
9	798	19	684
10	808	20	678
المتوسط الحسابي	821	المتوسط الحسابي	669.5

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين مجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer Resin بتقنية 3D Printing technique ومجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique في عينة البحث كما يلي :

الجدول (2) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى لقيم مقدار مقاومة الانكسار (بالنيوتن) في عينة البحث وفقاً للمادة المستخدمة وتقنية التصنيع المتبعة

المتغير المدروس = مقدار مقاومة الانكسار (بالنيوتن)						
الحد الأعلى	الحد الأدنى	الخطأ المعياري	الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	عدد التيجان المؤقتة	المادة المستخدمة وتقنية التصنيع المتبعة
702	632	7.27	22.99	669.50	10	تاج مؤقت مصنوع من مادة Photopolymer Resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D Printing technique
848	786	6.43	20.33	821.00	10	تاج مؤقت مصنوع من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique



(1) المخطط يمثل المتوسط الحسابي لقيم مقدار مقاومة الانكسار (بالنيوتن) في عينة البحث وفقاً للمادة المستخدمة و تقنية التصنيع المتبعة

الجدول (3) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين مجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer Resin بتقنية 3D Printing ومجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling في عينة البحث

المتغير المدروس = مقدار مقاومة الانكسار (بالنيوتن)			
الفرق بين المتوسطين	قيمة t المحسوبة	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
-151.50	-15.613	0.00	توجد فروق دالة

يبين الجدول (3) لنتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة وجود فروق ذات دلالة إحصائية في قيم مقدار مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين مجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer Resin بتقنية 3D Printing technique ومجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique في عينة البحث لصالح مجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique عند مستوى الثقة 95% حيث كانت قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 .

المناقشة :

يُعتبر التعويض المؤقت مرحلة مهمة و أساسية من مراحل العمل التعويضي الناجح و يجب أن يُولى اهتماماً خاصاً لاسيما في حالات إعادة التأهيل الفموي و عند الحاجة لإجراء تغيير في البعد العمودي و خلال مرحلة الشفاء لمكان الدمية أو مكان الزرع و حالات إعادة تشكيل الحليمة اللثوية ريثما يتم الانتهاء من صنع التعويضات النهائية الدائمة .

استُخدمت سابقاً مواد و تقنيات عديدة لصناعة التيجان المؤقتة و لكن تم في هذا البحث استخدام مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique و مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique كونها مواد و تقنيات حديثة في عالم طب الأسنان و يجب اختبارها مخبرياً و إجراء البحوث العلمية اللازمة لاختبار جودة و أداء هذه المواد من جهة و دقة تقنيات التصنيع من جهة أخرى .

رغم أهمية التاج المؤقت بالنسبة لجميع الأسنان المحضرة إلا أنه تم اختيار التنية العلوية كدعامة في هذا البحث ، حيث تحظى التيجان المؤقتة في المنطقة الأمامية بأهمية جمالية إلى جانب أهميتها الحيوية و الوظيفية و يُلقى عليها مسؤولية حماية النسيج اللثوي من أي رض قد يسبب أذيته و تراجع ، فأى مشكلة قد تحدث للتاج المؤقت في هذه المنطقة لاسيما انكساره يُمكن أن تخلق تأثيراً سلبياً و فشلاً للحالة المُنجزة أحياناً .

تم تحديد حجم العينة لهذا البحث بالاعتماد على برنامج Gpower (الإصدار 3.1.2) عند مستوى ثقة 95% و كانت قوة المعاينة المرغوب بها 95% حيث تكوّنت عينة البحث من (20) تاج كامل مؤقت لثنية علوية يمني .

إن أقرص PMMA المستخدمة بتقنية CAD/CAM تُعالج بالحرارة و الضغط و هذا قد يؤدي إلى تماسك الجزيئات بشكل أكبر و تجانسها و تقليل مساميتها مما يُكسبها خواصاً ميكانيكية أفضل قد تساعد على زيادة مقاومتها للانكسار ، كما أن ظروف تصلبها قد تساعد بذلك حيث تترك لتتصلب بمعزل عن الرطوبة و ضمن مخليات هوائية أو ضمن وسط نيتروجيني ليتحد النيتروجين مع الجذور الحرة لأكسيد البنزويل المسؤول عن عملية التصلب ، مما يقلل من سماكة طبقة الأوكسجين المثبته التي تتشكل على السطح نتيجة التفاعل مع الأوكسجين في الهواء أثناء التفاعل التصليبي و تعتبر طبقة الأوكسجين المثبته هي المسؤولة عن إضعاف الخصائص الميكانيكية [8] ، كما تملك أقرص PMMA المستخدمة بتقنية CAD/CAM الكثير من الروابط المتعددة و المتداخلة Cross-Linked [9] .

يُعبّر عن مقدار تصلب الراتنج بمصطلح درجة التحول (Degree of conversion) أي مقدار تحول وحيادات التماثر ضمن الراتنج إلى عديدات تماثر [10] ، و قد بينت الدراسات أن الخواص الميكانيكية و النقبل الحيوي للراتنج تتحسن كلما زادت درجة التحول [11-12] .

تم عند طباعة التيجان المؤقتة بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique ضبط اتجاه الطبقات المُشكّلة للتاج المؤقت بحيث تكون متعامدة مع محور القوى المطبقة على هذا التاج ، حيث أن لاتجاه طبقات العنصر المطبوع أهمية كبرى و تأثير أكبر على زيادة المقاومة للقوى المطبقة مقارنةً مع الطبقات المطبوعة بشكل مواز لهذا المحور ، ففي حال كان اتجاه الطبقات المشكلة للعنصر المطبوع مواز لمحور تطبيق القوة عليه فسيؤدي ذلك إلى تطبيق القوة على منطقة التحام الطبقات مع بعضها البعض مما يؤدي إلى تشكل فراغ بين الطبقات نتيجة إجهاد الشد المتولد عن تطبيق القوة مُنفقين بذلك مع دراسة [13] [10] .

أيضاً تم ضبط ثخانة الطبقة الواحدة المطبوعة بحدود 25 mm ، إذ تعتبر ثخانة الطبقة المطبوعة عاملاً آخر ذو أهمية و يجب مراعاته عند صناعة التعويضات المؤقتة بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique حيث أن قوة العنصر المطبوع تزداد كلما نقصت ثخانة الطبقات المشكلة له [14] ، و يعود ذلك إلى إمكانية تصليب الطبقات الأقل ثخانة بشكل أفضل لأن الضوء يحافظ على شدته عندما يخترق كتلة الراتنج من السطح إلى الداخل على عكس ما يحدث عند تصليب الطبقات الأكثر ثخانة [14] ، مُتفقين بذلك مع دراسة Tahayeri et al حيث وجدوا أن الطبقات المطبوعة بثخانة (25)mm لها مرونة أكثر من الطبقات المطبوعة بثخانة (50)mm [15] و دراسة

Alshamrani et al حيث وجدوا أن الطبقات المطبوعة بثخانة 25mm لها درجة تحول أكبر من الطبقات المطبوعة بثخانة 50mm و 100mm [10].

تم غسل التيجان المؤقتة بعد صنعها بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique ب 96% Isopropyl alcohol لمدة 10 دقائق (وفقاً لتعليمات الشركة المصنعة) و ذلك لإزالة بقايا الراتنج غير المتصلبة الموجودة على سطح التعويض المؤقت [16] ، دون زيادة هذا الزمن حيث أن زيادة زمن الغسل يمكن أن يسمح بنفوذ جزيئات المذيب إلى داخل شبكة الراتنج مسببة إضعاف الروابط بين عديدات تمانر الراتنج مما يسبب نقصاً في الخواص الميكانيكية للراتنج المطبوع [17].

كما تم إخضاع التيجان المؤقتة المطبوعة بعد غسلها لعملية تصليب لاحق بالأشعة فوق البنفسجية ، و تعتبر هذه الخطوة ضرورية لتحويل وحيدات التمانر غير المتفاعلة إلى عديدات تمانر و إكمال عملية التصلب بشكل كامل و بالتالي تحسين الخواص الميكانيكية للتيجان المؤقتة المطبوعة [10] ، حيث تم وضع جميع التيجان المؤقتة ضمن وحدة تصليب خاصة تعمل بالأشعة فوق البنفسجية (Ultra violet) بشدة تتراوح بين 300-550 nm لمدة (30) دقيقة (وفقاً لتعليمات الشركة المصنعة) [16].

تم حفظ العينة في الماء المقطر بدرجة حرارة 37°C لمدة 48 ساعة ضمن حاوية خاصة و ذلك محاولة لمحاكاة ظروف البيئة الفموية و الحصول على نتائج تُقارب ما يحصل في الواقع السريري قدر الإمكان .

و قد أظهرت نتائج هذا البحث عند مستوى الثقة 95% تفوق التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique على التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique من حيث مقاومتها للانكسار حيث كانت قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 .

و قد يكون السبب أن أقراص PMMA المستخدمة بتقنية الخراطة Milling technique هي عبارة عن أقراص تُصَلَّب مسبقاً و تُخزَّن لحين الاستخدام [9] هذا الأمر قد يؤدي إلى التخلص من ظاهرة التقلص التصليبي و آثارها السلبية [18-19] و يُكسب المادة خواصاً ميكانيكية أفضل تجعلها أكثر قوة و متانة و مقاومة للانكسار ، في حين أن مادة Photopolymer resin المستخدمة بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique يتم تصليبها طبقة تلو الأخرى [6] ثم تخضع لعملية تصليب لاحق ضمن وحدة تصليب خاصة [16] و بسبب طريقة التصنيع هذه قد تتعرض المادة لتقلص تصليبي يؤثر سلباً على خواصها الميكانيكية [20] ، من جهة أخرى فإن الاختلاف التقني بين البرمجيات المستخدمة لتصميم التعويضات و البرمجيات المستخدمة للطباعة ثلاثية الأبعاد قد يسبب حدوث تغيرات في ملف تصميم التعويض (ملف ال Stl) عند نقله من برمجيات التصميم إلى برمجيات الطباعة ثلاثية الأبعاد مؤدياً لحدوث أخطاء أثناء عملية الطباعة [20-21] ، أو قد تتشكل فجوات بين الطبقات أثناء عملية الطباعة مما يسبب زيادة مسامية العنصر المطبوع و هذا ينعكس سلباً على الخواص الميكانيكية و قوة و متانة و مقاومة العنصر المطبوع للانكسار بسبب الارتباط الضعيف بين الطبقات المطبوعة المشكلة للعنصر المطبوع مُتفقين بذلك مع دراسة Lin et al [22].

كما أن وضع عينة البحث في الماء المقطر بدرجة حرارة 37°C لمدة 48 ساعة ضمن حاوية خاصة قد يكون له تأثير على نتائج هذا البحث ، إذ أن امتصاص الراتنج للماء يمكن أن يؤثر على استقرار الأبعاد و على خواصه الميكانيكية و يسبب فشل التعويض و يُضعف مقاومته للقوى المطبقة [23-24] ، و على ما يبدو فإن تركيب التيجان

المؤقتة المصنوعة بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique بشكل طبقات متعددة فوق بعضها البعض قد يكون سمح للماء أن يندخل بين هذه الطبقات مسبباً تحرك سلاسل عديدات التماثر و الذي بدوره سبب تغيراً في الأبعاد و ضعفاً في الخواص الميكانيكية لهذه التيجان [25-26-27] ، في حين أن أقراص PMMA المستخدمة بتقنية الخراطة Milling technique و بسبب طريقة صنعها قد تكون أقل مسامية و أكثر تجانساً و أقل قابلية لامتصاص الماء [18-28-29] ، كما أنه من المحتمل أن بقاء وحيدات تماثر غير متفاعلة بعد التصليب عند صناعة التيجان المؤقتة بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique قد سبب زيادة امتصاص التيجان المؤقتة المصنوعة بهذه التقنية للماء و جعلها أقل مقاومة للانكسار [25-26-27] ، أما أقراص PMMA المستخدمة بتقنية الخراطة Milling technique هي عبارة عن أقراص تُصَلَّب مسبقاً و تُخزَّن لحين الاستخدام [9] كما ذكرنا سابقاً و خلال فترة التخزين هذه قد تكتمل عملية التصليب بشكل كامل [18] ، مُتفقين بذلك مع دراسة Shin et al ودراسة [30-31] Song et al .

اختلفت نتائج هذا البحث مع دراسة Alam et al حيث وجدوا في دراستهم تفوق التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique على التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique [32] ، قد يُعزى ذلك إلى قيام Alam et al بإجراء الاختبارات الميكانيكية على التيجان المؤقتة مباشرة بعد صنعها بخلاف ما تم القيام به في هذا البحث حيث تم وضع جميع عناصر عينة البحث في ماء مقطر بدرجة حرارة 37° c لمدة 48 ساعة ضمن حاوية خاصة لمحاكاة ظروف البيئة الفموية .

كما اختلفت نتائج هذا البحث مع دراسة Falahchai et al حيث وجدوا في دراستهم تفوق الجسور المؤقتة المصنوعة من مادة photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique على الجسور المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique [33] ، قد يعزى ذلك إلى الاختلاف في تصميم الدراسة (نوع التعويض : جسر خلفي بثلاث وحدات - مكان و اتجاه و زاوية تطبيق القوة) .

اتفقت نتائج هذا البحث مع دراسة Martin-ortega et al حيث وجدوا في دراستهم تفوق التيجان المؤقتة الموضوعة فوق الزرعات السنوية المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique على التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique فيما يتعلق بمقاومتها للانكسار [34] .

كما اتفقت نتائج هذا البحث مع دراسة Sakr et al حيث وجدوا في دراستهم أن مقاومة الانكسار للتيجان المؤقتة للضاحك الأول العلوي المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique كانت أكبر من مقاومة الانكسار للتيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique [35] .

و اتفقت نتائج هذا البحث مع دراسة Joshi et al حيث وجدوا في دراستهم تفوق الأقراص (Discs) المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique على الأقراص (Discs) المصنوعة من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique من حيث مقاومتها للانكسار [36] .

و اتفقت نتائج هذا البحث مع دراسة Shenoy et al حيث وجدوا في دراستهم تفوق القضبان (Bars) المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique على القضبان (Bars) المصنوعة من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد 3D printing technique من حيث مقاومتها للانكسار [37].

بلغ متوسط قيم مقاومة قوى الانكسار في هذا البحث (821 N) بالنسبة لمجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique و (669.5 N) بالنسبة لمجموعة التيجان المؤقتة المصنوعة من مادة Photopolymer resin بتقنية الطباعة ثلاثية الأبعاد (3D printing technique) و بمقارنة هذه القيم مع متوسط قيم قوى العض عند الإنسان البالغ السليم المذكورة في دراسة Singh et al (606.8 N) بالنسبة للذكور و (486.2 N) بالنسبة للإناث [38] ، و في دراسة Bonakdarchian et al (73.6 Kg) أي ما يعادل 721.77 N بالنسبة للذكور و (53.0 Kg) أي ما يعادل 519.75 N بالنسبة للإناث [39] نستنتج أن هذه القيم تقع ضمن المجال المقبول سريرياً .

الاستنتاجات والتوصيات

نستنتج من هذا البحث أن كلا المادتين المدروستين (Photopolymer resin – PMMA) المصنوعتين بتقنيتي (3D printing technique – Milling technique) على التوالي يمكن استخدامهما لصنع تيجان مؤقتة تحقق الغاية المرجوة منها ضمن الأفواه السليمة و الفعاليات العضلية الطبيعية مع تفضيل صناعتهم من مادة PMMA بتقنية الخراطة Milling technique لاسيما لدى المرضى الذين يبدون فعاليات عضلية زائدة أو لديهم عادات نظيرة وظيفية نظراً لأن مقاومتها للانكسار كانت أعلى .

Reference

- 1- Shillingburg, H., Sathe, D., Wilson, E., Cain, J., Mitchell, D., Blanco, L., Kessler, J. (2012). Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 4th edition. Quintessence Publishing Co, Chapter 15.
- 2-Rosenstiel, S., Land, M., Walter, R. (2023). Contemporary of fixed prosthodontics, 6th edition. Elsevier, Chapter 15.
- 3- Gratton, D., Aquilino, S. (2004). Interim Restorations. The dental clinics of north america, 48, 487-497 .
- 4- Alghazzawi, T. (2016). Advanements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. Journal of prosthodontic research, 319, 2-5.
- 5- Aeran, H., Kumar, V., Seth, J., Sharma, A. (2014). Computer aided designing – computer aided milling in prosthodontics: A promising technology for future. Ijss case reports & reviews, 1, 1, 23-26.
- 6- Dawood, A., Marti, B., Jackson, V., Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. British dental journal, 219, 11, 521-529.
- 7- Wu, G., Hsu, S. (2015). Review: polymeric-based 3d printing for tissue engineering. Springer, 35, 285-292.
- 8- Schwantz, J., Oliverira-Ogliari, A., Meereis, C., Leal, F., Ogliari, F., Moraes, R. (2017). Characterization of Bis-Acryl composite resins for provisional restorations. Brazilian dental journal, 28, 3, 354-361.

- 9- Alp, G., Murat, S., Yilmaz, B. (2017). Comparison of flexural strength of different cad/cam pmma-based polymers. *Journal of prosthodontics*, 1-5.
- 10- Alshamrani, A., Raju, R., Ellakwa, A. (2022). Effect of printing layer thickness and postprinting conditions on the flexural strength and hardness of a 3d-printed resin. *Biomed research international*, 2022, 1-7.
- 11- Calheiros, F., Daronch, M., Rueggeberg, F., Braga, R. (2007). Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA: TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *Journal of biomedical materials research*, 84, 503-509.
- 12- Dos santos, R., De morais sampaio, G., De carvalho, F., Pithon, M., Guênes, G., Alves, P. (2014). Influence of degree of conversion on the biocompatibility of different composites in vivo. *The journal of adhesive dentistry*, 16, 15-20.
- 13- Rabbi, M., Chalivendra, V., Li, D. (2019). A novel approach to increase dynamic fracture toughness of additively manufactured polymer. *Experimental mechanics*, 1-12.
- 14- Perea-lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P., Lassila, L. (2021). Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3d printed splint material. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 115, 1-6.
- 15- Tahayeri, A., Morgan, M., Fugolin, A., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C., Ferracane, J., Bertassoni, L. (2017). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental materials journal*, 3037, 1-8.
- 16- Chaudhari, P., Bhatia, D., Sharan, J. (2022). 3D printing in oral health science. Springer, Chapters 1, 3, 4, 8.
- 17- Xu, Y., Xepapadeas, A., koos, B., Geis-gerstorfer, J., Li, P., Spintzyk, S. (2021). Effect of post-rinsing time on the mechanical strength and cytotoxicity of a 3d printed orthodontic splint material. *Dental materials journal*, 37, e314-e327.
- 18- Alt, V., Hannig, M., Wöstmann, B., Balkenhol, M. (2010). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: cad/cam versus directly fabricated restorations. *Dental materials journal*, 27, 339-347.
- 19- Haselton, D., Diaz-arnold, A., Vargas, M. (2002). Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of prosthetic dentistry*, 87, 2, 225-228.
- 20- Hazeveld, A., Slater, J., Ren, Y. (2014). Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 145, 108-15.
- 21- Sampaio, C., Niemann, K., Schweitzer, D., Hirata, R., Atria, P. (2020). Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3d printed provisional materials. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 1-8.
- 22- Lin, L., Fang, Y., Liao, Y., Chen, G., Gao, C., Zhu, P. (2019). 3D printing and digital processing techniques in dentistry: a review of literature. *Advanced engineering materials journal*, 24-25.
- 23- Figuerôa, R., Conterno, B., Arrais, C., Sugio, C., Urban, V., Neppelenbroek, K. (2017). Porosity, water sorption and solubility of denture base acrylic resins polymerized conventionally or in microwave. *Journal of applied oral science*, 26, 1-7.
- 24- Gad, M., Alshehri, S., Alhamid, S., Albarrak, A., Khan, S., Alshahrani, F., Alqarawi, F. (2022). Water sorption, solubility and translucency of 3d-printed denture base resins. *Dentistry journal*, 10, 42, 1-11.

- 25- Berli, C., Thieringer, F., Sharma, N., Müller, J., Dedem, P., Fischer, J., Rohr, N. (2019). Comparing the mechanical properties of pressed, milled and 3d-printed resins for occlusal devices. *The journal of prosthetic dentistry*, 1-6.
- 26- Perea-lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P., Lassila, L. (2021). 3D-printed vs heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials journal*, 14, 5781, 1-9.
- 27- Gad, M., Fouda, S., Abualsaud, R., Al-shahrni, F., Al-thobity, A., Khan, S., Akhtar, S., Ateeq, I., Helal, M., Al-harbi, F. (2021). Strength and surface properties of a 3d-printed denture base polymer. *Journal of prosthodontics*, 8-12.
- 28- Güth, J., Almeida e silva, J.S., Beuer, F., Edelhoff, D. (2012). Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable cad/cam-fabricated long-term provisional prosthesis: a clinical report. *Journal of prosthetic dentistry*, 107, 1-6.
- 29- Bonga, S., Mutlu, ö., Albert, T., Felix, S., Malgorzata, R., Christoph, H. (2013). Two-body wear rate of cad/cam resin blocks and their enamel antagonists. *Journal of prosthetic dentistry*, 109, 5, 325-332.
- 30- Shin, J., Kim, J., Choi, Y., Shin, S., Nam, N., Shim, J., Lee, K. (2020). Evaluation of the color stability of 3d-printed crown and bridge materials against various sources of discoloration: an in vitro study. *Materials journal*, 13, 5359, 9-11.
- 31- Song, S., Shin, Y., Lee, J., Shin, S. (2020). Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *The journal of advanced prosthodontics*, 12, 262-63.
- 32- Alam, M., Chugh, A., Kumar, A., Rathee, M., Jain, P. (2022). Comparative evaluation of fracture resistance of anterior provisional restorations fabricated using conventional and digital techniques-an in vitro study. *The journal of indian prosthodontic society*, 22, 361-7.
- 33- Falahchai, M., Rahimabadi, S., Khabazkar, G., Hemmati, Y., Asli, H. (2022). Marginal and internal fit and fracture resistance of three-unit provisional restorations fabricated by additive, subtractive and conventional methods. *Clinical and experimental dental research*, 8, 1404-1412.
- 34- Martin-ortega, N., Sallorenzo, A., Casajús, J., Cervera, A., Revilla-león, M., Gómez-polo, M. (2020). Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *The journal of prosthetic dentistry*, 1-7.
- 35- Sakr, O., Mandour, M., Gabal, Z. (2022). Fracture resistance of provisional crowns fabricated by conventional, cad/cam and 3d printing techniques. *Al-azhar dental journal for girls*, 9, 4, 623-630.
- 36- Joshi, N., Thompson, J., Piermatti, J., Ahmadian, L., Kaltman, S. (2019). Physical and optical properties of provisional crown and bridge materials fabricated using cad/cam milling or 3d printing technology. *Nova southeastern university*, 23-41.
- 37- Shenoy, A., Rajaraman, V., Maiti, S. (2022). Comparative analysis of various temporary cad/cam manufacturing polymethyl methacrylate crown materials based on color stability, flexural strength and surface roughness: an in vitro study. *Journal of advanced pharmaceutical technology & research*, 13, s130-4.
- 38- Singh, S., Utreja, K., Sandhu, N., Dhaliwal, Y. (2011). An innovative miniature bite force recorder. *International journal of clinical pediatric dentistry*, 4, 2, 116-118.
- 39- Bonakdarchian, M., Askari, N., Askari, M. (2009). Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. *Archives of oral biology*, 54, 203-204.