

## دراسة مقارنة لاختراق أشعة جهاز التصليب الضوئي بشدات متعددة لأنواع وسماكات أقراص راتنجية مختلفة التركيب

د. ندى بشارة\*

(الإيداع: 4 آذار 2020 ، القبول: 30 آب 2020)

الملخص:

التجميلية، كالراتنج المستخدم في الطابعة السننية ثلاثية الأبعاد Photopolymer Resin وقوالب راتنجية مقواة White PMMA الذي يتم تصنيعه وفق نظام CAD\CAM، لذلك تم إجراء هذه الدراسة وبهدف تقييم الشدة الضوئية المخترقة لهذه الأقراص لإحداث تصلب ضوئي مناسب للمواد اللاصقة المستخدمة في إلصاق الترميمات المعتمدة على هذه المواد مقارنة بالراتنج المركب التقليدي.

تألفت العينة المدروسة من أقراص راتنجية بتصميم موحد تم عبر برنامج Exocad لكل مجموعة من المجموعات الثلاث التي استخدم فيها: 1- مادة راتنج ضوئي التصلب تم تصنيعه بواسطة الطابعة ثلاثية الأبعاد photopolymer risen و2- قوالب الراتنج المقوى والمصنعة بنظام CAD\CAM و3- كومبوزت تقليدي Tetric من شركة Ivoclar وبثلاث شخانات مختلفة (1 – 2 – 3) مم وبشدتين ضوئيتين مختلفتين لجهاز التصليب (التقليدية 430-480 ميلي واطاسم<sup>2</sup>- العالية: 1200-1400 ميلي واطاسم<sup>2</sup>).

لم تلاحظ فروق إحصائية بين المتوسطات في المجموعات الثلاث المدروسة، للشخانات الثلاث للأقراص حيث لم يحصل اختراق لشدة ضوئية كافية لجهاز التصليب الضوئي ثنائي الأقطاب LED وذلك لإحداث تصلب ضوئي كامل للمادة اللاصقة الراتنجية باستخدام جهاز التصليب ذي الشدة التقليدية، كما لم يحصل اختراق شدة ضوئية كافي في مجموعة جهاز التصليب ذي الشدة الضوئية العالية وبناتج اختبار Mann Whintney لوحظ وجود فروق ذات دلالة إحصائية (P=0.016 , P=0.048) عند مقارنة مجموعة الأقراص المصنعة بواسطة جهاز CAD\CAM ذات شخانة 1ملم بالمجموعات المتبقية .

لم تسجل كل من أجهزة التصليب (ذات الشدة العالية – ذات الشدة التقليدية) شدة ضوئية كافية لاختراق الأقراص المختبرة بالمجموعات الثلاث وبالثخانات المختبرة باستثناء أجهزة التصليب عالية الشدة وفي مجموعة CAD\CAM وبثخانة 1ملم فقط، وتبعاً لذلك لا يمكن استخدام مواد إلصاق ضوئية التصلب فقط لإلصاق التعويضات المصنعة من هذه المواد الثلاث المدروسة.

طُرحت في الآونة الأخيرة العديد من المواد التجميلية التي يمكن استخدامها في تصنيع التعويضات السننية

الكلمات المفتاحية: التصليب الضوئي – أقراص راتنجية – طابعة سننية ثلاثية الأبعاد – راتنج ضوئي التصلب – جهاز الكاداكام

\*أستاذ مساعد في قسم طب اسنان الأطفال جامعة دمشق كلية طب الأسنان

## Comparison Study of Light Curing System Penetration with Deferent Power for Multilabel Thickness and Types of Resin Disks.

Dr.Nada Bishara\*

(Received: 4 March 2020 , Accepted: 30 August 2020)

### Abstract:

Recently, different esthetic dental material had been used in fabricating dental prosthesis, like using photopolymer Resin via 3-D dental printer, and using PMMA blocks via Computer Aid Designed, Computer Aid Manufacturing CAD\CAM system, therefor, this study is conducted to evaluate the light curing penetration for these types of material for generating sufficient curing for the cement used to fixed these materials in comparing with direct risen composite.

Different risen discs design using exocad software for each group of experimented material, photopolymer risen fabricated using 3D dental printing system, PMMA blocks fabricated using CAD\CAM system and the direct risen composite with three thickness (1–2–3) mm and different curing power.

No statistical differences noted when using Mann–Whitney statistical test in comparing means curing numbers of the three group in the three thickness with two different light curing power in penetrating of sufficient curing light to generate complete curing for the cementing material with the two curing power except in CAD\CAM 1m group with the high power curing device ( $P=0.016$  ,  $P=0.048$ ).

The penetration of curing light was not enough to fully cur the cementing material used to fix the three experimented esthetic material in the three thickness with two different curing powers except in CAD\CAM 1mm with the high curing power

**Key words:** Light curing– Risen discs – Dental 3Dprinter – Photopolymer risen – CAD\CAM

---

\* Assistance professor, Pediatric Dentistry Department, Faculty of dentistry, Damascus University

## I- المقدمة:

أصبح الاهتمام بالناحية التجميلية ضرورة ملحة في المعالجات السنية عند المرضى إضافة إلى سعيه للناحية الوظيفية لذلك اتجهت معظم المعالجات إلى توفير مواد وأجهزة أكثر فأكثر بهدف تأمين فعالية قصوى وسعر أقل حيث تعتبر المواد الراتنجية ذات التصلب الضوئي النموذج الأمثل لذلك عند أطباء الأسنان.(1)

تحفز البادئات الضوئية المستخدمة في معظم الراتنجيات السنية المصلبة ضوئياً بوساطة ضوء مرئي بأطوال موجية بين 400 و 515 نانومتر، بحيث يشمل التصليب الضوئي أنواع متعددة من أجهزة التصليب الضوئي الهالوجينية (هالوجين - تنغستين- كوارتز) والأجهزة ثنائية الأقطاب LED.

بدأ التصليب الضوئي بالضوء غير المرئي عام 1970 عبر نظام تصليب ضوئي بالأشعة فوق البنفسجية، إلا أنه سرعان ما استبدل بالتصليب الضوئي المرئي عام 1972 والذي ما زال يستخدم حتى يومنا هذا (1)

ظل نظام التصليب الضوئي الهالوجيني مسيطراً لفترة طويلة حتى دخل ليزر الأروغون حيز الاستخدام في عام 1994، حيث اقترح العالم Mills في عام 1995 استخدام أنصاف النواقل في إصدار الضوء الأزرق من أجل تصليب الترميمات التجميلية عبر أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب LED، كما قدم المصنعون عام 1998 تقنية جديدة في إصدار الضوء باستخدام غاز الزينون، مما أدى إلى ظهور أجهزة التصليب الضوئي بقوس البلازما ARC Plasma التي تتميز باختصار زمن التصليب إلى 3-5 ثانية (1)

حيث تعرف الشدة الضوئية لجهاز التصليب الضوئي بأنها كمية الاستطاعة للحزمة الضوئية الصادرة مقدره بالواط أو الميلي واط مقسمة على مساحة السطح للمقطع العرضي لرأس جهاز التصليب الضوئي والذي تصدر منه الأشعة الضوئية فتكون وحدة الشدة الضوئية هي الميلي واط/سم<sup>2</sup>(2)

إن الطاقة الشعاعية الصادرة من جهاز التصليب الضوئي تتناقص عند عبورها من خلال الراتنج المركب بشكل عام، الأمر الذي يؤدي إلى تناقص القدرة على تآثر الطبقات البعيدة من الراتنج المركب.(3)

لذلك فإن هذه التناقص في الشدة الشعاعية العابرة لطبقات الكومبوزيت قد يؤدي إلى فشل تصلب الطبقات البعيدة والتي تزيد ثخانتها عن 2 ملم (4، 5)

يعتبر اختيار الترميم المناسب لإعادة بناء الأسنان المؤقتة المعالجة لبياً تحدياً كبيراً لأطباء الأسنان، حيث تعتبر المواد لترميمية 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 المشاكل 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 ذو ديمومة عالية(6)

ساهمت التطورات المتلاحقة في تقنيات الإلصاق في الآونة الأخيرة في إمكانية تطبيق التعويضات الراتنجية التجميلية غير المباشرة(7) حيث تهدف التقنية غير المباشرة في التعويضات التجميلية إلى الحصول على ترميمات مغطيه لكامل محيط

السن مع تحضير أصغري للبنى السنية بما يساهم في الحفاظ على النسيج السنية(8) يساهم استخدام التقنية غير المباشرة في تشكيل التيجان الراتنجية في تجنب النقل التصليبي للراتنج وتشكل نقاط تماس جيدة، والشكل التشريحي الملائم بالإضافة إلى الناحية التجميلية المميزة للتيجان الراتنجية، كما أنها تختصر وقت العمل السريري (9)

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(10) ولكن يحتاج الإلصاق بوساطة اسمنتات

ريزينية ثنائية التصلب مراحل متعددة بالإضافة للتكلفة المرتفعة، دعت الحاجة إلى البحث عن إمكانية استعمال الراتنج ضوئي التصلب (الكومبوزت السيل) كمادة بديلة للالصاق وعليه دعت الحاجة لدراسة إمكانية وصول حزمة ضوئية كافية من جهاز التصلب الضوئي واختراقها للثخانات التاج المختلفة لهذه الأنواع من المواد المرممة.

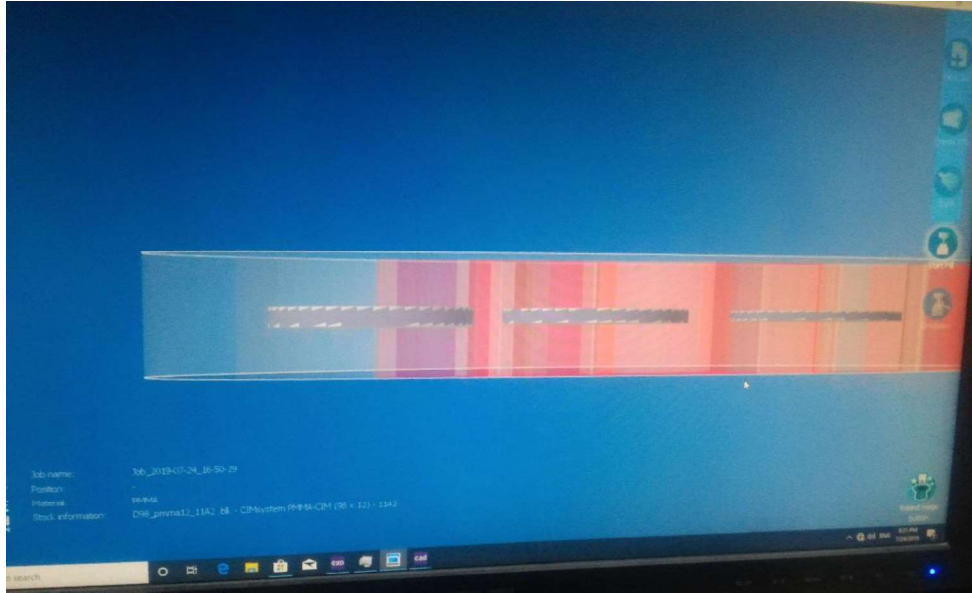
## 2-الهدف:

دراسة إمكانية وصول حزمة ضوئية كافية من جهاز التصلب الضوئي واختراقها لسماكات مختلفة لثلاثة أنواع من المواد الراتنجية المستخدمة في تصنيع التيجان باستخدام نوعين من أجهزة التصلب الضوئي(ذو الشدة العادية 720- ذو الشدة المرتفعة 1200)

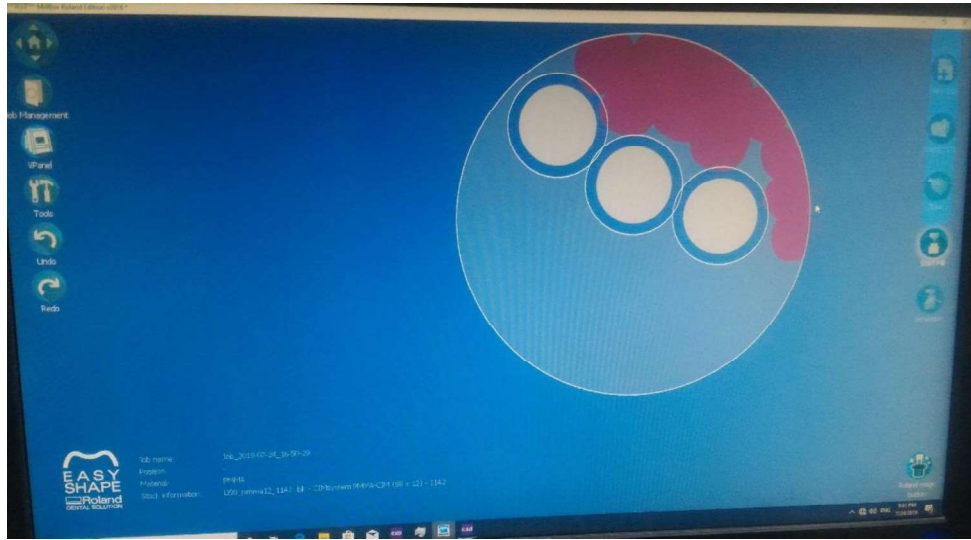
## 3-مواد وطرائق البحث:

شملت الدراسة المخبرية المجراة 3 أقراص راتنجية بثلاث ثخانات مختلفة (1 – 2 – 3 مم ) لكل مجموعة مدروسة، المجموعة الأولى: مجموعة أقراص الراتنج المصممة بمادة الريزين ضوئي التصلب والتي تم تشكيلها بواسطة الطابعة السنوية ثلاثية الأبعاد GC temp PRINT, GC Corporation, Tokyo, Japan ، وفي المجموعة الثانية تم استعمال أقراص راتنجية تم تشكيلها بواسطة مخرطة جهاز CAD\CAM ( White Peaks Dental Solutions GmbH & Co. KG ) (Germany)، والمجموعة الثالثة تم تشكيلها بطريقة يدوية باستعمال كومبوزت ضوئي التصلب Tetric in Ceram من شركة Ivoclar Vivadent AG. Liechtenstein.

كما تم استعمال جهاز تصليب ضوئي من شركة Woodpecker Dental 3s LED orthodontic curing unit وبشديتين ضوئيتين مختلفتين بحيث تقتضي الشدة الأولى تطبيق ضوء التصلب لمدة 3 ثوان فقط والشدة الثانية التقليدية وتطبيق تقليدي 40 ثانية (التقليدية 430-480 ميلي واطاسم<sup>2</sup> -العالية: 1200-1400ميلي واطاسم<sup>2</sup>) صُممت الأقراص في المجموعتين الأوليتين عبر برنامج Exocad (GmbH, Darmstadt, Germany) وفق ثلاث ثخانات (1 – 2 – 3) "الصورة 1" وتم إخراجها عبر طريقتين مختلفتين وهي باستعمال الطابعة السنوية ثلاثية الأبعاد D Printer ZENITH3 وجهاز خراطة القوالب الجاهزة المعتمد في تصميمه على جهاز الحاسب CAD\CAM. الصورة 2



الشكل رقم (1): برنامج exucade على جهاز الحاسب وتصميم الأقراص وتحديد السماكات المستخدمة في الدراسة.



الشكل رقم (2): برنامج exucade على جهاز الحاسب وتصميم مكان الأقراص المستخدمة في الدراسة

حيث تألفت العينة المختبرة من ثلاثة أقراص بثلاث سماكات ( 1 - 2 - 3 ) ملم في المجموعات الثلاثة المختبرة وهي : المجموعة الأولى : مجموعة الأقراص المصممة بواسطة الطابعة ثلاثية الأبعاد 3D Printer ©ZENITH والتي تستخدم مادة الريزين ضوئي التصلب لتشكيل الهياكل المصممة على الحاسب بواسطة برنامج Exucade، والمجموعة الثانية : مجموعة الأقراص المصممة بواسطة جهاز المخرطة التي استخدم فيها أقراص PMMA WHITEPEAKS لتشكيل الهياكل المصممة على الحاسب بواسطة برنامج Exucade ، المجموعة الثالثة: التي تستخدم مادة الكومبوزت التقليدي المستخدم في الترميمات السنية Tetric in Ceram من شركة Ivoclar Vivadent يدويًا.

بعد أن تم إخراج العينات المختبرة جرى استخدام جهاز معايرة الشدة الضوئية المستخدم لتقييم جودة أجهزة التصلب الضوئي بحيث يحدد الجهاز الشدة الضوئية التي تصله ويحدد كون هذه الشدة كافية لإجراء تصلب كامل للمواد الراتجة ام لا، وذلك بهدف تقييم الشدة الضوئية المخترقة لهذه الأقراص والقدرة على اختراق شدة كافية لإحداث تصلب ضوئي مناسب وكامل للمادة المستخدمة في الصاق التعويضات المعتمدة على المواد المستخدمة في التجربة، بحيث يظهر على الشاشة في الجهاز قيمة الشدة الضوئية المخترقة للثخانات ( 1 - 2 - 3 ) ملم لكل من الأقراص المصنعة بواسطة 3D Printer ©ZENITH من مادة الراتنج ضوئي التصلب والمحدد بنسبة ملئ 20% من الذرات المائلة، والأقراص المصنعة بواسطة المخرطة المعتمدة على الحاسب CAD\CAM من مادة whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG Germa، والأقراص المصممة يدويًا بواسطة مادة الراتنج ضوئي التصلب Tetric in Ceram من شركة Ivoclar Vivadent وبلون A1 وتم تسجيل المتوسط الحسابي لهذه القياسات.

#### 4 - النتائج:

استخدم برنامج الإحصاء SPSS 21.0 for windows, SPSS Inc., Chicago, USA لحساب النتائج النهائية والاعتماد على برنامج Microsoft Office 2016 Excel للجداول البيانية والمخططات التفصيلية للنتائج في المجموعات الثلاثة المختبرة.

تم استخدام الاختبار الاحصائي Kruskal–Wallis وللمقارنات الثنائية تم استعمال Mann Whintey والنتائج موضع وفق التالي:

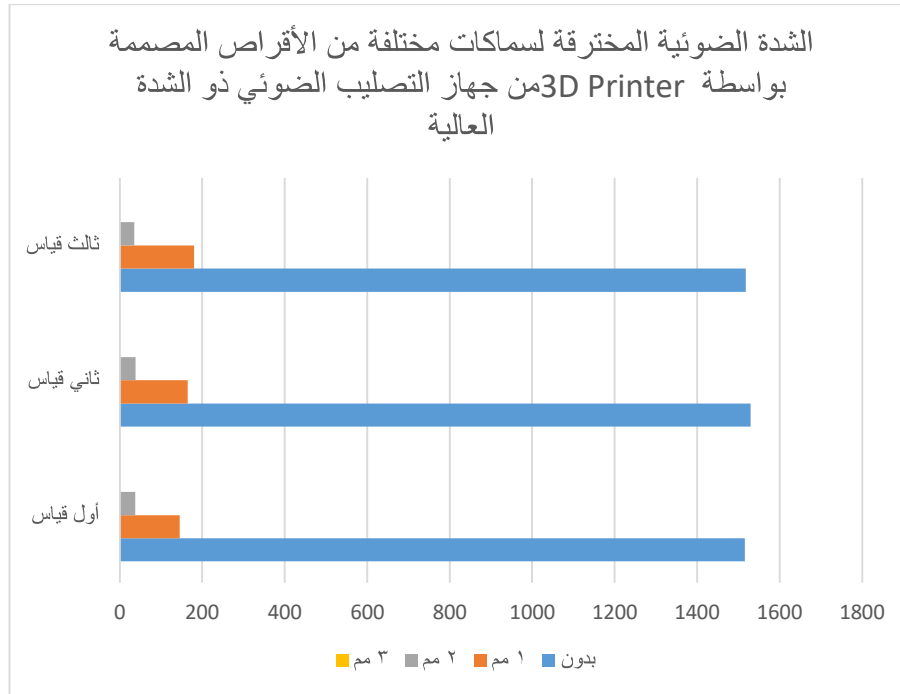
الجدول رقم (1): الإحصاء الوصفي للشدات الضوئية المختبرة في الأنواع الثلاثة من الأقراص في المجموعات الثلاثة المشمولة في الدراسة

	MINIMUM	MAXIMUM	MEAN	STD. DEVIATION
3D CONTROL HIGH	1515	1530	1521.00	7.099
3D 1 HIGH	145	180	163.33	15.706
3D 2 HIGH	35	38	36.67	1.366
3D 3 HIGH	0	0	.00	.000
3D CONTROL LOW	825	845	834.33	9.004
3D 1 LOW	71	79	76.00	3.899
3D 2 LOW	0	0	.00	.000
3D 3 LOW	0	0	.00	.000
CADCAM CONTROL HIGH	1625	1631	1628.67	2.875
CADCAM 1 HIGH	524	593	554.33	31.526
CADCAM 2 HIGH	292	308	299.33	7.230
CADCAM 3 HIGH	89	93	91.67	2.066
CADCAM CONTROL LOW	822	846	836.00	11.171
CADCAM 1 LOW	265	280	273.33	6.831
CADCAM 2 LOW	130	140	135.00	4.472
CADCAM 3 LOW	44	47	45.67	1.366
COMPOSITE CONTROL HIGH	1540	1610	1576.67	31.411
COMPOSITE 1 HIGH	195	210	201.67	6.831
COMPOSITE 2 HIGH	53	58	56.33	2.582
COMPOSITE 3 HIGH	0	0	.00	.000
COMPOSITE CONTROL LOW	820	843	833.33	10.671
COMPOSITE 1 LOW	195	217	205.67	9.852
COMPOSITE 2 LOW	40	61	50.67	9.395
COMPOSITE 3 LOW	0	0	.00	.000

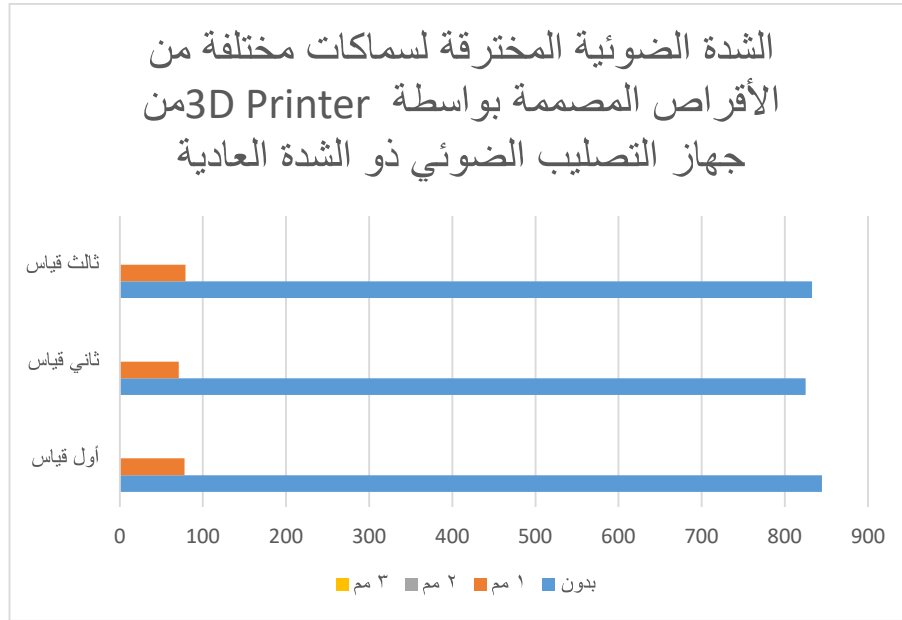
\*الشدّة الشعاعية مقدّرة بالـ mW/cm2

الجدول رقم ( 2 ) :نتائج الاختبار الاحصائي Mann-Whitney في مقارنة الشدة الشعاعية في المجموعات المدروسة

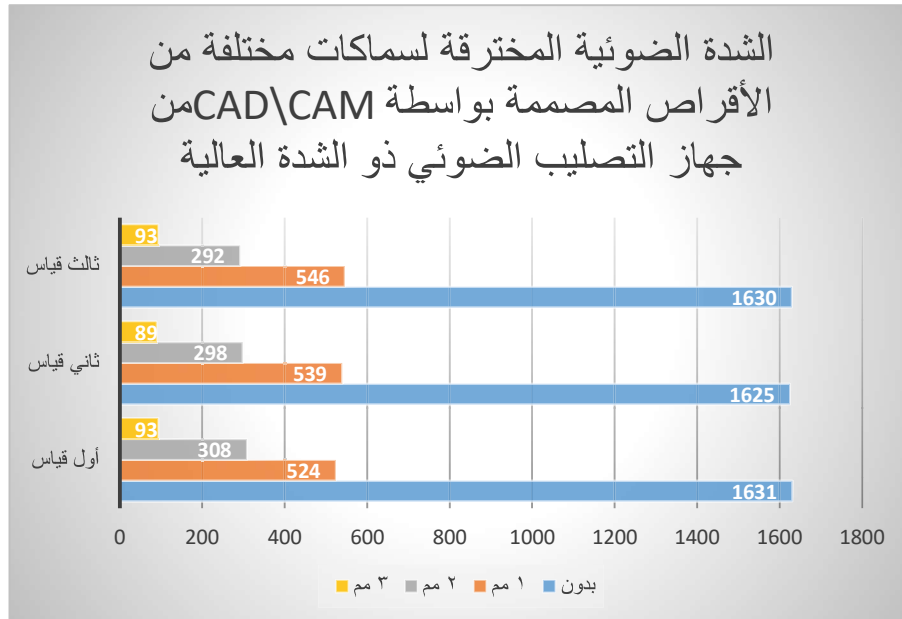
المقارنات الثنائية	الفرق بين المتوسطات	P value	الدلالة
3D-CAD\CAM (1m)	120.00	0.048	دال احصائيا
Composite – CAD\CAM (1)	100.667	0.048	دال احصائيا



المخطط رقم 1: الشدة الضوئية المخترقة لسماكات مختلفة من الأقراص المصممة بواسطة 3D Printer من جهاز التصليب الضوئي ذو الشدة العالية

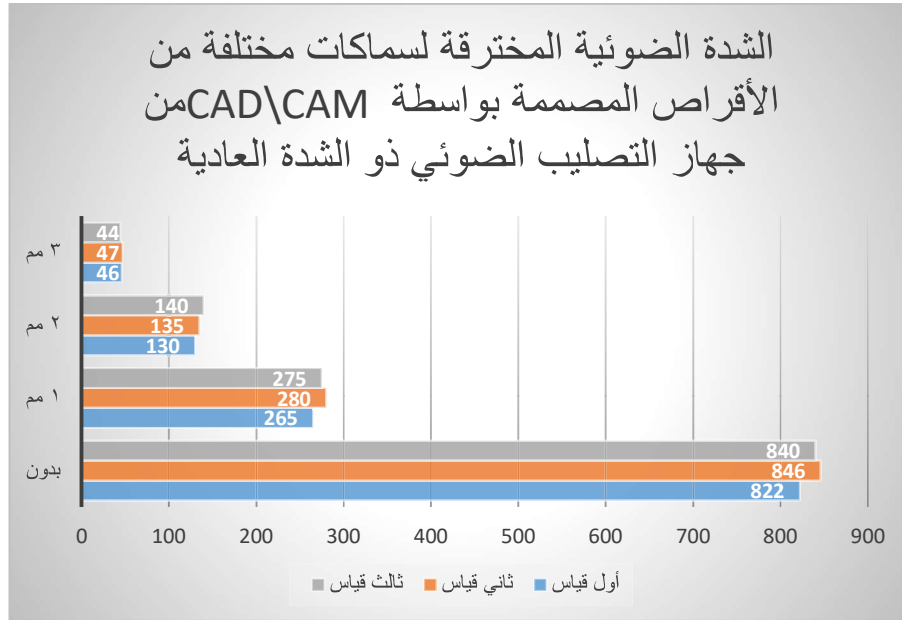


المخطط رقم (2): الشدة الضوئية المخترقة لسماكات مختلفة من الأقراص المصممة بواسطة 3D Printer من جهاز التصليب الضوئي ذو الشدة العادية

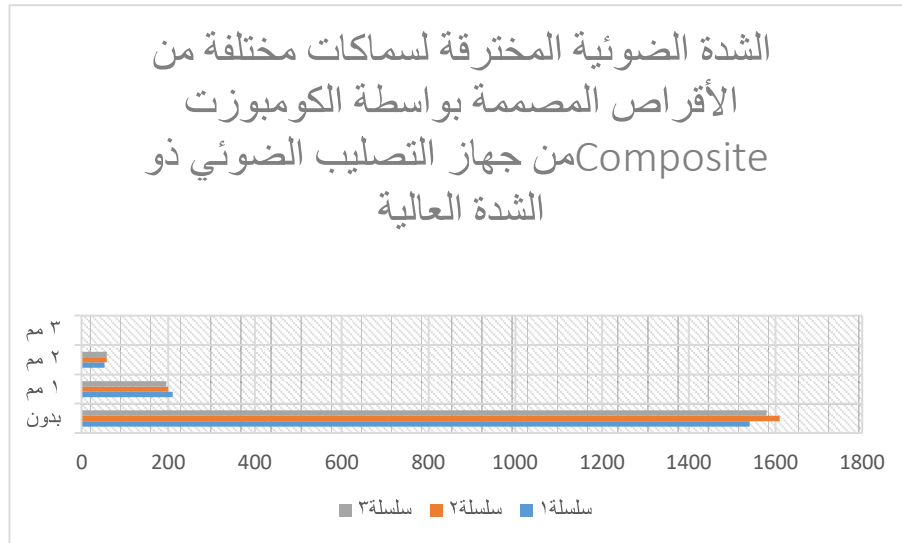


المخطط رقم (3): الشدة الضوئية المخترقة لسماكات مختلفة من الأقراص المصممة بواسطة CAD\CAM من جهاز التصليب الضوئي ذو الشدة العالية

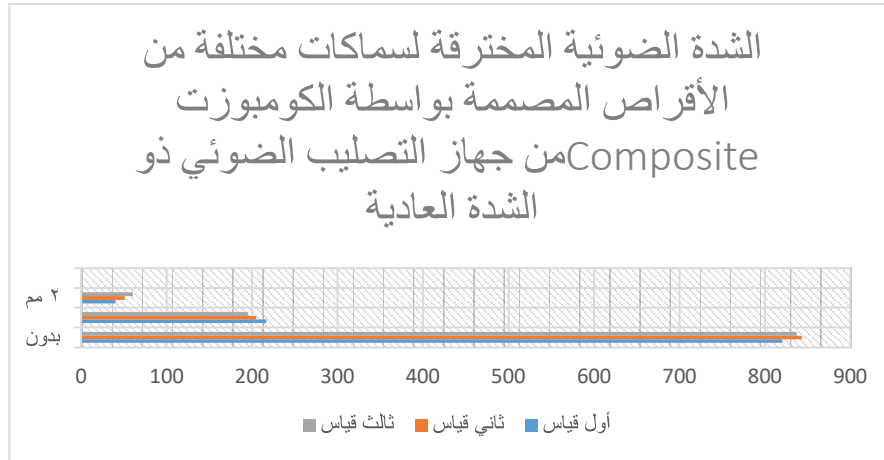




المخطط رقم (4): الشدة الضوئية المخترقة لسماكات مختلفة من الأقراص المصممة بواسطة CAD\CAM من جهاز التصليب الضوئي ذو الشدة العادية



المخطط رقم (5): الشدة الضوئية المخترقة لسماكات مختلفة من الأقراص المصممة بواسطة الكومبوزيت من جهاز التصليب الضوئي ذو الشدة العالية



**المخطط رقم (6) الشدة الضوئية المخترقة لسماكات مختلفة من الأقراص المصممة بواسطة الكومبوزت Composite من جهاز التصليب الضوئي ذو الشدة العادية**

5-المناقشة: تعتبر الناحية الجمالية من سمات العصر الحالي، لذلك ازداد الاهتمام بوسائل الترميم التجميلية والتي يأتي في مقدمتها الراتنج المركب وتعديلاته، وبسبب هذه التطورات فقد دعت الحاجة إلى التركيز على التطبيق السريع وتطوير وسائل التطبيق كأجهزة التصليب وتسهيل إجراءاتها، ولم يقتصر ذلك على الأسنان الدائمة بسبب ازدياد اهتمام الأهل بمظهر أبنائهم مما جعل دراسة تأثير تقنيات وميزات هذه التقنيات أمراً ضرورياً. حيث أن التطورات المتلاحقة في تقنيات الإصاق في الأونة الأخيرة والتي ساهمت في إمكانية تطبيق الترميمات الراتنجية التجميلية بأشكالها المختلفة المباشرة وغير المباشرة (11)(13) لذلك فقد كان الهدف من هذه الدراسة في تقييم قابلية اختراق ضوء جهاز التصليب ثنائي الأقطاب LED لسماكات مختلفة (1-2-3مم) من عدة مواد راتنجية مستخدمة في تصنيع ترميمات تجميلية مختلفة. تبعاً لنتائج الدراسة الحالية، لم تظهر أجهزة التصليب التقليدية قدرة اختراق كافية لإحداث تصليب ضوئي كامل للمادة المستخدمة لإصاق المواد المرممة المصنعة من المواد المختبرة بسماكات (1-2-3) ملم وذلك في كل من المجموعات المدروسة، مجموعة الراتنج ضوئي التصليب المصنوع بواسطة الطابعة ثلاثية الأبعاد، ومجموعة الأقراص الراتنجية المصنعة بواسطة جهاز الكاد كام، والكومبوزت التقليدي. ولكن وعند استخدام أجهزة التصليب ذات الشدة العالية والتي تستخدم زمن تصليب 3 ثواني فقد أظهرت أيضاً عدم اختراق الضوء بشدة كافية في كل من المواد المختبرة وبالسماكات المختبرة باستثناء المجموعة الثانية والمتضمنة الأقراص الراتنجية المقواة المصنعة بواسطة جهاز الكاد كام اختراق شدة ضوئية كافية لإحداث تصليب ضوئي وتصلب كامل للمادة المستخدمة للإصاق المواد المرممة المصنعة هذه الأقراص (536.3 mW/cm<sup>2</sup>) في الأقراص التي لا تتجاوز سماكتها الـ 1 ملم فقط. تم استخدام جهاز قياس الشدة الضوئية في هذه الدراسة وذلك لتقييم قابلية اختراق شدة ضوئية كافية لتصليب المادة المستخدمة في الإصاق هذه الترميمات غير المباشرة للمواد المدروسة بالسماكات المختلفة (1-2-3مم)، بحيث تكون النتيجة بعد إجراء عدة قياسات وتسجيل متوسط النتائج بحيث تسجل الشدة الضوئية الكافية لإجراء تصليب كامل بعد اختراق الشدة للأقراص 430-480 ميلي واط/سم<sup>2</sup>(12).

#### 6- الاستنتاجات:

لم تسجل كل من أجهزة التصليب (ذات الشدة العالية – ذات الشدة التقليدية) شدة ضوئية كافية لاختراق الأقراص المختبرة بالمجموعات الثلاث وبالسماكات المختبرة باستثناء أجهزة التصليب عالية الشدة وفي مجموعة CADICAM وبسماكة 1ملم فقط، وتبعاً لذلك فإنه لا يمكن استخدام مواد إصاق ضوئية التصليب فقط لإصاق التعويضات المصنعة من هذه المواد الثلاث المدروسة.

## 7- التوصيات:

عدم استخدام مواد راتنجية ضوئية التصلب في الصاق التيجان المصنعة بإحدى المواد المذكورة واستبدالها بمواد ذاتية التصلب.

## 8-المراجع:

- .1 Filipov IA, Vladimirov SB. Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. Brazilian dental journal. 2006;17(1):34-8.
- .2 Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. Biomaterials. 2003;24(10):1787-95.
- .3 Price RB, Murphy DG, Dérand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. Quintessence International. 20.(9)31:00
- .4 Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. Journal of Dentistry. 1992;20(3):183-8.
- .5 Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. Journal of Dentistry. 1999;27(3):235-41.
- .6 Babaji P. Crowns in Pediatric Dentistry: jaypee; 2015.
- .7 Terry DA, Leinfelder KF, Maragos C. Developing Form, Function, and Natural Aesthetics With Laboratory-Processed Composite Resin-Part I. PRACTICAL PROCEDURES AND AESTHETIC DENTISTRY. 2005;17(5):313.
- .8 Guelmann M, Bookmyer KL, Villalta P, García-Godoy F. Microleakage of restorative techniques for pulpotomized primary molars. Journal of Dentistry for Children. 2004;71(3):209-11.
- .9 Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 1997;9(3):108-18.
- .10 El-Kalla IH, García-Godoy F. Fracture strength of adhesively restored pulpotomized primary molars. ASDC journal of dentistry for children. 1999;66:238-42.
- .11 Terry DA, Leinfelder KF, Maragos C. Developing Form, Function, and Natural Aesthetics With Laboratory-Processed Composite Resin-Part II. PRACTICAL PROCEDURES AND AESTHETIC DENTISTRY. 2005;17(7):449.
- .12 Ozturk B, Ozturk A, Usumez A, Usumez S, Ozer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-. 2004;29:325-32.

13. الفارس،بشارة، جامعة دمشق، ماجستير 2012