



الجمهورية العربية السورية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
جامعة حماة
كلية طب الأسنان
قسم طب أسنان الأطفال

// تقييم تأثير أنماط التصليب الضوئي للجيل الثاني من أجهزة التصليب
LED في التغيرات الحرارية في ثخانات مختلفة من عاج الأسنان
المؤقتة (دراسة مخبرية مقارنة) //

بَحْثٌ عِلْمِيٌّ أَعَدَّ لِنَيْلِ دَرَجَةِ المَاجستير فِي عُلُومِ طِبِّ الأَسنانِ
اِخْتِصَاصِ طِبِّ أَسنانِ الأَطفالِ

إعداد الباحث

عُبابدة بسام جبور

إشراف

الدكتورة ريم الفارس

مُدَرِّس فِي قِسمِ طِبِّ أَسنانِ الأَطفالِ

كلية طب الأسنان - جامعة حماة

2023 م - 1445 هـ

الكلمات المفتاحية

المصطلح الإنكليزي	المصطلح العربي
Composite	الراتنج المركب
Curing mode	نمط التصليب
Dentin	العاج
Polymerization	التماثر
Primary teeth	الأسنان المؤقتة
Temperature rise	ارتفاع درجة الحرارة

كلمة شكر

أشكر ذاتي ... التي صمدت وقاومت حتى النهاية

ليست حالة من النرجسية

لكنني تساءلت: أسيشكرني أحد في يومٍ ما؟ بالطبع لا

فقلت بذلك أنا ... فعلتها من أجل ذاتي!

الإهداء

"كن مديناً بالحب ... لكل من تقبَّلَكَ كما أنت"

قد تجهل من أكون ... كما أنني قد أجهلك!

لكننا نتشاطر الرغبة بالوصول إلى استنتاج لا يتعدى سطرًا واحد ... بعد عامين من الكتابة والبحث

إليك أيها الزميل، الباحث، الطبيب ... أهدي ثمرة علمي وبحثي

التي نسجتها عقبي ليالٍ مدلهماتٍ طوال

آملًا أن يدفعك فضولك للبحث في المراجع المذكورة، لتكون قناعاتك بنفسك وإن اختلفت مع صفحاتي

الباحث عبادة جبور

شهادة

نشهد بأن العمل الموصوف في هذه الرسالة "تقييم تأثير أنماط التصليب الضوئي للجيل الثاني من أجهزة التصليب LED في التغيرات الحرارية في ثخانات مختلفة من عاج الأسنان المؤقتة (دراسة مخبرية مقارنة)" هو نتيجة بحث علمي قام به الباحث عبادة بسام جبور بإشراف المُدرّسة الدكتورة ريم الفارس وقد تم توثيق المعلومات المُسندة إلى أبحاث أخرى في نص الرسالة.

الأستاذ المشرف

الباحث

الدكتورة ريم الفارس

عبادة بسام جبور



CERTIFICATION

It is hereby certified that the work described in this thesis "Evaluation of the Effect of Light-Curing Modes of Second-Generation LED Curing Units on the Temperature Changes in Various Thicknesses of Primary Teeth Dentin: A Comparative In-vitro Study" is the result of Researcher Obada Bassam Jabbour own investigation under the supervision of Dr. Reem Alfares, and any references or other Researchers' work has been acknowledged in text.

Researcher

Supervisor

Obada Bassam Jabbour

Dr. Reem Alfares



تصريح

أصرح بأن هذا العمل:

"تقييم تأثير أنماط التصليب الضوئي للجيل الثاني من أجهزة التصليب LED في التغيرات الحرارية في ثخانات مختلفة من عاج الأسنان المؤقتة (دراسة مخبرية مقارنة)" لم يُنجز للحصول على شهادة أخرى في هذه الجامعة أو في أي جامعة أخرى أو معهد تعليمي آخر.

الباحث

عبادة بسام جبور



DECLARATION

I declare that the work "Evaluation of the Effect of Light-Curing Modes of Second-Generation LED Curing Units on the Temperature Changes in Various Thicknesses of Primary Teeth Dentin: A Comparative In-vitro Study" has not been submitted concurrently for any other degree.

Researcher

Obada Bassam Jabbour



فهرس المحتويات

X	فهرس المحتويات
XV	فهرس الأشكال
XVI	فهرس الجداول
XVII	فهرس المخططات البيانية
XVIII	جدول الاختصرات
1	المقدمة
4	مراجعة الأدبيات
1-2	Morphological Differences between Primary and Permanent Teeth الاختلافات التشريحية بين الأسنان المؤقتة والدائمة
5	:Teeth
5	1-1-2- التاج Crown
6	2-1-2- الجذر Root
6	3-1-2- اللب Pulp
8	4-1-2- الميناء Enamel
9	5-1-2- العاج Dentin
10	2-2- تأثير الحرارة على اللب السني Effect of Heat on the Dental Pulp
10	1-2-2- الحرارة ودرجة الحرارة Heat and Temperature
11	2-2-2- انتقال الحرارة في الأسنان الدائمة Heat Transfer in Permanent Teeth
14	3-2- الراتنج المركب ضوئي التصلب Light-Cured Composite Resin
15	1-3-2- تركيب الراتنج المركب السني Composition of Dental Composite
16	2-3-2- أنواع الراتنج المركب Types of Composite Resin
17	4-2- تفاعل التصلب الضوئي Light-Curing Polymerization
18	1-4-2- المصطلحات الشعاعية Radiometric Terminology
19	2-4-2- آلية تماثر الراتنج المركب ضوئي التصلب Photopolymerization Mechanism of Light-Cured Composite
19	:Resin
20	3-4-2- درجة تحويل الراتنج المركب Degree of Conversion of Composite Resin
21	1-3-4-2- زمن التصلب Exposure Time
21	2-3-4-2- الإشعاع Irradiance
21	3-3-4-2- الطاقة الكلية Total Energy

23.....: **5-2- أنظمة التصليب الضوئي Light-Curing Systems**

23.....: **1-5-2 نبذة تاريخية لأنظمة التصليب الضوئي في طب الأسنان Brief History of Light-Curing Systems in Dentistry**

24.....: **2-5-2 نظام التصليب الضوئي ثنائي الأقطاب Light-Emitting Diodes (LED)**

24.....: **1-2-5-2 مقدمة عن تطور أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب (LED)**: Introduction about Development of (LED)

25.....: **2-2-5-2 أجيال أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب (LED)**: Generations of (LED)

25.....: **1-2-2-5-2 الجيل الأول من أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب**:

26.....: **2-2-2-5-2 الجيل الثاني من أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب**:

27.....: **3-2-2-5-2 الجيل الثالث من أجهزة التصليب ثنائية الأقطاب**:

28.....: **3-2-5-2 آلية عمل الأجهزة ثنائية الأقطاب (LED)**: Working Mechanism of (LED)

30.....: **4-2-5-2 مميزات أجهزة التصليب ثنائية الأقطاب (LED)**: Advantages of (LED)

30.....: **5-2-5-2 سلبيات الأجهزة ثنائية الأقطاب (LED)**: Disadvantages of (LED)

31.....: **6-2 أنماط التصليب الضوئي Light-Curing Modes**

32.....: **1-6-2 نمط التصليب المستمر Continuous Cure Mode**

33.....: **2-6-2 نمط التصليب التصاعدي (الأسّي) Ramp (Exponential) Cure Mode**

34.....: **3-6-2 نمط التصليب النبضي (المتقطع) Pulse (Intermittent) Cure Mode**

35.....: **4-6-2 نمط التصليب بالبداية الناعمة Soft-Start Cure Mode**

37.....: **5-6-2 نمط التصليب بالنبضة المتأخرة Pulse Delay Cure Mode**

39.....: **7-2 ارتفاع درجة الحرارة الحاصل في سياق عملية التصليب الضوئي Temperature Rise in the Course of Light-Curing**

39.....: **Process**

40.....: **1-7-2 العوامل المتعلقة بالسن Factors Related to the Tooth**

41.....: **2-7-2 العوامل المتعلقة بالراتنج المركب Factors Related to Composite Resin**

43.....: **3-7-2 العوامل المتعلقة بالتصليب الضوئي Factors Related to Photopolymerization**

44.....: **1-3-7-2 آلية ارتفاع درجة حرارة اللب السني الناتجة عن التصليب بالضوء الأزرق**:

44.....: **2-3-7-2 تأثير أجهزة التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة**:

45.....: **3-3-7-2 تأثير الطاقة الكلية للتصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة**:

46.....: **4-3-7-2 تأثير أنماط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة**:

47.....: **الهدف من البحث**

49.....: **مواد وطرائق البحث**

50.....: **1-4 مواد البحث**

- 50..... Filtek Z 250 المركب : 1-1-4
- 50..... المواد الأخرى: 2-1-4
- 51..... الأدوات المستخدمة في البحث: 3-1-4
- 52..... الأجهزة المستخدمة في البحث: 2-4
-
- 52..... جهاز التصلب الضوئي ثنائي الأقطاب نوع JR-CL 17 CLASSIC: 1-2-4
- 53..... جهاز قياس الانبعاث الإشعاعي Radiometer: 2-2-4
- 53..... مقياس درجة الحرارة الرقمي Digital Thermometer: 3-2-4
- 54..... جهاز قياس درجة الحرارة Temperature Test Apparatus: 4-2-4
- 55..... طرائق البحث: 3-4
-
- 56..... العينات الحيوية: 1-3-4
- 56..... معايير التضمين: 1-1-3-4
- 56..... معايير الاستبعاد: 2-1-3-4
- 57..... تحضير العينات: 3-1-3-4
- 58..... التقصي عن صلاحية الجهاز المستخدم في الدراسة: 2-3-4
- 60..... طريقة دراسة ارتفاع درجة الحرارة: 3-3-4
- 60..... التصلب الضوئي الأولي: 1-3-3-4
- 61..... تصلب الراتنج المركب: 2-3-3-4
- 62..... الأشفة وحساب مقدار ارتفاع درجة الحرارة: 3-3-3-4
- 64..... طرائق الدراسة الإحصائية: 4-3-4
- 65..... النتائج
- 66..... نتائج الواسة الأولية: 1-5
- 67..... وصف عينة الواسة: 2-5
- 68..... نتائج واسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة خلال التصلب الضوئي الأولي: 3-5
-
- 68..... الإحصاء الوصفي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصلب الضوئي الأولي: 1-3-5
- 70..... الإحصاء الاستدلالي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصلب الضوئي الأولي: 2-3-5
- 70..... دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصلب الضوئي الأولي بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية: 1-2-3-5
- 70..... دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصلب الضوئي الأولي بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصلب ضوئي على حدئ: 2-2-3-5
- 72.....
- 75..... دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصلب الضوئي الأولي بالنسبة لنمط التصلب الضوئي: 3-2-3-5

4-3-3-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بالنسبة لنمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية على حدئ:	77
4-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:	79
1-4-5- الإحصاء الوصفي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:	79
2-4-5- الإحصاء الاستدلالي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:	81
1-2-4-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية:	81
2-2-4-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدئ:	83
3-2-4-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لنمط التصليب الضوئي:	86
4-2-4-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لنمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية على حدئ:	89
المناقشة	92
1-6- مناقشة الدراسة الأولية (قياسات الانبعاث الإشعاعي):	93
1-1-6- مناقشة نتائج الدراسة الأولية:	93
مناقشة نتائج الدراسة الرئيسية (ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي):	94
2-6- مناقشة مقدار ارتفاع درجة الحرارة:	94
1-2-6- مناقشة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:	94
2-2-6- مناقشة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:	96
3-6- مناقشة تأثير ثخانة العاج المتبقي على ارتفاع درجة الحرارة:	97
1-3-6- مناقشة تأثير ثخانة العاج المتبقي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:	97
2-3-6- مناقشة تأثير ثخانة العاج المتبقي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:	98
4-6- مناقشة تأثير نمط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة:	101
1-4-6- مناقشة تأثير نمط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:	101
2-4-6- مناقشة تأثير نمط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:	102
3-4-6- مناقشة أسباب فعالية أنماط التصليب البديلة في تخفيض ارتفاع درجة الحرارة:	104
الاستنتاجات	107
التوصيات والمقترحات	109
1-8: التوصيات:	110
2-8: المقترحات:	110
الملخص	112
العواجم	115

116.....	التراجع الأجنبية:
134.....	التراجع الويية:
135.....	الملحقات

فهرس الأشكال

5.....	الشكل 1: الاختلافات الشكلية بين الأسنان المؤقتة والدائمة
14.....	الشكل 2: زيادة كثافة القنيات العاجية كلما زاد عمق العاج.
15.....	الشكل 3: تطور الراتجات السنية.
25.....	الشكل 4: الجيل الأول من أجهزة LED
26.....	الشكل 5: مثال على التصميم الداخلي للجيل الثاني من أجهزة LED
29.....	الشكل 6: تحرر طاقة الكترولونات نصف الناقل على شكل فوتون
29.....	الشكل 7: اختلاف اللون الصادر عن أجهزة LED
37.....	الشكل 8: أنماط التصليب الضوئي
51.....	الشكل 9: الراتج المركب المُستخدم في الدراسة
51.....	الشكل 10: الأقراص الفاصلة والحوامل
52.....	الشكل 11: أداة ضبط بُعد جهاز التصليب
54.....	الشكل 12: جهاز التصليب الضوئي JR-CL 17 المُستخدم في الدراسة
54.....	الشكل 13: مقياس الانبعاث الإشعاعي RADIOMETER
54.....	الشكل 14: مقياس درجة الحرارة الرقمي DIGITAL THERMOMETER
55.....	الشكل 15: مخطط ترسمي لجهاز قياس درجة الحرارة
57.....	الشكل 16: تحضير الشريحة العاجية
58.....	الشكل 17: شريحة العاج
58.....	الشكل 18: التأكد من ثخانة الشرائح العاجية بواسطة مقياس السماكة
59.....	الشكل 19: أجهزة التصليب الضوئي التي تم اختبارها
59.....	الشكل 20: التأكد من الانبعاث الإشعاعي لجهاز التصليب الضوئي
63.....	الشكل 21: طريقة قياس ارتفاع درجة الحرارة

فهرس الجداول

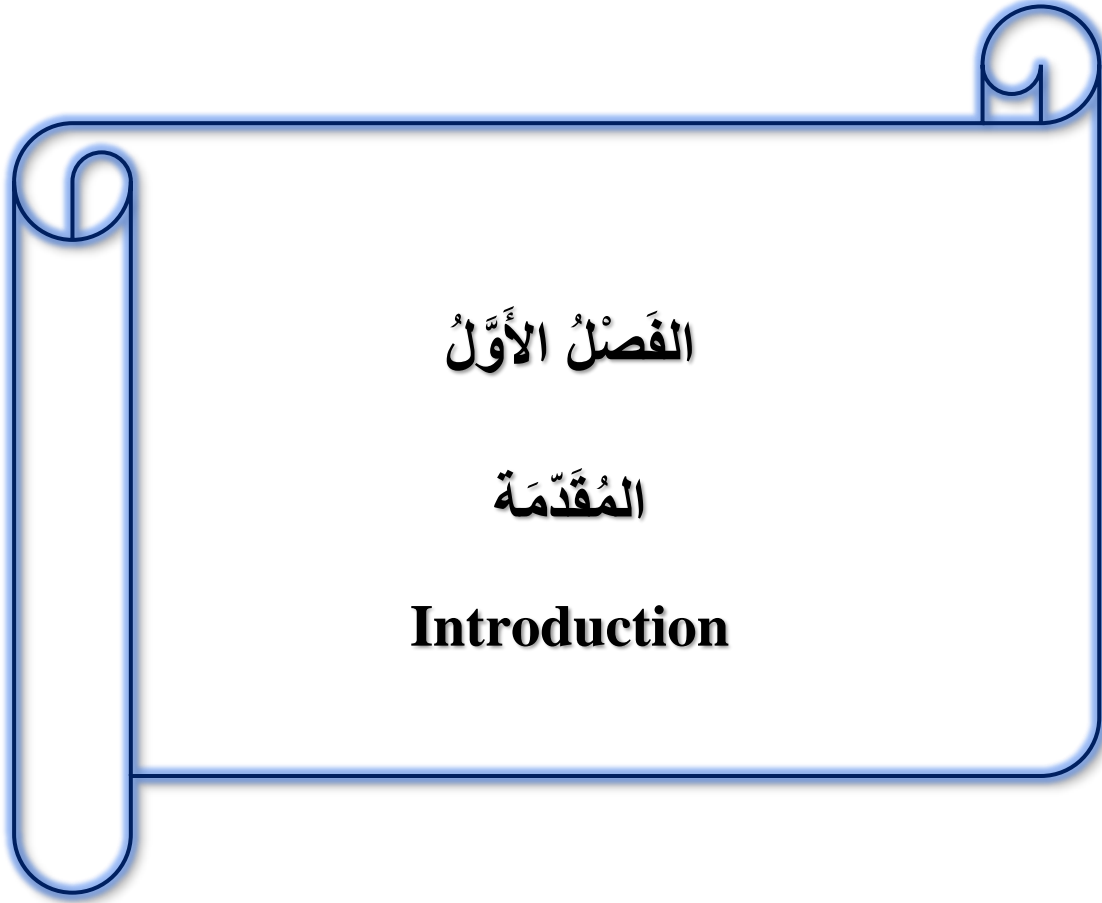
- جدول 1: المصطلحات الشعاعية. 19
- جدول 2: قيم الانبعاث الإشعاعي المقاسة لأجهزة التصليب الضوئي. 66
- جدول 3: توزيع عينة الدراسة. 67
- جدول 4: الإحصاء الوصفي لمجموعات دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي. 69
- جدول 5: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية. 70
- جدول 6: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية. 71
- جدول 7: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدئ. 72
- جدول 8: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل من نمط تصليب. 74
- جدول 9: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط التصليب الضوئي. 75
- جدول 10: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط التصليب الضوئي. 76
- جدول 11: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية. 77
- جدول 12: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط تصليب ضوئي لكل ثخانة عاجية على حدئ. 78
- جدول 13: الإحصاء الوصفي لمجموعات دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب. 80
- جدول 14: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية. 81
- جدول 15: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية. 82
- جدول 16: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدئ. 84
- جدول 17: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل من نمط التصليب المستمر والتصاعدي. 85
- جدول 18: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات نمط التصليب الضوئي. 87
- جدول 19: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة خلال تصليب الراتنج المركب بين مجموعات نمط التصليب الضوئي. 88
- جدول 20: نتائج اختبار تحليل (ONE-WAY ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعات نمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية. 89
- جدول 21: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (TUKEY HSD) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات نمط تصليب ضوئي لكل ثخانة عاجية على حدئ. 90

فهرس المخططات البيانية

-
- 67..... المخطط البياني 1: توزيع عينة الدراسة.
- المخطط البياني 2: المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي حسب نمط التصليب الضوئي لكل ثخانة من الشرائح العاجية.....
- 69.....
- 70..... المخطط البياني 3: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي حسب ثخانة كل شريحة عاجية.....
- المخطط البياني 4: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي حسب ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي.
- 73.....
- 75..... المخطط البياني 5: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي تبعاً لنمط التصليب الضوئي.
- المخطط البياني 6: المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب حسب نمط التصليب الضوئي لكل ثخانة من الشرائح العاجية.....
- 80.....
- 81..... المخطط البياني 7: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب حسب ثخانة كل شريحة من الشرائح العاجية.
- 83..... المخطط البياني 8: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب حسب ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي.
- 87..... المخطط البياني 9: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب تبعاً لنمط التصليب الضوئي.
-

جدول الاختصارات

المصطلح كامل	الاختصار
Camphorquinone	CQ
Celsius	°C
Centimeter	cm
Gram	g
Hour	h
Light Emitting Diodes	LED
Meter	m
Micrometer	µm
Millimeter	mm
Minute	min
Nanometer	nm
Quartz Tungsten Halogen	QTH
Second	s



يُعتبرُ ارتفاع الحرارة (Heat) في اللب السنّي إجهاداً خطيراً قد ينجم عن بعض الإجراءات الترميمية (Kodonas et al. 2009)، حيث أنّ الارتفاع الشديد في درجة الحرارة (Temperature) قد يسبّب ضرراً غير ردود لبّ السنّي (Guiraldo et al. 2008, Park et al. 2010). رغم أنّ كمية الحرارة التي يستطيع اللب السنّي تحملها ما زالت جدلية بين الدراسات (Runnacles et al. 2015, Gross et al. 2020)، سجل (Zach & Cohen) (Zach et al. 1965) أنّ ارتفاعاً قدره (5.5 °C) في درجة حرارة اللب السنّي سبّب تموت (15%) من النسيج في دراسة نُفِذت على أسنان قرود (Macaca Rhesus). بعد عقود، لاحظ (Baldissara) (Baldissara et al. 1997) - في دراسته على الأسنان البشرية الدائمة - أنّ ارتفاع درجة حرارة اللب السنّي بمقدار (11.2 °C) لمدة (3 - 1.5 min) أدى فقط إلى تغيرات التهابية ردودة. فساد اعتقاد بأنّ أذية اللب لا تتعلق فقط بمقدار ارتفاع درجة الحرارة بل بسرعة انتقال الحرارة من العاج إلى اللب والمدة التي ارتفعت خلالها درجة الحرارة (Gross et al. 2020).

اقترحت الدراسات أنّ تصليب ترميمات الراتنج المركب قد يسبّب ارتفاعاً في درجة حرارة اللب السنّي (Jo et al. 2019)، حيث يعمل الانبعاث الإشعاعي (Radiant Emittance) لأجهزة التصليب الضوئي على رفع درجة حرارة الراتنج المركب المتصلّب وكذلك درجة حرارة اللب السنّي (Jakubinek et al. 2017, Baroudi et al. 2009, Runnacles et al. 2015, Kim et al. 2017). على الرغم من اعتبار تفاعل تصليب الراتنج المركب الناشر للحرارة والتعرّض للضوء متورطين في ارتفاع درجة حرارة اللب السنّي (Shortall et al. 1998)، إلا أنّ العامل الأخير يُعتبر الأكثر أهميةً (Kim et al. 2017).


مؤخراً، طُوّرت أجهزة التصليب ثنائيتة الأقطاب عالية القوة (High-powered LED) بانبعاث إشعاعي يتجاوز (1000 mW/cm²)، وأصبح استخدامها روتينياً يومياً في طبّ الأسنان (Hannig et al. 2011, Zöchbauer 1999). ارتفاع الانبعاث الإشعاعي لتلك الأجهزة المطورة زاد القلق حول الحرارة

الناجمة عنها (Jo et al. 2019)، فمن المعلوم أنّ مقدار ارتفاع درجة حرارة الهدف الضوئي يتناسب طردياً مع الانبعاث الإشعاعي لجهاز التصليب الضوئي المصدر للأشعة الضوئية (Asmussen et al. 2005، Gomes et al. 2013, Mouhat et al. 2017).

اقترح أنّ بعض أنماط التصليب الضوئي (Light-curing Modes) كنمط التصليب التصاعدي (Ramp)؛ الذي يعمل على رفع الانبعاث الإشعاعي للأشعة الضوئية تدريجياً (Kanca et al. 2006, al. 1999, Suh et al. 1999, Feng et al. 2006)، أو نمط التصليب النبضي (Pulse)؛ الذي يُطلق الأشعة الضوئية على شكل نبضات، تقلل الأذية الحرارية لللبّ السنّي (Kanca et al. 1999). رغم أنّ الهدف الأساسي من تطوير هذه الأنماط كان إنقاص النقل التصلبي الكلي للراتج المركب (Kanca et al. 1999, Bouschlicher et al. 2000, Chye et al. 2005, Lopes et al. 2008, Ilie et al. 2011, Tauböck et al. 2014).

تحتوي الأدبيات الطبيّة على عدد كبير من الدراسات التي تناولت تأثير أنماط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة حرارة العاج في الأسنان الدائمة، بالمقابل قد يختلف ذلك الأثر على عاج الأسنان المؤقتة بسبب الاختلافات البنيوية والهندسية (Agematsu et al. 2005, Aksoy et al. 2021).

أخيراً، أصبح من الضروري إجراء دراسات خاصة بالأسنان المؤقتة بسبب تزايد استخدام الراتج المركب في ترميمها من جهة (Fuks et al. 2000, Dentistry 2022)، وعدم تقديم الشركات الصانعة لهذه الترميمات لبروتوكولات خاصة بتطبيقها على الأسنان المؤقتة من جهةٍ أخرى (Angker et al. 2004، Uekusa et al. 2006).

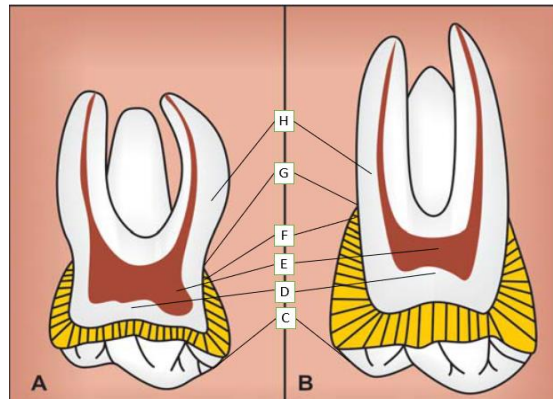


الفصلُ الثاني
مُراجَعَةُ الأدبيات
Literature Review

2-1- الاختلافات التشريحية بين الأسنان المؤقتة والدائمة Morphological Differences between Primary and Permanent Teeth

تختلف الأسنان المؤقتة عن الأسنان الدائمة بعدد من النقاط التشريحية والبنوية، مما يخلق بعض التحديات الخاصة أثناء المعالجات الترميمية (الشكل 1) (Cameron et al. 2013). بالتالي برزت

الحاجة لإجراء دراسات خاصة بالأسنان المؤقتة نظراً لعدم إمكانية الاعتماد على نتائج الدراسات المجرىة على الأسنان الدائمة (Johnsen 1994, Dennison et al. 1997, Sumikawa et al. 1999, Chowdhary et al. 2010, Phulari 2013).



الشكل 1: الاختلافات الشكلية بين الأسنان المؤقتة والدائمة (GV 2010).

A - رعى مؤقتة. B - رعى دائمة. C - ميناء الأسنان المؤقتة أقل ثخانة من ميناء الأسنان الدائمة ولكنه أكثر انتظاماً، D - عاج الأسنان المؤقتة أيضاً أقل ثخانة ولكنه يتوزع بشكل منتظم حول اللب، E - لب الأسنان المؤقتة حجمه أكبر وتمتد القرون اللبية مسافة أطول داخل العاج. F - تتجه المواشير المينائية العنقية في الأسنان المؤقتة إطباقياً أما في الأسنان الدائمة ذروبياً. G - التضيق العنقي في الأسنان المؤقتة أكثر وضوحاً. H - جذور الأسنان المؤقتة نسبياً أطول وأنحف وأكثر تباعداً.

2-1-1- التاج Crown:

تتميز تيجان الأسنان المؤقتة عن الدائمة بعدد من النقاط أهمها:

1- أقصر وأضيق من الأسنان الدائمة (Johnsen 1994, Nelson 2009, Phulari 2013, Dean 2020).

2- لونها مائل إلى الحليبي بينما لون تيجان الأسنان الدائمة مائل للصفرة (Nelson 2009, Phulari 2013).

3- تكون مناطق التماس مسطحة وعريضة مما يتطلب تحضيراً أوسع للحفر الملاصقة مقارنةً مع

الأسنان الدائمة (Johnsen 1994, Nelson 2009).

4- البروز المينائي الدهليزي العنقي من تيجان الأسنان المؤقتة أكثر وضوحاً مقارنةً مع الأسنان

الدائمة، وخصوصاً في الأرحاء الأولى المؤقتة (Johnsen 1994, Nelson 2009, Phulari 2013).

2-1-2- الجذر Root:

تختلف جذور الأسنان المؤقتة عن الدائمة بأنها:

1- تخضع للامتصاص الفيزيولوجي، وذلك غير موجود بالنسبة لجذور الأسنان الدائمة (Johnsen

(1994, Phulari 2013).

2- ضيقة في الاتجاه الأنسي - الوحشي، أما جذور الأسنان الدائمة فتكون أعرض (Johnsen 1994,)

(Nelson 2009, Phulari 2013).

3- جذع الجذور في الأرحاء المؤقتة صغير بسبب التوضع العنقي لمفترق الجذور، بينما في الأسنان

الدائمة يتوضع مفترق الجذور نروباً مما يجعل جذع الجذور أكبر (Nelson 2009, Phulari 2013).

4- تأخذ جذور الأرحاء المؤقتة اتجاهاً متباعداً بدءاً من المنطقة العنقية حتى الذرى وذلك لتستوعب

براعم الضواحك، بينما يغيب هذا التباعد في جذور الأرحاء الدائمة (Johnsen 1994, Nelson 2009,)

(Phulari 2013).

2-1-3- اللب Pulp:

يختلف لب الأسنان المؤقتة عن الدائمة بما يلي:

1- يكون اللب أكبر حجماً نسبةً إلى حجم السن المؤقتة (Nelson 2009, Phulari 2013).

2- يساير محيط الحجرة اللببية في الأسنان المؤقتة الملتقى المينائي العاجي أكثر مما هو عليه في الأسنان الدائمة (Phulari 2013).

3- تقترب القرون اللببية أكثر من الملتقى المينائي العاجي والمحيط الكبير للسن، وتنتهي بذرى دقيقة أكثر من القرون اللببية في الأسنان الدائمة (Johnsen 1994, Phulari 2013).

4- القنوات اللببية في الأسنان المؤقتة أعرض نسبةً إلى عرض الجذر مقارنةً مع القنوات اللببية في الأسنان الدائمة (Rajkumar et al. 2017).

5- تتوضع القنوات اللببية الإضافية في الأسنان المؤقتة في مفترق الجذور أما في الأسنان الدائمة غالباً ما تشاهد في المنطقة الذروية، كما أنّ عددها في الأسنان المؤقتة أكبر من الأسنان الدائمة (Rajkumar et al. 2017).

6- المدة الزمنية اللازمة لتطور لبّ الأسنان المؤقتة أقصر منها في الأسنان الدائمة (Chandra et al. 2010).

7- تحدث شيخوخة اللبّ (Aging) في الأسنان المؤقتة بشكل أسرع من الأسنان الدائمة؛ حيث تحدث في الأسنان المؤقتة بعد اكتمال تطور الجذر وحتى السقوط الفيزيولوجي (7 سنوات و5 أشهر) في حين تستغرق عمراً طويلاً في الأسنان الدائمة (حتى 40 عاماً) (Chandra et al. 2010).

8- التغذية العصبية في لبّ الأسنان المؤقتة أقل منها في الأسنان الدائمة، وبالتالي تنخفض شدة الإحساس بالألم السنّي عند الأطفال (Rajkumar et al. 2017).

على الرغم من ملاحظة تغيرات نسيجية في لبّ الأسنان المؤقتة تبعاً لامتصاص الجذور الفيزيولوجي، مثل زيادة تراكم الخلايا المناعية، وزيادة التروية الدموية، يُعتقد أنّ الأسنان المؤقتة

تحتفظ بقدرتها على الإحساس، والشفاء، والإصلاح حتى في المراحل المتقدمة من امتصاص الجذور
(Rodd et al. 2000, Monteiro et al. 2009).

2-1-4- الميناء Enamel:

يختلف ميناء الأسنان المؤقتة عن الدائمة بأنه:

1- أقل ثخانة (حيث تكون ثخانتها 0.5 – 1 mm حول كامل التاج) (Johnsen 1994, De Menezes Oliveira)

، وقد فُسرَّتْ الثخانة الأقل لميناء الأسنان المؤقتة بأنها (et al. 2010, Arangannal et al. 2012, Phulari 2013)

تتناسب طردياً مع زمن بقاء الأرحاء المؤقتة في الحفرة الفموية (Phulari 2013)، بينما تكون ثخانة

ميناء الأسنان الدائمة أكبر (2 – 3 mm) (Johnsen 1994, Avery et al. 2002, Nanci 2008).

2- عدد المواشير المينائية في الأسنان المؤقتة أقل من الأسنان الدائمة (Gentile et al. 2015).

3- نسبة الأملاح المعدنية في ميناء الأسنان المؤقتة أقل مما يشاهد في ميناء الأسنان الدائمة

، وهذا ما يُفسر تقدم العملية النخرية وتعرضها للسحل بشكل أسرع (Hunter et al. 2000, Bayne 2013).

(Johansson et al. 2001, Wang et al. 2006).

4- قطر بلورات الهيدروكسي أباتيت في ميناء الأسنان المؤقتة أكبر مما هو عليه في الأسنان

الدائمة (Bhaskar 1991).

5- تغطي طبقة الميناء اللاموشورية السطحية السطح الخارجي لميناء معظم الأسنان المؤقتة، في

حين أن هذه الطبقة لا تشاهد سوى في (70%) من الأسنان الدائمة حديثة البروغ. علماً أنها

ستزول بفعل عملية المضغ ولن تشاهد سوى في منطقة الأعناق (Ripa et al. 1966, Phulari 2013).

6- سطح ميناء الأسنان المؤقتة أملس ويحوي على عدد قليل من المناطق غير المنتظمة أما ميناء الأسنان الدائمة لا يملك سطح أملس تماماً، بالإضافة لوجود أثلام (Furrows) مختلفة بالعرض والعمق (Lucchese et al. 2011).

2-1-5- العاج Dentin:

يختلف عاج الأسنان المؤقتة عن الدائمة بأنه:

- 1- أقل ثخانة، حيث تساوي ثخانة العاج في الأسنان المؤقتة نحو نصف ثخانة العاج في الأسنان الدائمة، وهذا يعني أنّ الحفرة المحضرة على الأسنان المؤقتة يجب أن تكون ضحلة (Marshall Jr et al. 1997).
- 2- يتوزع بثخانة منتظمة حول اللب الذي يكون كبيراً بعد بزوغ الأسنان مباشرة ويصبح أصغر مع تقدم العمر (Bhaskar 1991, Johnsen 1994, Nelson 2009, Phulari 2013).
- 3- أشارت العديد من الدراسات إلى أنّ تركيز القنويات العاجية في الأسنان المؤقتة أقل وأقطارها أصغر بالمقارنة مع الأسنان الدائمة في نفس المواقع العامة (Bhaskar 1991, Koutsi et al. 1994, Leonardi et al. 1996, Sumikawa et al. 1999, Shashikiran et al. 2002). إلا أنّ دراسة (Schilke) وآخرون (Schilke et al. 2000) عارضت هذه الفكرة الشائعة، حيث خلصت الدراسة إلى عدم وجود فورق دالة إحصائياً في كثافة أو قطر القنويات العاجية في كل من الأرحاء الثالثة والأرحاء المؤقتة.
- 4- ثخانة العاج بين القنوي في الأسنان المؤقتة أكبر بـ (2 - 5) مرات مما هو عليه في الأسنان الدائمة (Shashikiran et al. 2002).

5- صلابة عاج الأسنان المؤقتة أقل من الأسنان الدائمة (Yi et al. 2020)، لأنَّ تركيز الكالسيوم والفسفور في كل من العاج حول وبين القنوي في الأسنان المؤقتة أقل من الأسنان الدائمة (Hirayama 1990, Kinney et al. 1996, Shashikiran et al. 2002, Phulari 2013).

6- تأخذ القنيات العاجية في الأسنان الدائمة مساراً منحنياً على شكل حرف (S) بينما تملك معظم القنيات في الأسنان المؤقتة مساراً مستقيماً (Chowdhary et al. 2010)، والذي يُعتبر أحد العوامل المسؤولة عن تقدم العملية النخرية بشكل أسرع في الأسنان المؤقتة (Bordin-Aykroyd et al. 1992, Chowdhary et al. 2010).

2-2- تأثير الحرارة على اللب السنّي :Effect of Heat on the Dental Pulp

2-2-1- الحرارة ودرجة الحرارة :Heat and Temperature

اعتُقدَ قديماً أنَّ الحرارة (Heat) عبارة عن سائل شفاف لا وزن له ينتقل من الأجسام الساخنة إلى الأجسام الباردة وأُطلقَ عليه (Calori). ظلَّ هذا الاعتقاد سائداً حتى إعلان القانون الأول في الديناميكا الحرارية "نظرية مصونية الطاقة" في منتصف القرن التاسع عشر (Buchholz et al. 2004, Lienhard et al. 2019).

تُعرّف الحرارة (Heat) بأنّها كمية الطاقة الحرارية (Thermal Energy) في المادة وتمثل مجموع الطاقة الحركية للجزيئات (Callen 1985) وتُقاس بوحدة الجول (J) (Howells 2015). بينما تُعرّف درجة الحرارة (Temperature) بأنّها قياس التغيرات الحرارية لجزيئات المادة وميلها لاكتساب أو فقدان الحرارة نسبةً إلى محيطها (Zezell et al. 2011)، أي أنّها مقياس فيزيائي يعبر عن متوسط الطاقة الحركية لجزيئات المادة (Howells 2015).

طور العالم السويدي (Anders Celsius) مقياساً لتحديد مقدار الدرجة الحرارية للجسم عام (1736) وأطلق عليه المقياس المئوي (Centigrade Scale)، نظراً لأنه قسم النقاط بين غليان الماء وتجمده إلى (100) درجة، اعتمدَ (Celsius) القيمة (0 °C) كدرجة غليان الماء والقيمة (100 °C) كدرجة تجمده عند سطح البحر. تم عكس المقياس في بدايات القرن التاسع عشر وأطلق عليه (مقياس Celsius). عام (1948) اعترف المؤتمر التاسع للمقاييس والأوزان رسمياً بإمكانية استخدام مقياس (Celsius) في تحديد قيم الحالات الحرارية المختلفة للمادة (Zezell et al. 2011, Howells 2015).

2-2-2- انتقال الحرارة في الأسنان الدائمة Heat Transfer in Permanent Teeth:

تتألف السن من أنسجة متخصصة ذات كثافة وصلابة متفاوتة تسمح لها بتحمل القوى الإطباقية (Wright 2000). تُشكل المينا والعاج والملاط البنية الصلبة للسن، وهي تتألف بشكل رئيسي من بلورات الهيدروكسي أباتيت (Gwinnett 1992, Pereira et al. 2008). تبلغ نسبة البنى المعدنية (96%) من وزن المينا، وتؤلف بنية موشورية متشابكة عالية التنظيم. أما العاج فتبلغ نسبة بناه المعدنية (70%) ومكوناته العضوية (20%) وزناً مرتبة على شكل قُنَيَات مملوءة بالسوائل، إضافةً إلى الماء بنسبة (10%) (Abrahams et al. 1995, Zohrabian et al. 2015, Morris et al. 2022).

على عكس المواد الهندسية، إنَّ انتقال الحرارة في البنى السنّية عملية معقدة (Panas et al. 2003)؛ نظراً لاقتنائها بالعمليات الفيزيولوجية السنّية (تدفق السائل العاجي (Pashley et al. 1996, Linsuwanont et al. 2007)، والتدفق الدموي اللبّي (Goodis et al. 2000)). تختلف الخصائص الفيزيائية - الحرارية للأسنان بين بناها المختلفة (المينا، والعاج)، كما تتعلق ببنيتها المجهرية (Langeland 1961, Kishen et al. 2000). وبما أنَّ البنى المعدنية هي الأكثر قدرةً على نقل الحرارة يُعتبر المينا أكثر قدرةً على نقل الحرارة من العاج (Srimaneepong et al. 2002).

تُسهّم الناقلية الحرارية المنخفضة للعاج (0.363 W/m.K) في حماية النسيج اللبّي من الأضرار الحرارية (Figueiredo de Magalhães et al. 2008, Kivanç et al. 2012)، إلا أنّ محتواه المائي يزيد من قدرته على تخزين الحرارة مما يؤدي إلى استمرار زيادة درجة حرارة اللبّ حتى بعد توقف مصدر الحرارة بسبب انتقال الحرارة ضمن نسيج السن نفسها (Runnacles et al. 2015). على الرغم من أنّ العاج لديه قيم ناقلية حرارية منخفضة، لكنه يقدم خطورة أكبر على اللبّ السنّي في الحفر العميقة (Figueiredo et al. 2011, de Magalhães et al. 2008, da Silva et al. 2010, Zezell et al. 2011)؛ لأنّ كثافة القنّيات العاجية تكون أكبر كلما زاد عمق العاج، حيث أنّ زيادة قطر وعدد القنّيات العاجية قرب اللبّ السنّي تعني زيادة القدرة على نقل الحرارة إلى اللبّ (Yazici et al. 2006) (الشكل 2).

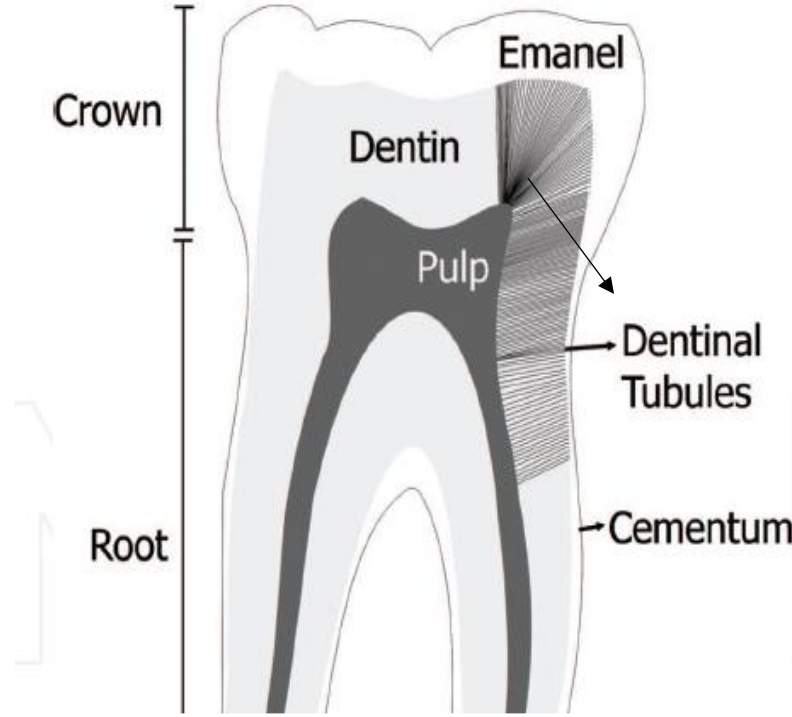
يشكل اللبّ البنية الرخوة من نسيج السن. تسهّم التروية الدموية العالية للّب السنّي بجعل هذا النسيج عرضة للتغيرات الحرارية بشكلٍ كبير (Zezell et al. 2011)، لذلك اعتُبرت الحرارة عاملاً رئيسياً في حدوث الأذيات اللبّية (Mjör 2002, Gross et al. 2020).

لكن مقدار ارتفاع درجة الحرارة الذي يستطيع اللبّ تحمله ما يزال موضع جدل بين الباحثين حتى الآن (Powell et al. 1993, Stewardson et al. 2004, Felix et al. 2007, Millen et al. 2007, Szalewski et al. 2021)؛ بسبب تعقيد الديناميكا الحرارية وندرة البيانات التجريبية الدقيقة والموحدة حول الخصائص الفيزيائية - الحرارية للنسج السنّية الصلبة (Simeral 1951, Phillips et al. 1956, Talebi et al. 2014). توصل الباحثان (Zach & Cohen) في دراستهما الشهيرة عام (1965) (Zach et al. 1965) - التي أُجريت على أسنان القرود (من فصيلة *Macaca Rhesus*) - إلى أنّ (5.5°C) هي القيمة الحدية الآمنة لارتفاع درجة حرارة اللبّ دون أن يصاب بأذيات لبّية غير ردودة، حيث أنّ ارتفاع درجة حرارة اللبّ لأكثر من هذه القيمة الحدية أدى إلى حدوث التهاب غير ردود في (40%) من الأسنان وفقدان تام للحويّة في

(15%) من أسنان قرود (Macaca Rhesus) التي تمت عليها الدراسة، رغم أنّ هذه القيمة قد سُجّلت مسبقاً من قبل الباحثين (Pohto & Scheinin) (Pohto et al. 1958)؛ الذين اقترحوا أنّ درجة (42 – 42.5 °C) هي القيمة الحدية للتغيرات الالتهابية الردودة في لبّ الأسنان الأمامية عند الفئران. تبنت العديد من الدراسات اللاحقة هذه النتيجة واعتمدها كقيمة معيارية (Uysal et al. 2005, Guiraldo et al. 2008, Tosun et al. 2008, Atai et al. 2009, Dogan et al. 2009, Lipski et al. 2020)، غالباً بسبب نقص الدراسات البشرية المشابهة (Gross et al. 2020).

من النقاط الواجب أخذها بعين الاعتبار: بروتينات الإجهاد (Stress Proteins) (Uhl et al. 2006)؛ عندما تتعرض الخلايا إلى درجة حرارة مرتفعة تزيد من تصنيع بروتينات تُعرّف باسم بروتينات الإجهاد أو بروتينات الصدمة الحرارية، والتي تمنح الخلايا مزيداً من المقاومة (Tissières et al. 1974). وأيضاً، إنّ مقدار الدوران الدموي اللبّي يزداد عندما ترتفع درجة حرارة اللبّ السنّي (فوق 42°C) مما يزيد من تأثير الدم كمُصرف للحرارة (Raab 1992).

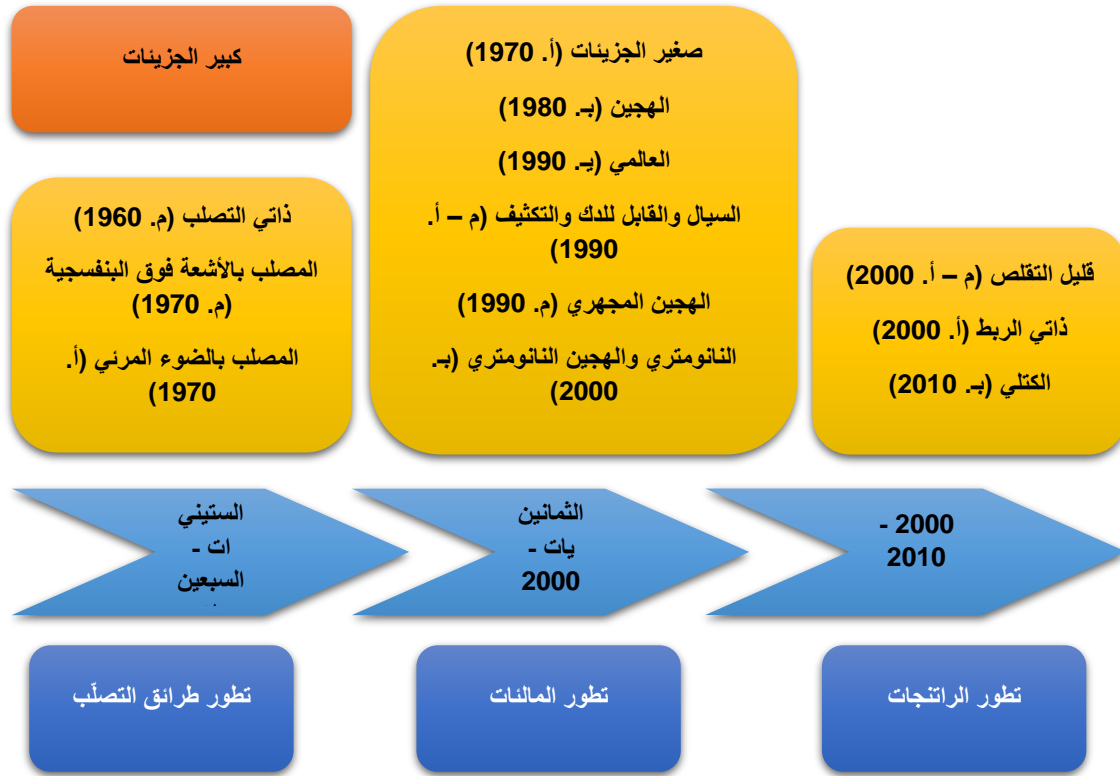
بيّن (Gross) في دراسته على أسنان البشر عام (2020) (Gross et al. 2020) أنّ كمية الحرارة التي يتلقاها اللبّ السنّي في واحدة الزمن ستلعب دوراً في تحديد درجة الإصابة اللبّية، حيث لاحظ أنّ تعريض اللبّ السنّي لأجهزة التصليب الضوئي التقليدية سينشط الألياف العصبية (Δ) التي لا تملك تأثيراً كبيراً على تدفق الدم، بينما تعريض اللبّ لأجهزة التصليب التي يبلغ زمن تصلبها (1 s) قد يؤدي إلى نزف داخل اللبّ بسبب تنشيط الألياف العصبية (C).



الشكل 2: زيادة كثافة القنوات العاجية كلما زاد عمق العاج (Zezell et al. 2011).

2-3- الراتنج المركب ضوئي التصلب Light-Cured Composite Resin:

أنتج (BOWEN) عام (1959) الراتنج المركب المملوء (Bis-GMA) (Bowen 1963)، وعرف عنه في مقالته الشهيرة عام (1963) التي اعتبرت نقطة تحول في تاريخ الراتنج المركب مع العلم أنه لم يستخدم مصطلح (الراتنج المركب - Composite) الذي لم يكن قد ظهر بعد (Bayne 2013). منذ ذلك الوقت، شهد الراتنج المركب تطوراً كبيراً خلال ثلاث فترات زمنية (المخطط 1)؛ حيث تحسنت خصائصه الفيزيائية والكيميائية (Osborne et al. 1973, Lutz et al. 1983, Chen 2010, Melander et al. 2011, Takahashi et al. 2017, Jin et al. 2014, Miletic et al. 2017, Aguiar et al. 2005). مما جعله المادة الترميمية الأكثر انتشاراً (et al. 2011, Jin et al. 2014, Miletic et al. 2017, Aguiar et al. 2005). بسبب زيادة المتطلبات التجميلية للمرضى (Dionysopoulos et al. 2021)، وزيادة الوعي حول مخاطر الأملغم (Burke 2004, Ferracane 2011, Smith et al. 2023). حيث أن طب الأسنان الأكثر محافظة قد تم تحقيقه عندما استخدمت المواد المصلبة ضوئياً (Peumans et al. 1997).



الشكل 3: تطور الراتنجات السنية.

ب. بداية؛ م. منتصف؛ أ. أواخر

2-3-1- تركيب الراتنج المركب السنّي Composition of Dental Composite

يتألف الراتنج المركب السنّي من ثلاث مكونات أساسية: الراتنج العضوي، والمالمات غير العضوية، والمادة المزوجة (Miletic 2018)، كما قد يحوي على عدد من المركبات المضادة للجراثيم مثل: أكسيد الزنك، الهامة الأخرى مثل: المبدئات (Lima et al. 2019, Pratap et al. 2019, Kowalska et al. 2021)، والمثبطات، أو كلور الهيكسيدين، أو الفلورايد (Schneider et al. 2019, Arun et al. 2020, Yang et al. 2021).

2-3-2- أنواع الراتنج المركب Types of Composite Resin:

2-3-2-1- تصنيف الراتنج المركب حسب حجم الجزيئات المائنة:

تُضاف المائئات إلى القالب الراتنجي بأحجام مختلفة لزيادة مقاومة الحت وتحسين الصلابة وتقليل التقصص التصليبي (Habib et al. 2018, Rodríguez et al. 2019, Haugen et al. 2020, Koenig et al. 2021, Nikolaidis et al. 2021)، حيث يلعب حجم المائئات دوراً مهماً في درجة التحويل وعمق التصلب (Turssi et al. 2020). بالتالي، يمكن أن يُصنّف الراتنج المركب اعتماداً على حجم المائئات إلى أربعة أصناف رئيسية: كبير الجزيئات، ذو الجزيئات المجهرية، ذو الجزيئات النانومترية، والهجين (Ganapathy et al. 2016, Dentistry 2020, Dikova et al. 2021, Rithanya et al. 2021).

عندما أُدخل الراتنج المركب الهجين إلى السوق كان هناك اختلاف بين الراتنج المركب المُستخدَم في ترميم الأسنان الخلفية والأسنان الأمامية، جرت عدة محاولات لتقليل هذه الهوة حتى أُنتج الراتنج المركب العالمي (Universal Composite) في بداية التسعينيات - الذي دُعِيَ لاحقاً بالراتنج المركب الهجين المجهر (Microhybrid) - والذي استُخدِم لترميم الأسنان الخلفية والأمامية على حدٍ سواء (Miletic 2018). بعد ظهور تقنية النانو أصبحت الشركات الصانعة تضيف المائئات النانومترية إلى راتنج مركب يحتوي مائئات أكبر حجماً مما أدى لظهور صنف جديد عُرف بالراتنج المركب الهجين النانومتري (Dikova et al. 2021).

2-3-2-2- تصنيف الراتنج المركب حسب اللزوجة:

وأيضاً يوجد تصنيف آخر حسب خصائص التعامل (Handling) (Miletic 2018): الراتنج المركب السيال (Flowable) الذي صُمم ليلائم المناطق صعبة الوصول بسبب لزوجته المنخفضة الناتجة عن تخفيض نسبة المائئات (Schultz et al. 2010)، والراتنج المركب القابل للدك والتكثيف

(Packable) كبديل عن الأملغم لترميم الأسنان الخلفية بنسبة مائتات تصل حتى (85%) وزناً

(Rasines Alcaraz et al. 2014).

2-3-2-3- تصنيف الراتنج المركب حسب نوع قالب الراتنجي:

أما حسب تركيب قالب الراتنجي فنجد، إضافةً للراتنج المركب التقليدي، الراتنج المركب قليل التقلص (Low-shrinkage) الذي يحوي على وحيدات تماثر (Silorane) (Fallahzadeh et al. 2018). أظهرت الدراسات المخبرية أنّ هذا الراتنج المركب يبدي تقلصاً مشابهاً أو أقل بقليل من الراتنج المركب التقليدي (Aleixo et al. 2014). كما نجد الراتنج المركب ذاتي الربط (Self-adhesive)، الذي طوّر بغرض تبسيط إجراءات التطبيق السريري، عن طريق إضافة زمر حمضية إلى وحيدات التماثر للاستغناء عن تطبيق نظام الربط (Kucukyilmaz et al. 2015, Pinna et al. 2015). وأخيراً ظهر الراتنج المركب الكتلي (Bulk-fill Composite) عام (2010) الذي يُقسم إلى مجموعتين: الراتنج المركب الكتلي السيلال (Flowable)، والراتنج المركب الكتلي القابل للنحت (Sculptable) الذي يسمح بترميم الحفرة دفعة واحدة (Miletic 2018, Bin Nooh et al. 2021).

2-4-2- تفاعل التصلب الضوئي Light-Curing Polymerization:

بعد سنوات قليلة من إدخال الراتنج المركب ذاتي التصلب إلى طب الأسنان، أنتج الراتنج المركب ضوئي التصلب والذي يعتمد على الطاقة الكهربائية المشعة (الضوء) في اختراق وحيدات التماثر القابلة للتصلب ضوئياً (Ritter et al. 2019).

2-4-1- المصطلحات الشعاعية Radiometric Terminology:

حتى نستطيع فهم خصائص التصلب الضوئي للراتنج المركب يجب أن يتم فهم المصطلحات الشعاعية المستخدمة. مصطلحات مثل (الشدة Intensity) ليست مُعتمَدة من قبل نظام الوحدات العالمي (The International System of Units-SI) ولا يجب أن تُستخدم (Ritter et al. 2019).

لا يسجل المصنعون والباحثون قيم الإشعاع الضوئي الكهربائي بشكل موحد (Price et al. 2015)، على سبيل المثال، أطلق بعض المؤلفين مصطلح الإشعاع (Irradiance) على كمية التدفق المشع (Flux) الذي تتلقاه وحدة المساحة بينما استخدم آخرون مصطلح الشدة الضوئية (Light Intensity) للإشارة لذات المفهوم (Beolchi et al. 2015). القياسات غير الدقيقة والتسجيل غير الدقيق لن يؤدي إلى ارباك فقط بل إلى نشر غير مقصود لمعلومات خاطئة (Kirkpatrick 2005).

وهنا يجب أن نُفرّق بين علم قياس الإشعاع (Radiometry)؛ وهو العلم الذي يهتم بدراسة الإشعاع البصري (Optical Radiation) ويشمل الأشعة فوق البنفسجية وتحت الحمراء على الطول الموجي (0.01–1000 μm) (الجدول 1) (Jenkin et al. 2021). وعلم القياس الضوئي (Photometry) الذي يدرس الأشعة الضوئية التي تراها العين البشرية فقط، على الطول الموجي (360 – 830 nm). عموماً في التصليب الضوئي للراتجات المركبة يهتما القياس الإشعاعي، بناءً على ذلك يجب تجنب استخدام وحدات القياس الضوئي ومصطلحاتها عند مناقشة التصليب الضوئي، التي تُستخدم عند دراسة المظهر المرئي للترميمات الراتنجية (Kirkpatrick 2005, Hasanain et al. 2021).

جدول 1: المصطلحات الشعاعية.

المصطلح	وحدة القياس	ملاحظات
الطاقة الإشعاعية	الجول	كمية الطاقة الصادرة من المصدر.
Radiant Energy	J	
قوة الإشعاع (التدفق)	الواط	يعبر عن كمية الطاقة المشعة (Radiant Energy) التي يتم إيصالها بوحدة الزمن.
Radiant Power (Flux)	W*	
التعرض الإشعاعي	J/cm ²	يصف كمية الطاقة التي تتلقاها وحدة المساحة. يوصف أحياناً عن طريق الخطأ بكثافة الطاقة.
Radiant Exposure		
الإخراج الإشعاعي (الانبعاث)	W/cm ² *	يصف كمية التدفق المشع أو القوة المشعة الصادرة من سطح معين، على سبيل المثال رأس جهاز التصليب الضوئي.
Radiant Exitance (Emittance)		
الإشعاع Irradiance	W/cm ² *	يصف كمية التدفق المشع أو القوة المشعة التي تتلقاها وحدة المساحة وهي قيمة متوسطة على مساحة السطح.
Irradiance		
كثافة الطاقة	J/cm ³	تصف كمية الطاقة المختزنة في وحدة الحجم.
Energy Density		

المصدر: (Miletic 2018)

* تُستخدَم وحدة الملي واط (mW) عوضاً عن الواط (W) تماشياً مع صغر ناتج أجهزة التصليب الضوئي في طب الأسنان وصغر حجمها.

2-4-2- آلية تماثر الراتنج المركب ضوئي التصلب Photopolymerization :Mechanism of Light-Cured Composite Resin

يعتمد التصلب الضوئي على تفاعل الإشعاع الكهرطيسي والمادة لتشكيل الجذور الحرة (Ritter et al. 2019). يتم إثارة الراتنج المركب عند تعرّضه إلى ضوء بطول موجي مناسب، مما يؤدي إلى توليد جذور حرة (Free Radicals) تحتوي على إلكترونات حرة غير متزاوجة قادرة على التفاعل مع الرابطة الكربونية المضاعفة (C=C) الموجودة على وحيد التماثر الراتنجي (المونومير)، وبذلك يتشكل زوج إلكتروني مع أحد الإلكترونات الخاصة بالرابطة المضاعفة، وتتحول هذه الرابطة المضاعفة بدورها إلى جذر حر قادر على التفاعل مع جزيء مونومير آخر (Caughman et al. 1995, Mills et al. 1999). تُسمى هذه العملية: التماثر (Polymerization) أو التحويل (Conversion)، وهي التي تؤدي في نهاية تفاعل التصليب الضوئي إلى تصلب الراتنج المركب

(Dauvillier et al. 2000, Stansbury 2000). وعلى الرغم من أنّ النسبة الأكبر من عملية التحويل تحدث خلال

التصليب الضوئي، إلا أنّها تستمر حتى بعد توقفه (Dauvillier et al. 2000, Stansbury 2000).

بالنسبة للراتنجات المركبة السنية ضوئية التصليب، فإنّه يُستخدم معها الضوء الأزرق لإثارة مبدئ التماثر، وذلك لأنّه يمتاز بطيف موجي واسع يقع بين (380 – 520 nm) من طيف الضوء المرئي، وهو بذلك يتوافق مع طيف الامتصاص الخاص بكل من المبدئ الرئيسي (الكامفركينون CQ) ومبدئات التماثر المساعدة - إن وُجِدَتْ - ويستطيع إثارتها جميعاً (Mills et al. 1999, Dunn et al. 2002).

2-4-3- درجة تحويل الراتنج المركب Degree of Conversion of Composite Resin

تُعرّف درجة التحويل بأنّها النسبة المئوية لروابط الكربون المضاعفة في وحيدات التماثر (Monomers) المتحوّلة إلى روابط كربون أحادية في عديدات التماثر (Polymers)، أو بكلماتٍ أخرى تعبر عن عدد وحيدات التماثر التي تحولت إلى عديدات تماثر (Yoon et al. 2002). تُعتبر درجة التحويل المرتفعة ميزة هامة للراتنجات المركبة كونها تسهم في تحسين الخصائص الكيميائية والميكانيكية للراتنج المركب المتصلّب (Peutzfeldt 1994) مثل القساوة، ومقاومة السحل، والاستقرار اللوني، والتقبل الحيوي، وبالتالي تُعدّ العوامل السابقة مساهمة في إطالة عمر الترميم (Burgess et al. 2002, Price et al. 2009, Borges et al. 2013). لا تتجاوز درجة تحويل راتنجات الميثاكريلات (70%) في درجة حرارة الغرفة نظراً لأنّ الجذور الحرة تبقى محاصرة في شبكة عديدات التماثر المتشكلة (Miletic 2018).

تتأثر درجة التحويل بعدة عوامل، أهمها (Tarle et al. 1998, Turssi et al. 2005, Miletic et al. 2012).

2-4-3-1- زمن التصليب Exposure Time:

يُعتبر زمن التصليب عاملاً حاسماً لضمان الحصول على تصليب فعال للراتنج المركب (Rencz et al. 2012). في الظروف المثالية تحتاج طبقة من الراتنج المركب بسمك (2 mm) - عند استخدام جهاز تصليب بانبعثات (1000mW/cm²) ورأس بقطر (8 - 10 mm) - إلى (20 s) حتى تتصلب، حيث ستبلغ الطاقة الكلية (20 J/cm²) (Szalewski et al. 2023). أما أوقات التصليب القصيرة فينتج عنها درجة تحويل أقل (Durner et al. 2012, Wydra et al. 2014, Selig et al. 2015, Assaf et al. 2020, Balagopal et al. 2021)، حتى وإن بلغت الطاقة الكلية القيمة ذاتها بسبب زيادة الإشعاع (Uctasli et al. 2005, Esmaeili et al. 2014).

من المهم تجنب زيادة زمن التصليب بشكل تعسفي - خاصةً عند استخدام أجهزة التصليب الضوئي ذات الانبعثات الإشعاعي المرتفع - للتأكد من التصليب الجيد للراتنج المركب دون الأخذ بعين الاعتبار الأضرار الحرارية التي قد تلحق باللُّب السنِّي (Baroudi et al. 2009, Leprince et al. 2010).

2-4-3-2- الإشعاع Irradiance:

يُسمى أيضاً بالشدة الضوئية (Beolchi et al. 2015). تختلف قيمة الإشعاع من باحث لآخر، إلا أنها تبلغ على الأقل (300 mW/cm²) حسب المنظمة الدولية للمعايير (ISO) (STANDARD 2018). وجدت بعض الدراسات تناسب طردي بين الإشعاع والخصائص الميكانيكية للراتنج المركب، حيث أنَّ الإشعاع الأكبر ينشط عدداً أكبر من جزيئات مُبدئ التماثر في الوقت نفسه، مما يزيد من مقدار عديدات التماثر المتكونة في الراتنج المركب (Halvorson et al. 2003, Carvalho et al. 2012).

2-4-3-3- الطاقة الكلية Total Energy:

عبارة عن مفهوم ترابطي (Gritsch et al. 2008) يُستخدم للإشارة إلى أنَّ عملية التصليب الضوئي تعتمد على عاملين: الإشعاع، وزمن التصليب (Halvorson et al. 2002). اعتُبرت من قبل بعض الدراسات

أنها العامل الأكثر أهمية لتحقيق درجة تحويل مناسبة وبالتالي خصائص ميكانيكية جيدة للراتنج المركب (Bortolotto et al. 2013).

تُعرّف الطاقة الكلية (التعرض الإشعاعي) (Leprince et al. 2011): بأنها حاصل ضرب الإشعاع (mW/cm^2) بزمن التصليب (s) مقسماً على (1000)، وتُقَدَّر بوحدة (J/cm^2) (Roulet et al. 2014, Beolchi et al. 2015). يشير هذا المفهوم لوجود علاقة عكسية بين زمن التصليب والإشعاع؛ فإذا أردنا الحصول على تصليب فعّال لكتلة من الراتنج المركب خلال زمن قصير لابد من زيادة الإشعاع (Correr et al. 2005, Samaha et al. 2017, Slack et al. 2020)، وهذا ما عُرفَ بقانون التعرض التبادلي (Exposure Reciprocity Law) (Bortolotto et al. 2013).

نكرت الأدبيات العلمية اختلافات كبيرة في كمية الطاقة الكلية المطلوبة لإحداث تصليب فعّال للراتنج المركب، لكنها عموماً تتراوح بين ($12-24 J/cm^2$) (Fan et al. 2002, Fróes-Salgado et al. 2009). من النواحي الهامة التي يجب مراعاتها:

- التأكد من أنّ رأس جهاز التصليب ثابتاً فوق سطح الترميم خلال دورة التصليب لذلك يجب أن يغطي الرأس الترميم كاملاً (Miletic 2018). ففي حال وجود ترميمين متجاورين يجب أن يُصَلَّب إحداهما أولاً ثم يتم الانتقال إلى الترميم الآخر، ولا يجب إطلاقاً محاولة نقل رأس جهاز التصليب بينها خلال دورة التصليب لأنّ كلاهما لن يتلقيا الطاقة الكلية المناسبة (Torres 2020).
- تخفيض المسافة بين رأس التصليب والترميم؛ فكلما ازدادت المسافة ازداد تشتت الضوء وبالتالي انخفضت قيمة الإشعاع بسبب نقص عدد الفوتونات الواصلة إلى سطح الترميم (Price et al. 2000, Ritter et al. 2019). حيث يتناسب مقدار تشتت الضوء عكساً مع مربع المسافة أي إذا ازدادت المسافة إلى الضعف انخفضت قيمة الإشعاع إلى الربع (Scotti et al. 2020).

2-5- أنظمة التصليب الضوئي Light-Curing Systems:

2-5-1- نبذة تاريخية لأنظمة التصليب الضوئي في طب الأسنان Brief History

:of Light-Curing Systems in Dentistry

بدأت أنظمة التصليب الضوئي بالضوء غير المرئي عام (1970) عبر نظام التصليب الضوئي بالأشعة فوق البنفسجية (Filipov et al. 2006)، ولكنه استُبدل سريعاً بالتصليب الضوئي المرئي عام (1972) (Stansbury 2000, Rueggeberg 2011)، بسبب الأضرار الصحية للأشعة فوق البنفسجية لكل من المريض والطبيب (Lippke et al. 1981)؛ كحروق قرنية العين (Cook 1980, Stansbury 2000, Albers 2002)، والتغيرات المحتملة في النبيت الجرثومي للفم أيضاً (Craig 1981, Main et al. 1983).

كان أول نظام تصليب بالضوء المرئي هو نظام التصليب الضوئي الهالوجيني (QTH) والذي بقي متفرداً في تصليب الترميمات الضوئية لفترة طويلة (Hervás García et al. 2006, Rueggeberg 2011)، نظراً لقدرته على تصليب كافة مبدئات التماثر (Malhotra et al. 2010, Boksmann et al. 2012) إضافة لانخفاض ثمنها (Christensen 2004). إلا أن أجهزة (QTH) لديها العديد من المساوئ (Bagis et al. 2008)، أهمها: الحرارة المرتفعة الصادرة داخل الجهاز وعند رأس الموجه الضوئي (Knežević et al. 2001)، والتي تؤدي إلى ارتفاع درجة حرارة اللب السنّي (Hofmann et al. 2002, Aravamudhan et al. 2006).

طُوِّر لاحقاً نظام التصليب الضوئي الهالوجيني عالي الأداء (High Performance Halogen Curing Light) الذي مَكَّن من تصليب الراتنج المركب بوقت أقل من نظام التصليب الضوئي الهالوجيني التقليدي بدون أن يؤثر ذلك على قساوة الراتنج أو على النقل التصليبي (Christensen 2004).

دخل ليزر الأرجون حيز الاستخدام في العام (1994) (Cobb et al. 1996)، وتميز بقدرته على تحفيز (CQ) (Fleming et al. 1999, Malhotra et al. 2010, Radzi et al. 2018)، إضافة لعدم هدره للطاقة أو

إصداره أطوال موجية غير مرغوب بها (Fleming et al. 1999, Hammouda et al. 2013). ومن ثم اقترح (Mills) في عام (1995) (Mills 1995) استخدام أنصاف النواقل في إصدار الضوء الأزرق من أجل تصليب الترميمات التجميلية عبر أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب.

قدّم المصنعون عام (1998) تقنية جديدة في إصدار الضوء باستخدام غاز الكزينون، أدى هذا إلى ظهور أجهزة التصليب الضوئي بقوس البلازما (Plasma Arc) التي تميزت باختصار زمن التصليب الضوئي إلى (3-5 s) (Albers 2002, Christensen 2004, Malhotra et al. 2010, Radzi et al. 2018). ظهرَ الجيل الأول من أجهزة التصليب ثنائية الأقطاب (LED) عام (1999)، واستمرت الأبحاث والتطويرات على هذا النظام بتسارع كبير حتى ظهر الجيل الثاني منه مع بداية عام (2003)، وسرعان ما ظهر الجيل الثالث عام (2004) (Leonard et al. 2007).

2-5-2- نظام التصليب الضوئي ثنائي الأقطاب Light-Emitting Diodes (LED):

2-5-2-1- مقدمة عن تطور أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب Introduction about Development of (LED):

في بداية تسعينيات القرن الماضي حدث تطور كبير في مجال التصليب الضوئي في طب الأسنان حيث أدخل (Mills) (Mills et al. 1999) تقنية أنصاف النواقل (Semiconductor) إلى الاستخدام السريري، بهدف التغلب على مساوئ أجهزة (QTH) (Mills 1995, Price et al. 2003). تميزت مصابيح (LED) بإنتاجها لوناً واحداً من الضوء فقط ومقدار قليل جداً من الحرارة (El-Mowafy et al. 2007, Radzi et al. 2018)، علاوةً على عمرها الطويل وخفة وزنها (Miletic 2018) مما جعلها تقنيةً واعدة في مجال التصليب الضوئي منذ ذلك الحين (Mills 1995, Price et al. 2003).

2-2-5-2- أجيال أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب (LED) Generations of:

2-2-5-2-1- الجيل الأول من أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب:

تألفت أجهزة الجيل الأول من مجموعة من الصفائح (Cans) ثنائية الأقطاب المفردة، وقرص موشوري، وموجه ضوئي (الشكل 4). امتازت أجهزة هذا الجيل بانبعثات إشعاعي منخفض، مما جعلها لا تقدم ذات الأداء المرضي لأجهزة التصليب (QTH) التقليدية (Campregher et al. 2007, David et al. 2012, Wahbi et al. 2007).

أصدرت أجهزة الجيل الأول من (LED) الضوء الأزرق على الطول الموجي (470 nm) والذي يتوافق مع ذروة امتصاص (CQ) مما جعلها أكثر فعالية في تحفيز إنتاج الجذور الحرة من أجهزة (QTH) وقوس البلازما (Miletic 2018). إلا أن انبعثاتها الإشعاعي المنخفض الذي لم يتجاوز (300 mW/cm^2) بأحسن الأحوال (Oberholzer et al. 2005) جعلها تتطلب زمن تصليب أطول مقارنةً مع أجهزة (QTH) (Boksmann et al. 2012)، كما أنها لم تتمكن من تأمين عمق تصليب مقبول سريراً للراتنج المركب حتى ضمن ثخانة (2 mm) الموصى بها (Rahiotis et al. 2010). في العام (2001) خرجت أجهزة الجيل الأول من التجارب المخبرية إلى الاستخدام السريري حيث طُرحت في الأسواق (Mills et al. 2002, Ceballos et al. 2009). أما الأجيال التالية امتلكت أكبر حصة من المبيعات (Jandt et al. 2013, Shortall et al. 2016, Shortall et al. 2016).

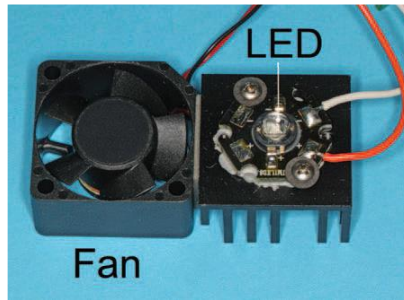


الشكل 4: الجيل الأول من أجهزة LED (Miletic 2018).

استخدام عدد كبير من الصفائح في تركيب الجهاز.

2-5-2-2-2-2 الجيل الثاني من أجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب: طُور هذا الجيل عام (2003) مع تطور تقانة تصميم (LED) حيث أصبحت تتألف من رقائق (Pads) ثنائية الأقطاب صغيرة الحجم عوضاً عن الصفائح (Cans) ثنائية الأقطاب التي تألفت منها أجهزة الجيل الأول (الشكل 5) (Wiggins et al., 2004, Elipar, 2003). تمكنت هذه الرقائق من إصدار كمية أكبر من الطاقة بسبب زيادة عدد الفوتونات المنبعثة، والتي تمتلك طول موجي يتوافق مع ذروة امتصاص (CQ)، مما جعل أجهزة هذا الجيل أكثر فعالية من أجهزة (QTH) (Price et al. 2020). كما أسهمت تقنية الرقائق ثنائية الأقطاب بإنقاص وزن الجهاز وجعله أخف (Elipar, 2003, Alpoz et al., 2008).

تغلبت أجهزة الجيل الثاني من (LED) على مشكلة الانبعاث الإشعاعي المنخفض - التي عانت منها أجهزة الجيل الأول - حيث وصل انبعاثها الإشعاعي إلى (1000 mW/cm^2) فأطلق عليها أجهزة (LED) عالية القوة (High-powered LED) (Jo et al. 2019).



الشكل 5: مثال على التصميم الداخلي للجيل الثاني من أجهزة LED (Miletic 2018).

لاحظ أنه يتألف من رقاقة واحدة ومصرفة حرارة ومروحة للتبريد.

بسبب ارتفاع الانبعاث الإشعاعي لأجهزة الجيل الثاني من (LED) ادعت شركاتها الصانعة أنه من الممكن اختصار زمن التصليب الضوئي إلى نصف زمن التصليب الموصى به من الشركات المصنعة للراتنج المركب، مع احتفاظ الراتنج المركب بذات الخواص الفيزيائية التي يتمتع بها عندما يصلب بالزمن الكامل (Price et al. 2003, Ceballos et al. 2009, Malhotra et al. 2010, Price et al. 2015).

من المعلوم أنه كلما ازدادت قيمة الانبعاث الإشعاعي ستزداد كمية الحرارة المتولدة داخل الجهاز (Leonard et al. 2007)، وبالتالي من الممكن أن تتخرب الرقاقت ثنائيتة الأقطاب المُصدرة للضوء، إذ تُسبب الحرارة ضرراً غير قابل للإصلاح في التوصيلات الداخلية ضمن الرقاقة نفسها، وبالتالي توقف الإصدار الضوئي لجهاز التصليب (Price et al. 2003, Rueggeberg et al. 2005). استُخدمت عدة وسائل للسيطرة على الحرارة المتولدة داخل الجهاز ومن هذه الوسائل مرواح التبريد، وخافضات الحرارة الخاصة - التي تسمى مُصرفات الحرارة (Heat Sinks) - التي توصل رقاقت نصف الناقل إلى جسم الجهاز بعدة مستويات لتبديد الحرارة إلى الوسط الخارجي، وهذه المُصرفات تتمتع بناقلية حرارية ممتازة (Rueggeberg et al. 2005, Leonard et al. 2007).

على الرغم من تغلب أجهزة الجيل الثاني من (LED) على مشكلات أجهزة الجيل الأول إلا أنها بقيت تعاني من طيف الإصدار الضيق الذي يوافق (CQ) فقط ولا يوافق بقية أنواع مبدئات التماثر المُستخدمة في الراتنج المركب (Cefaly et al. 2005, Boksmann et al. 2012).

2-5-2-3- الجيل الثالث من أجهزة التصليب ثنائيتة الأقطاب:

طُور الجيل الثالث من أجهزة (LED) عام (2004) بغية التغلب على مشكلة تحدّد الطيف الموجي لأجهزة الجيلين الأول والثاني (Price et al. 2005, Leonard et al. 2007, Boksmann et al. 2012, Aung et al. 2021). عملت الشركات الصانعة على إضافة عدة رقاقت ثنائيتة الأقطاب - إلى أجهزة الجيل الثالث - تقوم بإصدار الضوء الأزرق بطول موجي (406-457 nm)، وبهذا أصبح الجيل الثالث من أجهزة (LED) يتمتع بحزمتي أشعة، إحداها تتوافق مع (CQ)، والأخرى تتوافق مع مبدئات التماثر الأخرى (Van Landuyt et al. 2007, Price 2017, Rueggeberg et al. 2017, André et al. 2018, Carrilho et al. 2018) لذلك دُعيت أجهزة هذا الجيل بأجهزة التصليب ثنائيتة الحزمة (Dual Peak LED) (Price et al. 2005, Price et al. 2006).

(Polywave LED) أو بالأجهزة متعددة الموجات (Campregher et al. 2007, Mousavinasab et al. 2009)،
(Haenel et al. 2015, Price 2017, Carrilho et al. 2018).

أعرب بعض المؤلفين عن قلقهم عند استخدام هذه الأجهزة لأن كل صمام يعمل على إنتاج طيف موجي ضيق (Price et al. 2014, Shimokawa et al. 2017) فلن يحدث تمازج بين الأطياف المنبعثة مما يؤدي إلى توليد انبعاث إشعاعي غير متجانس عند رأس الموجه، وبالتالي تماثر غير متجانس (Price et al. 2010, Lynch et al. 2014, Michaud et al. 2014, Price et al. 2014, Price et al. 2014, Fronza et al. 2015, Price et al. 2015, de Oliveira et al. 2016, Shimokawa et al. 2016, Sampaio et al. 2017).

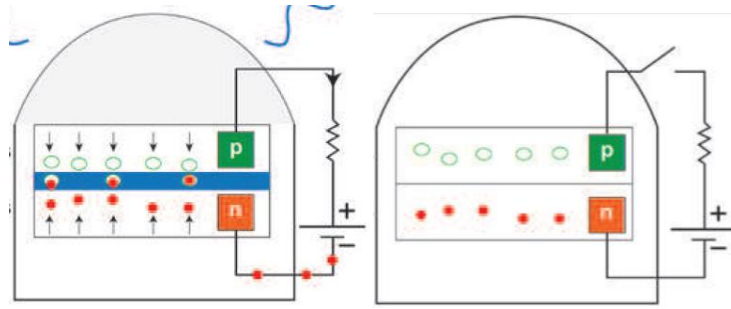
2-5-3- آلية عمل الأجهزة ثنائية الأقطاب (LED) : Working Mechanism of

تستخدم أجهزة (LED) تقنية ميكانيك الكم (Mechanic Quantum) لإصدار الضوء المرئي، حيث أنها تتألف من مادتين مختلفتين من أشباه الموصلات (Radzi et al. 2004, Cefaly et al. 2005). إحداهما تحوي فائضاً من الإلكترونات فتسمى مهبطاً (Cathode) والأخرى لديها نقص في الإلكترونات أو يُقال أنها تحتوي على حفر (Hole) وتسمى مصعداً (Anode) (Casiday et al. 2007, Ceballos García et al. 2009).

عندما يتم تطبيق جهد (فولتاج) منخفض على المسريين فإن الإلكترونات تُحقن (Injected) من المنطقة السالبة إلى المنطقة الموجبة، مما يؤدي إلى اتحاد الإلكترونات والحفر مع بعضها (Bennett et al. 2004, Campregher et al. 2007, Callister Jr et al. 2020)، وعندما يعود الإلكترون إلى موقعه الأولي تتحرر طاقة على شكل فوتون (Sze et al. 2021) (الشكل 6).

يعتمد لون الضوء على مادة نصف الناقل وحجم الفجوة بين المسريين (أي التباين في مستويات الطاقة بينهما) (Bennett et al. 2004, Casiday et al. 2007)، فاللون الأحمر ينتج عن فوتونات ضوئية ذات مستويات طاقة منخفضة (والتي تصدر عن أنصاف النواقل التي تتألف من مستويات طاقة متقاربة

بين المصعد والمهبط)، بينما تصدر الفوتونات الضوئية ذات الطاقة الضوئية العالية عن أنصاف النواقل التي تتمتع بفروق أكبر في مستويات الطاقة مما يُنتج ضوءاً أخضر أو أصفر، والفروق الأكبر تُنتج لوناً أزرق (الشكل رقم 7) (Casiday et al. 2007).



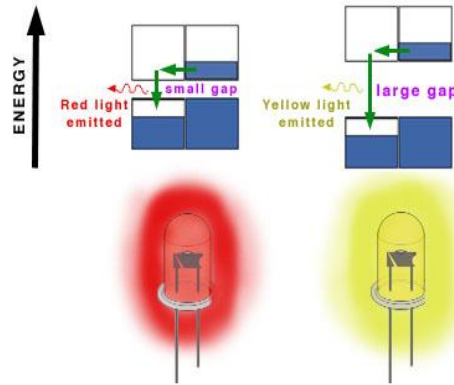
الشكل 6: تحرير طاقة الكترولونات نصف الناقل على شكل فوتون (Sze et al. 2021).

ينبعث الضوء من نصف الناقل عندما تعبر الإلكترونات من المهبط (n) إلى حفر المصعد (p).

تتألف أنصاف النواقل في حالة أجهزة (LED) من مزيج من مادة نتريد الغاليوم (Gallium Nitride)

(Nitride) ونتريد الإنديوم (Indium Nitride) لتبث الضوء الأزرق فقط (Camilotti et al. 2008)،

وبالتالي لا تحتاج أجهزة (LED) إلى فلاتر (La Torre et al., 2003, Krämer et al., 2008).



الشكل 7: اختلاف اللون الصادر عن أجهزة LED (Casiday et al. 2007).

يعتمد اللون الصادر عن أجهزة التصليب ثنائية الأقطاب على تباين مستويات الطاقة بين المصعد والمهبط حيث يصدر اللون الأحمر

نتيجة تقارب مستويات الطاقة بين المصعد والمهبط، بينما يصدر اللون الأصفر نتيجة وجود فرق أكبر بين مستويات الطاقة.

2-5-2-4- مميزات أجهزة التصليب ثنائية الأقطاب (LED) Advantages of (LED):

1- تعمل أجهزة (LED) على إصدار طيف ضيق من الطول الموجي (450-490 nm) (Correr et al. 2005)، والذي يتوافق مع (CQ)، مما يعني أن كامل الأشعة الضوئية الصادرة من الجهاز

تُستثمر في تحفيز (CQ) بدون أي هدر (Atai et al. 2009).

2- لا تحتاج أجهزة (LED) إلى فلاتر للحصول على الضوء الأزرق لأنها تنتج انتقائياً، كونها

تنتج الضوء ضمن الطيف الموجي (450-490 nm) (Mills 1995, Mills et al. 2002, Price et al. 2003,)

(Malhotra et al. 2010, Rahiotis et al. 2010).

3- تمتاز أجهزة (LED) بعمرها الطويل جداً حيث قد يصل إلى (10,000 h) (Mills et al. 2002,)

(Ceballos et al. 2009, Ferreira et al. 2015).

4- تُستخدم بنمط البطارية، أي بشكل لا سلبي مما يُسهل العمل على الطبيب (Price et al. 2003,)

كما أنها خفيفة الوزن وصغيرة الحجم (Ceballos et al. 2009, Malhotra et al. 2010,)

(Malhotra et al. 2010).

5- تُوفّر أجهزة (LED) الحديثة وسيلة فائقة السرعة لتصليب الراتنج المركب نظراً لأنها تتمتع

بانبعث إشعاعيّ عالي جداً يصل حتى (5000 mW/cm^2) (Almeida et al. 2021).

6- اعتُبرت أجهزة (LED) أكثر كفاءة في تصليب الراتنجات المركبة التي تحتوي على مبدئ التماثر

(CQ) مقارنةً مع أجهزة (QTH) (Stahl et al. 2000, Neumann et al. 2006)، لأنّ طيفها الموجي الضيق

يقدم كمية أكبر من الإشعاع (Irradiance) عند ذروة امتصاص (CQ) (Jandt et al. 2000, Jandt)

(et al. 2013).

2-5-2-5- سلبيات الأجهزة ثنائية الأقطاب (LED) Disadvantages of (LED):

1- ثمنها مرتفع مقارنةً مع أجهزة (QTH) التقليدية (Malhotra et al. 2010).

2- تعتمد أجهزة (LED) على البطاريات ولتلك البطاريات عمر محدود، كما أنّها مكلفة جداً في

حال استبدالها (Boksman et al. 2012).

3- تُعرض الأجهزة ذات الانبعاث الإشعاعي المرتفع حيوية اللب السنّي للخطر بسبب الارتفاع

الكبير في درجة حرارة اللب السنّي (Vinagre et al. 2019)، كما أنّها قد تُسبب شعوراً بالحرقة في

النسج الرخوة المجاورة (Rueggeberg et al. 2017).

4- تُسبب أجهزة (LED) عالية القوة ضرراً أكبر للعين - خلال فترة مشاهدة أقصر - بالمقارنة مع

الأجهزة التقليدية (Alasiri et al. 2019)، بسبب ارتفاع مستويات الضوء الأزرق الصادرة عنها (Almeida

et al. 2021).

2-6- أنماط التصليب الضوئي Light-Curing Modes:

كانت ومازالت مشكلة التقلص التصليبي (Polymerization Shrinkage) لترميمات الراتنج

المركب إحدى أهم القضايا التي تناولتها البحوث العلمية نظراً لارتباطها بالعديد من المشكلات

السريية (Kopperud et al. 2012, Kruly et al. 2018)، فجرت محاولات عديدة للتغلب على هذه المشكلة

(Fleming et al. 2007, Park et al. 2008, Ilie et al. 2011, Hirata et al. 2015). افتُرض أنّ التعرض الأوّلي لقيم إشعاع

منخفضة خلال تفاعل التماثر - الذي يتكون من ثلاث مراحل متتالية: مرحلة ما قبل الهلام (التدفق

اللج Viscous Flow)، مرحلة الهلام، مرحلة ما بعد الهلام (الترجيح Vitrification) - يؤدي

إلى إنقاص أعداد مراكز نمو عديدات التماثر ويبطئ التفاعل وينقص من نسبة التقلص المتطور

بسبب زيادة زمن راحة عديدات التماثر (Visvanathan et al. 2007, Miletic 2018, Najjar et al. 2023).

انطلاقاً من الفرضية السابقة أُنتجت أجهزة تصليب ضوئيّ قادرة على إصدار الضوء بآليات

مختلفة دُعيت بأنماط التصليب (Curing Modes)، اقترح أنّها قد تكون فعّالة في تخفيض التقلص

التصليبي لترميمات الراتنج المركب عن طريق تخفيف الضغط في مرحلة التدفق اللزج دون الإساءة إلى خصائص عديدات التماثر النهائية (Sakaguchi et al. 1998, Abbas et al. 2003, Sakaguchi et al. 2004, Pfeifer et al. 2006)، وذلك عن طريق تخفيض عدد الجذور الحرة المتشكلة في بداية التصليب مما يسمح للمادة ببعض التدفق وبالتالي تحسين الانطباق الحفافي (Santos et al. 2005). كما ادعت الدراسات الحديثة قدرة الأنماط البديلة على تخفيض ارتفاع درجة حرارة اللب السنّي الناتج عن التصليب الضوئيّ (Mouhat et al. 2021).

حسب الدراسات يوجد أربع أنماط بديلة أساسية للتصليب الضوئيّ (الشكل 8): (1): النمط النبضي (المتقطع) (Pulse (Intermittent))، (2): النمط التصاعدي (الأسّي) (Ramp Exponential))، (3): نمط البداية الناعمة (Soft-Start)، (4): نمط النبضة المتأخرة (Pulse Delay). وحسب كل الدراسات يعتبر النمط المستمر (Continuous) هو النمط القياسي (Standard) للتصليب الضوئيّ (Münchow et al. 2018).

2-6-1- نمط التصليب المستمر Continuous Cure Mode:

يُسمى أيضاً بالتصليب الموحد أو التصليب بالقوة الكاملة. يُطلق انبعاث أعظمي ثابت من بداية دورة التصليب حتى نهايتها (Torres 2020).

تميز الراتنج المركب المُعَرَّض لنمط التصليب المستمر بقوة ارتباط جيدة مع العاج مقارنةً مع تعريضه لأنماط التصليب السريعة (Sampaio et al. 2020, Yagci et al. 2021)، إلا أنّه عانى من انحناء حديبي كبير (Cuspal Deflection) (Alomari et al. 2005, Piccioni et al. 2014)؛ والذي يُعَرَّفُ بأنّه حدث ميكانيكي حيوي في الأسنان التي تم ترميمها بالراتنج المركب نتيجة العلاقة المتبادلة بين النقل التصليبي

للراتنج المركب وجدران الحفرة السنّية (Agarwal et al. 2017). كما أبدت الراتنجات المركبة المصلّبة بالنمط المستمر امتصاص أصبغة أكثر من الراتنجات المصلّبة بالأنماط البديلة (Ghosh et al. 2021).

زمن التصليب الموصى به لتصليب طبقة من الراتنج المركب بثخانة (2 mm) يبلغ (20 s) (Balagopal et al. 2021).

2-6-2- نمط التصليب التصاعدي (الآسي) Ramp (Exponential) Cure :Mode

أحد أشكال التصليب بالبداية البطيئة (Slow-start) (Hofmann et al. 2002, Hofmann et al. 2003,) يشير إلى إطلاق انبعاث إشعاعيّ أولي منخفض وتزداد قيمة هذا الانبعاث لوغاريتمياً حتى تصل إلى القيمة العظمى، ثم يستمر الانبعاث بقيمته العظمى لبقية زمن التصليب (Miletic 2018, Torres 2020).

يمكن لتصليب الراتنجات المركبة وفق هذا النمط إما بشكل تلقائي عن طريق استخدام أجهزة تصليب مبرمجة لذلك (Torres 2020)، أو يدوياً؛ حيث يوضع رأس جهاز التصليب بعيداً عن سطح الترميم بمقدار (2-3 mm) مما يؤمن إشعاعاً منخفضاً - حسب قيمة الانبعاث الأعظمي للجهاز - ثم يتم تقريب الرأس تدريجياً خلال (10 s) لمسافة (1 mm) من سطح الترميم ويبقى ثابتاً لمدة (40 s) (Sahafi et al. 2001).

أظهرت بعض الدراسات قدرة هذا النمط على تخفيض التقلص التصلبي بشكل ملحوظ (Ilie et al. 2011, al. 2007)، بسبب إطالة مرحلة الهلام مما يسمح للمادة بالتدفق لمدة أطول، وربما يكون أيضاً بسبب درجة التحويل المنخفضة (Münchow et al. 2018). على الرغم من أنّ ذلك الأثر لم تلاحظه دراسات أخرى (Ernst et al. 2003, Charton et al. 2007).

أظهرت دراسة (Sudheer) (Sudheer et al. 2011) أنّ نمط التصليب التصاعدي يؤمن عمق تصلّب أفضل من النمط المستمر، في حين أنّه لم يؤثر على الصلابة السطحية للراتنج المركب؛ حيث تعتمد الصلابة السطحية على زمن التصليب بشكل أساسي (Rueggeberg et al. 1994).

زمن التصليب الموصى به من قبل المنظمة الدولية للمعايير (ISO 10650, 2018) (STANDARD 2018) واحد سواء عند استخدام نمط التصليب المستمر أو النمط التصاعدي، وهذا يتفق مع عدد من الدراسات (Obici et al. 2005, Santos et al. 2005, Cekic-Nagas et al. 2011, Makhdoom et al. 2020). في حين قام بعض المؤلفين بزيادة زمن التصليب بغرض توحيد الطاقة الكلية (Alomari et al. 2011).

2-6-3- نمط التصليب النبضي (المتقطع) Pulse Cure Mode (Intermittent):

يشير هذا النمط إلى إطلاق الضوء بشكل غير مستمر عبر فترات متتالية من التشغيل والإيقاف (Miletic 2018).

تفوق نمط التصليب النبضي على نمط التصليب القياسي (المستمر) بعدد من النقاط أهمها:

- تخفيض التقلص التصليبي للراتنج المركب من خلال تخفيض التماثر في مراحل إيقاف انبعاث الضوء، حيث يسمح بإبطاء تشكل سلاسل عديدات التماثر خلال المرحلة الأولى من التفاعل مما يؤدي إلى تخفيض التقلص التصليبي (Cunha et al. 2006, Münchow et al. 2018).
- تخفيض الانحناء الحديبي (Cuspal Deflection) بشكل ملحوظ مقارنةً مع نمط التصليب المستمر (Agarwal et al. 2017)، لأنّه يمنح وحيدات التماثر وقتاً كافياً لتنظيم نفسها خلال التصليب (Lim et al. 2002).

- تمتع الراتنج المركب باستقرار لوني أكبر نتيجةً لانخفاض الفجوات المشكلة بين المائات والقالب الراتنجي، وبالتالي انخفاض مقدار امتصاص الماء والأصبغة (Ghosh et al. 2021).
- تسمح فترة الإيقاف بين النبضة والأخرى بالسيطرة على ارتفاع درجة الحرارة؛ حيث ستركز الطاقة في مدة زمنية قصيرة يليها فترة التوقف مما يعطي الأنسجة فرصة لتبرد (Olivi et al. 2016).
- لا يوجد زمن تصليب موصى به من قبل المنظمة الدولية للمعايير (ISO 10650, 2018) (STANDARD 2018) عند استخدام نمط التصليب النبضي؛ ربما يعود ذلك إلى اختلاف دورة التصليب بين جهاز وآخر. أشارت بعض الدراسات إلى ضرورة مضاعفة زمن التصليب مقارنةً مع النمط المستمر عندما تكون فترة إيقاف وانبعث الضوء متساويتين (Obici et al. 2005, Cunha et al. 2008)، وفي دراسات أخرى استُخدمت المدة الزمنية ذاتها (Hubbezoglu et al. 2008, Chang et al. 2013) بينما قام آخرون بإنقاص الزمن ربع مرة عندما كانت فترة الإيقاف تساوي نصف فترة التشغيل (Ghosh et al. 2021).

2-6-4- نمط التصليب بالبداية الناعمة :Soft-Start Cure Mode

- يُسمى أيضاً التصليب بخطوتين (Two-step) (Silikas et al. 2000). يشير إلى تطبيق انبعث إشعاعي منخفض يليه ارتفاع مفاجئ إلى القيمة العظمى. يختلف عن النمط التصاعدي لأنَّ الانبعث الإشعاعي لم يزداد بشكل تدريجي (Münchow et al. 2018).

- وُجد أنَّ تطبيق الأشعة الضوئية منخفضة الطاقة في بداية التصليب الضوئي يقلل من التقلص التصليبي الحاصل بعد تصليب الراتنج المركب (Sakaguchi et al. 2004)، وبالتالي يهدف تطبيق الانبعث المنخفض في البداية إلى إنقاص تشكل الإجهادات أما الانبعث الأعظمي إلى تحقيق درجة تحويل جيدة (Feilzer et al. 1995). ستقل قيمة الانبعث الأولي المنخفضة - الناتجة عن وضع البداية الناعمة

- عدد مراكز نمو عديدات التماثر، لذلك ستُقدم للمادة الراتنجية فرصة أكبر للتدفق اللزج قبل تقييد الحركة عن طريق التزجيج وبالتالي تخفيف الإجهاد (Münchow et al. 2018).
- تفوق نمط البداية الناعمة على نمط التصليب المستمر بعدة نقاط:
- حسن هذا النمط من قوة شد الراتنج المركب فائق النعومة دون المساس بالرابطة المجهرية بين العاج والراتنج المركب، إلا أنه خُفض من صلابته المجهرية (Feitosa et al. 2012).
- أبدى الراتنج المركب عمق تصلب أكبر (Roy et al. 2018).
- أظهرت بعض الدراسات أن الخصائص الميكانيكية للراتنج المركب لم تتغير، أي لم تنخفض درجة التحويل مقارنةً مع نمط التصليب المستمر (Lim et al. 2002).
- أسهم في زيادة قوة ارتباط الراتنج المركب مع العاج (Cunha et al. 2008). إلا أن (Yap) وآخرون (Yap et al. 2002) عارضوا هذه الفكرة؛ حيث وجدوا أن الانبعاث المنخفض في البداية لم يكن كافياً لبدء تفاعل التماثر، وبالتالي بدء التفاعل عند الانبعاث الأعظمي - كما هو الحال بالنسبة لنمط التصليب المستمر - أي لم تتحسن قوة الارتباط.
- أدى إلى تأثير إيجابي على التقلص التصلبي (Mehl et al. 1997, Ernst et al. 2003, Hofmann et al. 2003,)
- عزى البعض ذلك إلى تخفيض درجة التحويل (Lu et al. 2005). بينما فسره (Cunha) وآخرون (Cunha et al. 2008) بأن الانبعاث المنخفض في البداية يكون مسؤولاً عن إبطاء تشكل الإجهاد، وبالتالي سيكون التقلص التصلبي قليلاً (Cunha et al. 2006, Cunha et al. 2008, Atria et al. 2018).
- ربما تعود تلك الاختلافات الكبيرة بين الدراسات إلى قيمة الانبعاث في المرحلة الأولى؛ قارن (Dall'Magro et al. 2007) وآخرون (Dall'Magro) تأثير أنماط التصليب الضوئي على المساواة وقوة

الارتباط. استُخدم نمط التصليب المستمر (700 mW/cm^2) لمدة (20 s) وستة أنماط بداية ناعمة تختلف بقيمة الانبعاث الأولي ($50-100-150-200-250-300 \text{ mW/cm}^2$). وُجد أنّ قوة الارتباط ازدادت عند استخدام النمط (150 mW/cm^2) في حين لم تبدي الأنماط الأخرى تحسناً بها، أما القساوة فلم تختلف بين جميع الأنماط المدروسة.



A

B



D

C

الشكل 8: أنماط التصليب الضوئي (للباحث).

A: نمط التصليب النبضي. B: نمط التصليب التصاعدي. C: نمط التصليب بالبداية الناعمة. D: نمط التصليب بالنبضة المتأخرة.

2-6-5- نمط التصليب بالنبضة المتأخرة Pulse Delay Cure Mode:

يشير إلى تطبيق نبضة أولية متبوعة بوقت استراحة (فجوة) يليه التعرض النهائي للضوء

(Münchow et al. 2018)

يؤدي التعرض الأولي لكمية إشعاع منخفضة إلى درجة تحويل منخفضة ويحافظ على الحركية العالية لوحيدات التماثر (Ferracane 2005). يُبطأ تفاعل التماثر خلال فترة التوقف نتيجة عدم تشكل جذور حرة جديدة ويستمر على شكل تفاعل مظلم (Dark-cure) يتميز بنمو سلاسل عديدات التماثر المتشكلة مسبقاً (Lu et al. 2004). كما افترض أن هذا النمط يؤدي إلى تأخير ارتفاع معامل المرونة مما يسمح لسلاسل عديدات التماثر بالتكيف وإعادة ترتيب نفسها لتقليل التشوه (Münchow et al. 2018).

تميز نمط التصليب بالنبضة المتأخرة بعدد من النقاط:

- أسهم في زيادة قوة ارتباط الراتنج المركب مع العاج (Cunha et al. 2008).
- لم يسبب انخفاضاً في درجة التحويل (Münchow et al. 2018)، رغم إظهار بعض الدراسات أنه أدى إلى تخفيضها (Dewaele et al. 2009).
- كان فعالاً في تخفيض التقلص التصلبي لترميمات الراتنج المركب مقارنةً مع نمط التصليب المستمر (Tauböck et al. 2014).
- أبدى نمط التصليب بالنبضة المتأخرة قدرة أفضل في تخفيض التقلص التصلبي مقارنةً مع نمط البداية الناعمة، نظراً لوجود مرحلة الراحة بين الانبعاثين مما يؤدي لاسترخاء سلسلة عديد التماثر المتشكلة (Krishna Muppalla et al. 2020).

يوصى بزمان تصليب مدته (40 s) لتصليب طبقة من الراتنج المركب بثخانة (2 mm) عند

انبعاث قدره (400 mW/cm²) (Rebelatto 2007, Torres 2020).

إضافةً إلى الأنماط السابقة أُنتج نمط نال اهتمام الباحثين في الآونة الأخيرة، وهو نمط التصليب

السريع (Fast Mode) أو النمط المعزز (Boost Mode) أو النمط الحاد (Quick Mode).

يتميز بزمان تصليب يقل عن (10 s) بسبب الناتج (Output) المرتفع لأجهزة التصليب، والذي يتراوح بين (2000-3000 mW/cm²). إلا أنَّ انبعاثاً كهذا قد يؤدي إلى ارتفاع كبير في درجة الحرارة مسبباً ضرر غير ردود للّب السنّي (Mitchell 2008, Armellin et al. 2016, Vinagre et al. 2019, Almeida et al. 2021, Dange et al. 2021, Odum et al. 2023).

2-7- ارتفاع درجة الحرارة الحاصل في سياق عملية التصليب الضوئي

:Temperature Rise in the Course of Light-Curing Process

إنَّ الآثار الضارة الناتجة عن ارتفاع درجة حرارة النسيج اللبّيّة خلال المعالجة الترميمية كانت، وما تزال، موضع اهتمام في عالم طبّ الأسنان (Hannig et al. 1999, Pereira Da Silva et al. 2010, Melara et al. 2011). لا سيما بعد أن أُدخِلت إلى عالم المعالجات الترميمية التقنيات المتطورة ذات الإنتاج العالي للطاقة (مثل أجهزة التصليب الضوئي، أجهزة الليزر السنّيّة، القبضات عالية السرعة) التي تُعتبر مُسببة لإصدار حراري مرتفع، حيث أن استخدام تلك الأجهزة المتطورة في إجراءات تحضير الحفرة وتصليب الراتنج المركب قد يسبب ارتفاعاً كبيراً في درجة حرارة أرض الحفرة، مما يؤدي بدوره إلى ارتفاع غير مباشرٍ لدرجة حرارة النسيج اللبّيّة (Frentzen et al. 1990, Baldissara et al. 1997, Hannig et al. 1999, Bouillaguet et al. 2005, Singh et al. 2005, Atai et al. 2009, Kodonas et al. 2009, Lin et al. 2010, Melara Munguía et al. 2011).

من المعلوم أنَّ النسيج السنّيّة الصلبة لا تمتص الفوتونات الصادرة على الطول الموجي للضوء المرئي والأشعة تحت الحمراء القريبة بشكل جيد (Seka et al. 1996) لذلك من السهل أن تنتقل الحرارة الناتجة عن ضوء التصليب إلى اللّب السنّي (Zezell et al. 2011). يؤثر التصليب الضوئي على ارتفاع درجة حرارة اللّب من خلال عدة عوامل، صنّفت في ثلاث مجموعات وهي (Shortall et al. 1998, Uhl et al.)

2003, Stewardson et al. 2004, Millen et al. 2007, Guiraldo et al. 2008, Jakubinek et al. 2008, Tosun et al. 2008, Atai et al. 2009, Mousavinasab et al. 2014, Lempel et al. 2021

1. العوامل المتعلقة بالسن.
2. العوامل المتعلقة بالراتنج المركب.
3. العوامل المتعلقة بالتصليب الضوئي.

2-7-1- العوامل المتعلقة بالسن Factors Related to the Tooth

لبنية السن (الميناء، والعاج) قدرة جيدة على حماية اللب من الأذيات الحرارية (Niu et al. 2016). يتمتع العاج بناقلية حرارية ضعيفة لذلك يعتبر عازلاً جيداً للحرارة (Uhl et al. 2006)، حيث أنّ ناقلية الحرارة أضعف من الميناء بـ (2.5) مرة (Brown et al. 1970). وبناءً عليه تعتبر ثخانة العاج المتبقي ذات أهمية كبيرة في إنقاص مقدار انتقال الحرارة إلى اللب، بحيث أنّه كلما زادت ثخانة العاج المتبقي نقص مقدار ارتفاع درجة الحرارة داخل اللب (Uhl et al. 2006, Silva et al. 2018).

إلا أنّ هذه القدرة الدفاعية للبنى السنّية الصلبة تتعطل نتيجة بعض الإجراءات (تحضير الحفر، مثلاً)؛ حيث أنّ التحفيز الحراري للعاج المكشوف يحدث بشكل أسرع منه في حالة وجود الميناء (Brännström et al. 1970, Chidchuangchai et al. 2007)، بسبب انتقال الحرارة له بشكل مباشر عند غياب طبقة الميناء (de Magalhaes et al. 2008).

كما يؤثر كون السن مؤقت أو دائم على كمية الحرارة الواصلة إلى اللب؛ حيث أنّ الأسنان المؤقتة ذات المحتوى المعدني الأقل تُسبب انتقالاً أقل للحرارة (Johnsen 1994, Sumikawa et al. 1999, da Silva et al. 2010)، وهذا ما أكدته نتائج بحث ماجستير أجرته (الفارس) عام (2011) (الفارس 2011).

2-7-2- العوامل المتعلقة بالراتنج المركب Factors Related to Composite :Resin

يُعتبر تفكك الروابط الكربونية المضاعفة وتشكل الروابط الأحادية تفاعلاً ناشراً للحرارة (McCabe et al. 2021, Sidira et al. 2009, Atai et al. 2007, Driscoll et al. 1991, et al. 1980)، قد يسبب التهاب اللب أو تموته (Eriksson et al. 1983, Kwon et al. 2013, Pant et al. 2020). تتولد الحرارة خلال تفاعل الراتنج المركب - بغض النظر عن التصليب الضوئي - نتيجةً للتغيرات البنيوية المعقدة التي تنتهي بتشكيل شبكة عديدات التماثر ثلاثية الأبعاد (Maffezzoli et al. 1994)، وتبلغ ($6.5-15.6^{\circ}\text{C}$) (Jeong et al. 2007).

يلعب تركيب الراتنج المركب دوراً مهماً في تحديد كمية الحرارة المنطلقة من تفاعل التماثر، كما سيؤثر على الناقلية الحرارية للراتنج المركب (Uhl et al. 2006). كلما ازدادت نسبة المائات وانخفضت نسبة المحتوى العضوي ستخفض كمية الحرارة المنتشرة (Kim et al. 2015, Hori et al. 2020)؛ نظراً لنقص عدد الروابط المضاعفة المتفككة من جهة (Watts et al. 1987)، وقدرة المائات على امتصاص جزء من الطاقة من جهة أخرى (Lempel et al. 2019). وبالتالي سيسبب الراتنج المركب السيل ارتقاع أكبر في درجة الحرارة من الراتنج المركب القابل للدك والتكثيف (Baroudi et al. 2009). علاوةً على ذلك، فإن حجم الجزيئات المائتة سيؤثر أيضاً، حيث تبين أن مائات النانو تقيد حركة وحيدات التماثر والجذور الحرة المتشكلة مما يبطئ معدل التماثر وينقص الحرارة المنتشرة (Halvorson et al. 2003, Atai et al. 2006, Atai et al. 2009). كما أظهرت الراتنجات السنّية المقواة بالألياف الزجاجية ارتفاعاً أكبر في درجة حرارة اللب السنّي (Lempel et al. 2021)، رغم أنه ليس بالارتفاع الدال إحصائياً (Ilday et al. 2015).

لمبدئ التماثر - الداخل في تركيب الراتنج المركب - دور في تحديد كمية الحرارة الناتجة عن تفاعل التماثر، وذلك عن طريق توافقه مع طيف إصدار جهاز التصليب المُستخدم. بيّنت الدراسات أن بعض الراتنجات الحاوية على المبدئات المساعدة قد لا تتحفز بشكل مثالي بأجهزة (LED)

التقليدية وبالتالي سينخفض معدل التماثر مما يعني تباطؤ ارتفاع درجة الحرارة (Lisanti et al. 1952, Uhl) (et al. 2006).

قارن (Miletic) (Miletic et al. 2009) بين ارتفاع درجة حرارة راتنج الميتاكريلات وراتنجات السيلوران عند تقديم طاقة كلية ثابتة. تبين أن راتنج السيلوران تَسببَ بارتفاع أكبر في درجة الحرارة مقارنةً مع الأول، وبما أن الطاقة الكلية كانت ثابتة فإن هذا الاختلاف عزي إلى تفاعل التماثر، حيث يحدث تماثر راتنجات السيلوران في مكون الأوكسيران، من خلال حدث كيميائي - ضوئي ناشر شديد للحرارة يلعب فيه (CQ) دور مبدئ التماثر.

ينخفض الإشعاع في كتلة الراتنج المركب كلما تقدمنا عمقاً (Rode et al. 2007, Garoushi et al. 2016)، وبما أن الحرارة على علاقة وثيقة مع الإشعاع (Asmussen et al. 2005, Leprince et al. 2010)، ستكون درجة حرارة سطح الترميم أعلى من درجة حرارة السطح المقابل للعاج ويزداد هذا الفرق كلما ازدادت ثخانة طبقة الراتنج المركب (Kim et al. 2015). للوهلة الأولى سنعتقد أن الراتنج المركب الكتلي يسبب ارتفاعاً أقل في درجة حرارة اللب السنّي من الراتنج التقليدي بسبب زيادة ثخانة الطبقة المتصلبة. ولكن، أظهرت الدراسات أن الراتنج المركب الكتلي يسبب ارتفاعاً أكبر في درجة الحرارة من الراتنج المركب التقليدي (Kim et al. 2015, Yasa et al. 2017). عزي ذلك إلى الشفافية العالية، وزيادة حجم كتلة الراتنج المركب المتصلبة مما يعني زيادة عدد الروابط المضاعفة المتفككة (Al-Qudah et al. 2005, Al-) (Qudah et al. 2007, Mousavinasab et al. 2020)، علاوةً على ذلك سيصعب تبديد الحرارة من كتلة الراتنج المركب كلما ازداد حجمها (Cioffi et al. 2001).

2-7-3- العوامل المتعلقة بالتصليب الضوئي Factors Related to Photopolymerization

على الرغم من أن جميع العوامل المذكورة أعلاه تؤثر في المقدار النهائي لدرجة حرارة اللبّ السني كنتيجة للتصليب الضوئي للراتنج المركب، إلا أن المصدر الرئيس هو الحرارة الناتجة عن أجهزة التصليب الضوئي والتي أكدت معظم الدراسات على أنها الأكبر مقداراً والأكثر أهمية من الحرارة الناتجة عن التصلب الذاتي للراتنج المركب بشكل دال إحصائياً (Strang et al. 1988, Shortall et al. 1998, Stansbury 2000, Albers 2002, Knezević et al. 2005, Rueggeberg et al. 2005, Baroudi et al. 2009, Mousavinasab et al. 2009, Melara Munguía et al. 2011, Mousavinasab et al. 2014, Ingle. 2019).

قام (Nilsen) (Nilsen et al. 2020) بدراسة ارتفاع درجة حرارة اللبّ السني مباشرة خلال تصليب الراتنج المركب ثم بعد (5 min)، حيث أعاد تعريض الراتنج المركب للضوء الأزرق من نفس الجهاز ولنفس المدة، وذلك لمعرفة مقدار الحرارة الناتجة عن التفاعل التصلبي بمعزل عن جهاز التصليب، استخدم راتنج مركب كتلي سيال يحتوي على نسبة عالية من وحيدات التماثر، وبالتالي يُعتبر أسوأ وضع لتقييم التفاعل الناشر للحرارة. كانت النتيجة عدم وجود فرق دال إحصائياً بين ارتفاع درجة الحرارة خلال تصليب الراتنج المركب وبين ارتفاع درجة الحرارة بعد التصليب الإضافي (بعد 5 min) بفارق وسطي قدره (10.1°C) من أصل (60.8 °C) عند استخدام طبقة من الراتنج المركب بثخانة (2 mm)، وبذلك استنتج الباحث أن العامل الأكثر أهمية في إحداث ارتفاع درجة الحرارة خلال تصليب الراتنج المركب هو الحرارة الناتجة عن جهاز التصليب، بينما يُعتبر التفاعل التصلبي الناشر للحرارة - الناتج عن تصلب الراتنج المركب - عاملاً ثانوياً.

2-7-3-1- آلية ارتفاع درجة حرارة اللب السنّي الناتجة عن التصليب بالضوء الأزرق:

تنص نظرية التحلل الحراري الانتقائي (Selective Thermolysis) لـ (Parrish & Anderson) (Anderson et al. 1983) على أنّ كروموفور (Chromophore) الدم (الهيموغلوبين) سيمتص الضوء ويحوّله إلى طاقة حرارية، كما بيّن (Fodor) (Fodor et al. 2011) أنّ فوتونات الضوء الأزرق الواصلة إلى اللب السنّي ستمتص بشراهة متحوّلة إلى طاقة حرارية ترفع درجة حرارة اللب السنّي. سترتفع درجة حرارة اللب خلال (5-10 s) من بدء التصليب (Torres 2020, Buyukkok et al. 2021)، وتبلغ قيمتها العظمى عند نهاية التصليب (Kim et al. 2015). إلا أنّ الارتفاع الحراري المشاهد سريراً يحدث بشكل أبطأ مقارنةً مع الدراسات المخبرية؛ بسبب الدوران الدموي الذي سيعمل على تبديد معظم الحرارة المتولدة في النسيج اللبّي من جهة (Torres 2020, Buyukkok et al. 2021)، وتأثير النسيج حول السنّيّة التي ستلعب دوراً في توزيع الحرارة من جهةٍ أخرى (Meredith et al. 1997, Al-Jadwaa 2021). حتى الدراسات التي حاولت محاكاة الدوران الدموي من خلال أجهزة صناعية؛ فإنّ تلك الأجهزة لا تستطيع أن تحاكي تأثير التنظيم العصبي للنهايات العصبية في لبّ الأسنان المؤقتة والدائمة على تغيرات الدوران الدموي فيها (Kodonas et al. 2009, Ramoglu et al. 2015).

2-7-3-2- تأثير أجهزة التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة:

تُصدر أجهزة (QTH) طيفاً واسعاً من الضوء (Dundic et al. 2021)، مما يسبّب تولد حرارة كبيرة داخل الجهاز وعند رأس الموجه الضوئي محدثة آثار سلبية على عدة أصعدة (Knezevic et al. 2001)، أهمها التهاب اللب أو تموته. كما أنّ مقدار ارتفاع درجة الحرارة سيزداد بوجود الموجه الضوئي المعدل (Adaptor Light Guide) (Christensen 2004)، أو في نظام (QTH) عالي الأداء بسبب زيادة مقدار الانبعاث الإشعاعي الصادر عن هذه الأجهزة (Malhotra et al. 2010, Radzi et al. 2018). أبدى

نظام التصليب بقوس البلازما ارتفاعاً كبيراً في درجة الحرارة، قد يتجاوز (6°C)، مما قد يسبب أذيات لُبِّيّة غير ردودة (Malhotra et al. 2010).

تفوقت أجهزة (LED) على أجهزة (QTH) في هذا المجال (Pirmoradian et al. 2020)، حيث تبين أنها تُسبب ارتفاعاً حرارياً أقل من أجهزة (QTH)، وكان التفسير أنّ أجهزة (LED) تطلق أشعتها ضمن طيف امتصاص (CQ) (ضمن طيف الضوء الأزرق) فقط وبالتالي تتجنب طيف الأشعة تحت الحمراء (على عكس أجهزة (QTH)) مما يقلل من الارتفاع الحراري (Uhl et al. 2003, Guiraldo et al. 2008).

ولكن دراسات لاحقة أثبتت عدم صحة الاعتقاد السائد بأن الارتفاع الحراري المرافق للتصليب بأجهزة (LED) أقل من الارتفاع الحراري المرافق للتصليب بأجهزة (QTH)، والسبب يعود إلى أنّ الجيل الأول من أجهزة (LED) كانت ذات انبعاث إشعاعي منخفض مقارنةً مع أجهزة (QTH) المدروسة (Asmussen et al. 2005, Vandewalle et al. 2005, Guiraldo et al. 2008, Guiraldo et al. 2009, Mollica et al. 2009, Santini 2010, Wahbi et al. 2012).

2-7-3-3- تأثير الطاقة الكلية للتصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة:

بغض النظر عن نظام التصليب المُستخدَم، تبين أنّ مقدار ارتفاع درجة حرارة اللبّ السنّي، التالي للتصليب الضوئي، على علاقة وثيقة بكمية الطاقة الكلية المُقدّمة إلى الراتنج المركب (Jeffrey et al. 2006, Uhl et al. 1990)؛ أي كمية الإشعاع (Hannig et al. 1999)، وزمن التصليب المُستخدَم (Jeffrey et al. 2009, Atai et al. 1990). بدى ذلك جلياً بعد إنتاج الجيلين الثاني والثالث من أجهزة (LED) الذين تسببوا بإصدار حراري أعلى من أجهزة (QTH) (Baroudi et al. 2009)، في حين تسبب الجيل الأول بإصدار أقل (Hofmann et al. 2002).

بيّنت دراسة (Guiraldo) (Guiraldo et al. 2009) أنّ التصليب الضوئيّ بجهاز (LED) (700 mW/cm², 20 s) تَسبَّبَ بارتفاع أكبر في درجة الحرارة من التصليب بجهاز (QTH) (600 mW/cm², 20 s)، بسبب ارتفاع كمية الطاقة الكلية الناتجة عن التصليب بالجهاز الأول.

تتفق الدراسة السابقة مع دراسة (الفارس) (الفارس 2017)، التي قارنت ارتفاع درجة الحرارة التالي للتصليب الضوئيّ بأجهزة (QTH) وبالجيل الثاني من (LED). تبين أنّ الأخيرة تَسبَّبَت بارتفاع أكبر في درجة الحرارة من أجهزة (QTH) عند استخدام زمن تصليب واحد. فُسِّرَ ذلك بإصدار أجهزة (LED) لانبعاث إشعاعيّ أكبر من أجهزة (QTH) وبالتالي زيادة كمية الطاقة الكلية المُقدَّمة إلى الراتنج المركب.

2-7-3-4- تأثير أنماط التصليب الضوئيّ على ارتفاع درجة الحرارة:

اقترح أنّ كمية الحرارة المتولدة من جهاز التصليب الضوئيّ ترتبط بنمط إطلاق الأشعة الضوئية (Rajesh Ebenezar et al. 2010)، كما سيؤثر نمط التصليب الضوئيّ المُستخدَم على معدل تماثر الراتنج المركب ودرجة التحويل (Miletic 2018)، أي أنّ الحرارة الناتجة عن تصليب الراتنج المركب ستأثر بنمط التصليب الضوئيّ بكلا شقيها (الناتج عن الأشعة الضوئية، والناتج عن التفاعل الناشر للحرارة).

تختلف نتائج الدراسات التي تناولت تقييم أثر نمط التصليب الضوئيّ المُستخدَم في تصليب الراتنج المركب على درجة حرارة اللب السنّي بشكل كبير. أظهرت بعض الدراسات أنّ التصليب الضوئيّ بأنماط التصليب البديلة - كنمط التصليب التصاعدي (Al-Qudah et al. 2007, Atai et al. 2009) - يسبب ارتفاعاً أقل في درجة حرارة اللب السنّي، بينما خلصت دراسات أخرى لعدم وجود فرق دال إحصائياً في ارتفاع درجة الحرارة تبعاً لنمط التصليب المُستخدَم (Aguiar et al. 2006, Chang et al. 2013).

الفصل الثالث

الهدف من البحث

Aim of the Study

الهدف من هذا البحث هو دراسة ارتفاع درجة الحرارة الناتج عن التصليب الضوئي باستخدام جهاز تصليب شائع الانتشار في السوق السورية ومتوفر في كلية طب الأسنان-جامعة حماه ومستخدم سنوياً من قبل مئات الأطباء والطلاب لتصليب آلاف الترميمات السنّية على الأسنان المؤقتة.

الفصلُ الرَّابِعُ

موادُّ وطرائقُ البَحْثِ

Materials and Methods

4-1-1 مواد البحث:

4-1-1-1 Filtek Z 250 المركب

راتنج مركب ضوئيّ التصلب ظليل على الأشعة من إنتاج شركة (3M Dental Products,) (St Paul, MN, USA)، يُستخدم لترميم كل من الأسنان الأمامية والخلفية.

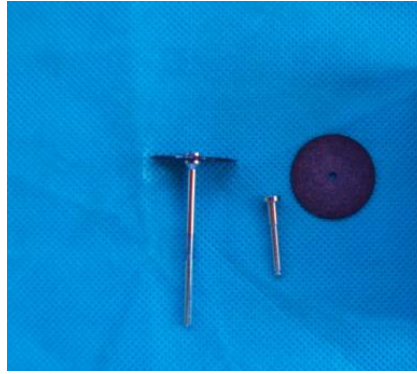
يُصنّف بأنه راتنج مركب هجين مجهري (Microhybrid)، يتركب جزءه العضوي بشكل أساسي من جزيئات (Bis – GMA) و (UDMA) ذات الوزن الجزيئي المرتفع. أما الجزء غير العضوي فيتشكل من مائتات مصنوعة من الزركونيا والسليكا، يتراوح حجمها بين (0.01 – 0.3 μm) بنسبة تحميل (60%) حجماً دون معالجتها بالمادة المزوجة، مبدئ التماثر الضوئيّ المُستخدم هو (CQ)، تتوفر المادة ضمن محاقن بسعة (4 g)، زمن التصلب الضوئيّ المقترح من قبل الشركة الصانعة هو (20 s) لطبقة راتنج بثخانة (2.5 mm)، استُخدم في هذه الدراسة اللون (A3) (الشكل 9).

4-1-2 المواد الأخرى:

1. ماء مقطر.
2. مدكات معدنية خاصة مختلفة الأحجام من أجل تكثيف الراتنج المركب.
3. أدوات بلاستيكية خاصة من أجل تطبيق الراتنج المركب.
4. أقراص فاصلة مع حوامل للأقراص الفاصلة (الشكل 10).
5. ساترات زجاجية بثخانة (0.15 mm).



الشكل 9: الراتنج المركب المستخدم في الدراسة.



الشكل 10: الأقراص الفاصلة والحوامل.

6. ساعة مؤقتة لضبط الوقت.

7. نظارات واقية من الضوء الأزرق تُستخدم أثناء التصليب الضوئي.

8. نظارات واقية لحماية العين أثناء إجراءات تحضير الأسنان.

9. قفازات مطاطية + كامات.

4-1-3- الأدوات المستخدمة في البحث:

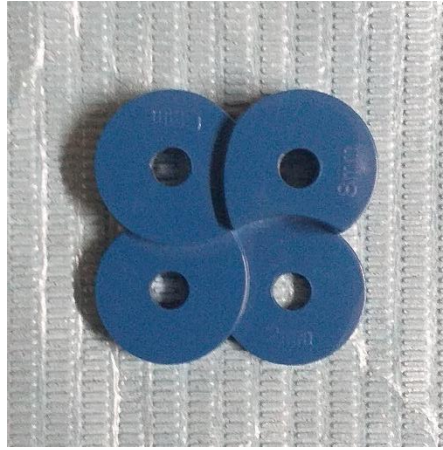
1. جهاز قياس السماكة.

2. أداة خاصة لضبط بُعد جهاز التصليب الضوئي عن الشريحة العاجية (الشكل 11).

3. قبضة توربين من إنتاج شركة (Bing®, Tawa, Wellington, New Zealand).

4. قبضة ميكروتور من إنتاج شركة (NSK®, Shimohinata, Kanuma)

(Tochigi, Japan).



الشكل 11: أداة ضبط بُعد جهاز التصليب.

4-2- الأجهزَة المُستخدَمة في البحث:

4-2-1- جهاز التصليب الضوئي ثنائي الأقطاب نوع JR-CL 17 CLASSIC: جهاز تصليب ضوئي من الجيل الثاني من أجهزة التصليب ثنائية الأقطاب (LED)، من

إنتاج شركة (FOSHAN JERRY MEDICAL APPARATUS CO., LTD, Foshan, China) (الشكل 12). يتراوح انبعاثه الإشعاعي بين (850 – 1200 mW/cm²) حسب الشركة الصانعة، وطول موجة (420 – 480 nm). عندما تكون البطارية مشحونة بشكل كامل يمكن أن يُستخدم الجهاز (200) مرة دون الحاجة للشحن، علماً أنّ الانبعاث الإشعاعي يبقى ثابتاً دون أن يتأثر بنسبة شحن البطارية.

للجهاز ثلاثة أزرار مرتبة من الأعلى إلى الأسفل: (1): زر الإطفاء والتشغيل، (2): الزر (M): يتحكم بنمط التصليب المُستخدَم، (3): الزر (T): يتحكم بزمن التصليب. بالإضافة إلى شاشة رقمية تُظهر نمط التصليب الضوئي المُستخدَم وزمنه. يوفر الجهاز ثمان أزمنة تصليب (5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, & 40 s)، وثلاثة أنماط تصليب مختلفة هي: نمط التصليب الضوئي المستمر، بالإضافة إلى نمطين بديلين هما النمط التصاعدي والنمط النبضي، يُرمز لها بالرموز (F1, F2, F3) على الترتيب.

يتزايد الانبعاث الإشعاعي تدريجياً في نمط التصليب التصاعدي من (0) حتى (1040 mW/cm^2) خلال الثواني الخمس الأولى من التصليب ويبقى ثابتاً لبقية مدة التصليب. أما في نمط التصليب النبضي يُطلق الجهاز الأشعة الضوئية على شكل نبضات يبلغ انبعاثها (1040 mW/cm^2) لمدة (0.75 s) بينها فترات استراحة لمدة (0.25 s).

يتوفر جهاز التصليب الضوئي (JR-CL 17 CLASSIC) في كلية طب الأسنان - جامعة حماة - سوريا، ولم يتم تقديمه للباحث من قبل جهة خارجية وبالتالي لن يؤثر على نتائج الدراسة.

4-2-2- جهاز قياس الانبعاث الإشعاعي Radiometer:

استُخدمَ جهاز (LM-1) من إنتاج شركة (Woodpecker®, Guangxi, China). يقوم هذا الجهاز بقياس الانبعاث الإشعاعي حتى قيمة (3500 mW/cm^2) لأجهزة التصليب الضوئي (LED) و(QTH)، كما يتمتع بالقدرة على تدوين تغيرات الانبعاث الإشعاعي حسب أنماط التصليب المختلفة (الشكل 13).

4-2-3- مقياس درجة الحرارة الرقمي Digital Thermometer:

استُخدمَ جهاز (TES-1300) وهو من إنتاج شركة (TES Electrical Electronic corp., Taipei, Taiwan). يتألف الجهاز من مزدوجة حرارية نوع K (K-type) موصولة إلى وحدة تحكم ذات شاشة تُظهر تغيرات درجة الحرارة رقمياً. يقيس هذا الجهاز درجة الحرارة من (0°C) إلى (199°C) بدقة (0.1°C)، الرقم التسلسلي هو (100408635) (الشكل 14).



الشكل 12: جهاز التصليب الضوئي JR-CL 17 المستخدم في الدراسة.



الشكل 13: مقياس الانبعاث الإشعاعي Radiometer.

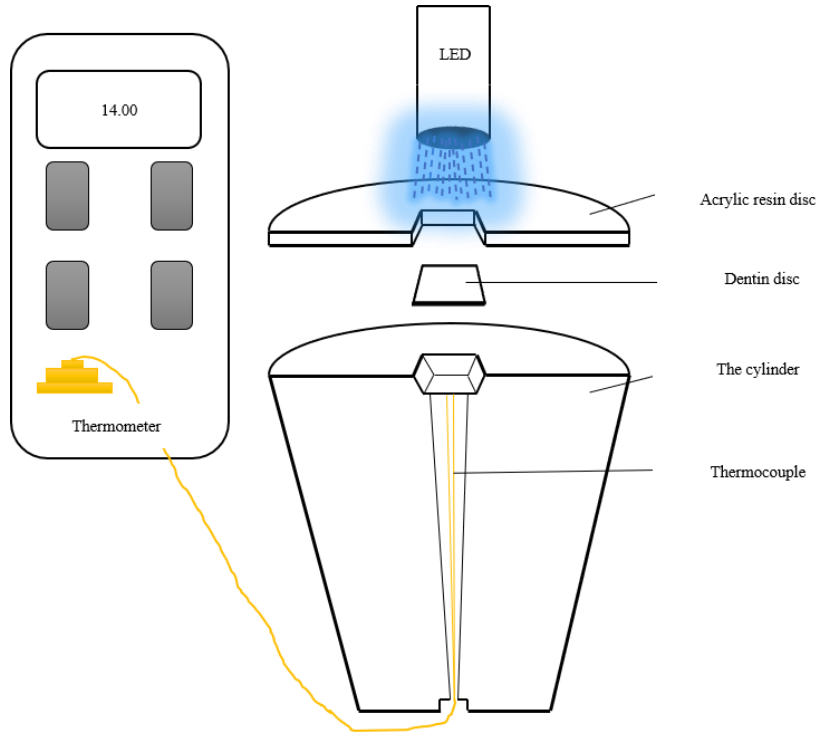


الشكل 14: مقياس درجة الحرارة الرقمي Digital Thermometer.

4-2-4- جهاز قياس درجة الحرارة Temperature Test Apparatus:

استُخدمَ في هذا البحث جهاز قياس درجة الحرارة المطور من قبل الفارس عام (2017) (الفارس 2017) لتوحيد القياسات (الشكل 15). يتألف الجهاز من أسطوانة وقرص متحدي المركز، مُصنَّعة من الراتنج الإكريلي ذاتي التصليب. تحوي الأسطوانة على حفرة (Cavity) مربعة الشكل طول ضلعها

(3 mm) لوضع الشريحة العاجية. تحت مركز الحفرة يوجد قناة (Duct) لإدخال المزوجة الحرارية. أما القرص الإكريلي فهو بثخانة (2 mm) كما يملك فتحة (Hole) مماثلة لحفرة الأسطوانة لتطبيق الراتنج المركب. يوضع القرص الإكريلي فوق الأسطوانة الإكريلية بحيث تنطبق فتحة القرص مع حفرة الأسطوانة.



الشكل 15: مخطط ترسمي لجهاز قياس درجة الحرارة (للبحث).

4-3- طرائق البحث:

تألقت الدراسة من (60) عينة من عاج الأرحاء المؤقتة السليمة، موزعة على (12) مجموعة (كل مجموعة تحوي 5 عينات) وفق نمط التصليب وثخانة شريحة العاج، كما يلي:

1. المجموعة الأولى: ثخانة شريحة العاج (0.5 mm)، مع نمط التصليب المستمر.
2. المجموعة الثانية: ثخانة شريحة العاج (1 mm)، مع نمط التصليب المستمر.
3. المجموعة الثالثة: ثخانة شريحة العاج (1.5 mm)، مع نمط التصليب المستمر.

4. المجموعة الرابعة: ثخانة شريحة العاج (2 mm)، مع نمط التصليب المستمر.
5. المجموعة الخامسة: ثخانة شريحة العاج (0.5 mm)، مع نمط التصليب التصاعدي.
6. المجموعة السادسة: ثخانة شريحة العاج (1 mm)، مع نمط التصليب التصاعدي.
7. المجموعة السابعة: ثخانة شريحة العاج (1.5 mm)، مع نمط التصليب التصاعدي.
8. المجموعة الثامنة: ثخانة شريحة العاج (2 mm)، مع نمط التصليب التصاعدي.
9. المجموعة التاسعة: ثخانة شريحة العاج (0.5 mm)، مع نمط التصليب النبضي.
10. المجموعة العاشرة: ثخانة شريحة العاج (1 mm)، مع نمط التصليب النبضي.
11. المجموعة الحادية عشر: ثخانة شريحة العاج (1.5 mm)، مع نمط التصليب النبضي.
12. المجموعة الثانية عشر: ثخانة شريحة العاج (2 mm)، مع نمط التصليب النبضي.

4-3-1- العينات الحيوية:

إن بروتوكول هذا البحث موافق عليه من قبل مجلس جامعة حماة بموجب القرار رقم (659) تاريخ (2021/4/28).

4-3-1-1- معايير التضمين:

تم اختيار العينات من الأرحاء المؤقتة السليمة الخالية من النخر، والكسر، والترميم، التي قُلِعَتْ بسبب امتصاص الجذور الفيزيولوجي، بعد أخذ الموافقة المسبقة من الطبيب المعالج (الملحق 1).

4-3-1-2- معايير الاستبعاد:

1. الأرحاء التي مضى على قلعها أكثر من ستة أشهر.
2. الأرحاء المؤقتة المحفوظة في أي مادة كيميائية، أو في الكلورامين T (1%) لمدة تتجاوز أسبوع.

3. الأرحاء المؤقتة المحفوظة في وسط جاف.

3-1-3-4- تحضير العينات:

تم تنظيف الأرحاء بواسطة شفرة حسب توصيات (ISO/TS 11405, 2015) (Standard 2015)، ثم حُفِظَتْ هذه الأرحاء في الماء المقطر ثم حُضِرَتْ منها العينات، وأُعيد حفظ العينات بذات الطريقة. تم الحصول على شرائح العاج من السطح الإطباقى للسن بثخانة (0.5 – 1 – 1.5 – 2 mm)، إذ تم قَطْع التاج أفقياً بمستويين متعامدين مع المحور الطولي للتاج الأول بمستوى الملتقى المينائي العاجي الإطباقى والثاني فوق سقف الحجرة اللبّية مباشرة، وبهذا حصلنا على كتلة سنّية تضم العاج والميناء (Hubbezoglu et al. 2008).

تم رسم مربع طول ضلعه (3 mm) بقلم رصاص على السطح اللبّي للكتلة، ثم قُطِع هذا المربع باستخدام سنابل الفصل والأقراص الفاصلة بحيث مُررت عمودياً على أضلع المربع وذلك للحصول على شريحة مربعة من العاج فقط (الشكل 16)، سطحها اللبّي والإطباقى عبارة عن مربع طول ضلعه (3 mm) (الشكل 17)، وتم ضبط الثخانة بواسطة أقراص زجاجية حتى الوصول إلى الثخانة المطلوبة (0.5 – 1 – 1.5 – 2 mm) حيث تم التأكد من الثخانة بواسطة جهاز قياس السماكة (الشكل 18)، وتم حُفِظَتْ العينات في الماء المقطر لحين استخدامها.



الشكل 16: تحضير الشريحة العاجية.

استخدام السنابل للحصول على الشريحة العاجية المربعة.



الشكل 17: شريحة العاج.



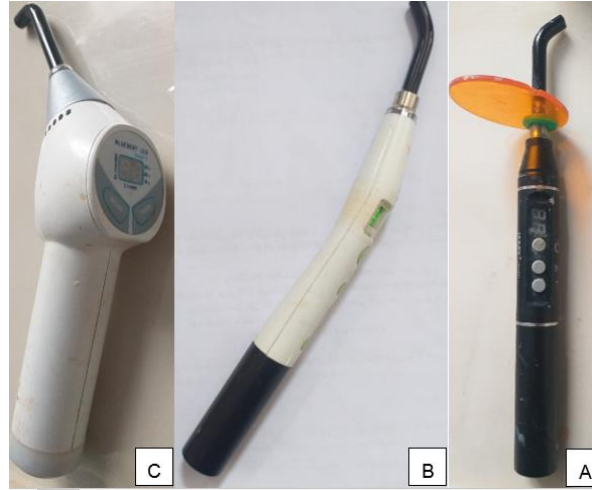
الشكل 18: التأكد من ثخانة الشرائح العاجية بواسطة مقياس السماكة.

4-3-2- التقصي عن صلاحية الجهاز المُستخدَم في الدراسة:

تم اختبار مجموعة من أجهزة الجيل الثاني لأجهزة التصليب الضوئي ثنائية الأقطاب المتوفرة في كلية طب الأسنان - جامعة حماة، للتأكد من مقدار وثبات الانبعاث الإشعاعي لجهاز التصليب الضوئي.

الأجهزة التي تم اختبارها (الشكل 19): جهاز التصليب الضوئي (LED B) من إنتاج شركة (Woodpecker®) الصينية، جهاز التصليب الضوئي (Bludent Smart) من إنتاج شركة (BG Light LTD®) البلغارية، وجهاز التصليب الضوئي (JR-CL 17 CLASSIC) من إنتاج شركة (JERRY®) الصينية.

تم التأكد من الانبعاث الإشعاعي لأجهزة التصليب الضوئي باستخدام مقياس الانبعاث الإشعاعي (LM-1) (الشكل 20)، حيث وُضِعَ رأس جهاز التصليب الضوئي بشكل عمودي وبتماس مع المكان المخصص ضمن مقياس الانبعاث الإشعاعي (المسافة صفر). أُخِذَت القراءات بعد (10 s) من تشغيل جهاز التصليب الضوئي ودُوِنَت النتائج، أُخِذَت القياسات لمدة خمسة أيام متتالية، وأُخِذَ المتوسط الحسابي على أنه الانبعاث الإشعاعي الحقيقي لجهاز التصليب الضوئي.



الشكل 19: أجهزة التصليب الضوئي التي تم اختبارها.

A: جهاز التصليب JR-CL 17. B: جهاز التصليب LED B. C: جهاز التصليب Bludent Smart.



الشكل 20: التأكد من الانبعاث الإشعاعي لجهاز التصليب الضوئي.

- تم التأكد من شحن جهاز التصليب بشكل كامل قبل أخذ القياسات.
- تم اعتماد نمط التصليب المستمر أثناء القياس.
- تم اختيار جهاز (JR – CL 17 CLASSIC) الذي حقق أعلى قيم انبعاث إشعاعي وأكثرها تجانساً.

4-3-3- طريقة دراسة ارتفاع درجة الحرارة:

بعد استخراج الشرائح العاجية من الماء المقطر - وقبل تنفيذ التجربة مباشرة - تم توزيعها على مجموعات البحث بشكل متسلسل. تم البدء بمجموعة الثخانة (0.5 mm) واختيرت الشريحة الأولى لتكون ضمن مجموعة التصليب بالنمط المستمر، ثم الشريحة التالية ضمن مجموعة التصليب بالنمط التصاعدي، ثم الشريحة التي تليها ضمن مجموعة التصليب بالنمط النبضي، وهكذا حتى الشريحة الخامسة عشر - من مجموعة الثخانة ذاتها - والتي ذهبت إلى مجموعة التصليب بالنمط النبضي. أُعيد التسلسل السابق مع مجموعات الثخانة الأخرى (2 mm - 1.5 - 1) بذات الترتيب.

4-3-3-1- التصليب الضوئي الأولي:

وُضِعَت الشريحة العاجية غير المعالجة بمواد الربط (Bonding Agents) في مكانها ضمن الأسطوانة الإكريلية المزودة بالمزدوجة الحرارية، ثم وُضِعَت أداة ضبط البُعد على الأسطوانة الإكريلية عند ثخانة (2 mm) بحيث انطبقت الفتحة الخاصة بها تماماً فوق الشريحة العاجية الموضوعة في الأسطوانة الإكريلية.

تم تأسيس درجة الحرارة المرجعية خلال (5 min) قبل كل قياس؛ حيث أُخِذَت قياسات

درجات الحرارة لشريحة العاج في درجة حرارة الغرفة بواسطة مقياس درجة الحرارة الرقمي (Hubbezoglu)

(et al. 2008). تم تغطية الشريحة العاجية بواسطة كرية قطنية مرطبة بالماء المقطر خلال مدة تأسيس

درجة الحرارة المرجعية، وبعد التصليب الضوئي الأولي للسماح للشريحة العاجية بالعودة لدرجة الحرارة المرجعية دون جفافها.

تُثبت رأس جهاز التصليب على سطح أداة ضبط البُعد على ارتفاع (2 mm) من السطح العلوي للشرائح العاجية، حيث كان سطح رأس الموجه الضوئي موازياً لسطح الشريحة، تم إطلاق الأشعة الضوئية لمدة (10 s) بأحد أنماط التصليب المدروسة، ومن ثم دُونت أعلى درجة حرارة تم تسجيلها للشريحة العاجية (الشكل A, 21).

4-3-2- تصليب الراتنج المركب:

وُضِعَ القرص الإكريلي فوق الأسطوانة الحاوية على الشريحة العاجية، بعد استقرار درجة حرارة الشريحة العاجية، ثم طُبِقَ الراتنج المركب (Filtek Z 250) (الموجود بدرجة حرارة الغرفة، لون A3) ضمن الفتحة المصممة له في القرص الإكريلي ودُكَّ بواسطة مدكات حتى امتلاء الحفرة بشكلٍ كاملٍ من مادة الراتنج المركب. صُلِّبَ الراتنج المركب عن طريق وضع رأس جهاز التصليب الضوئي بتماس مباشر مع الراتنج المركب بوجود سائرة زجاجية بسماكة (0.15 mm) كغطاء حامي (الشكل 21, B, C) (Szalewski et al. 2021).

تم قياس درجة الحرارة قبل التصليب وتسجيلها، ثم أُطلقت الأشعة الضوئية من جهاز التصليب على السطح العلوي للراتنج المركب بذات النمط المطبق في مرحلة التصليب الضوئي الأولي (الشكل 21, D)، مدة التصليب هي (20 s) تمت أثناءها مراقبة ارتفاع درجة الحرارة، وبعد الانتهاء من التصليب الضوئي تم تدوين أعلى درجة حرارة تم تسجيلها، حتى بعد توقف ضوء التصليب (Dogan et al. 2009).

4-3-3- الأرشفة وحساب مقدار ارتفاع درجة الحرارة:

تم حساب مقدار ارتفاع درجة الحرارة خلال التصليب الضوئي الأولي وتصليب الراتنج المركب

وفق المعادلة التالية:

$$\Delta T = T_2 - T_1$$

حيث:

- ΔT : مقدار ارتفاع درجة الحرارة.

- T_1 : درجة الحرارة المرجعية.

- T_2 : أعلى درجة حرارة بلغها السطح السفلي للشريحة العاجية.

بعد الانتهاء من تسجيل درجة الحرارة تم نزع القرص الإكريلي الذي أصبح يحتوي على كتلة من الراتنج المركب ملتصق مع سطحها السفلي الشريحة العاجية المدروسة. تم تدوين رقم الشريحة وثخانتها ونمط التصليب المُستخدَم على السطح العلوي للقرص الإكريلي للأرشفة.

طُبِّقَت التجربة على الشريحة التالية بفاصل (5 min) حتى استقرار درجة حرارة الأسطوانة الإكريلية. فُحص الانبعاث الإشعاعي لجهاز التصليب الضوئي بعد كل (5) استخدامات بوضع رأس الموجه الضوئي على المكان المخصص ضمن مقياس الانبعاث بحيث يكون عمودياً وملاصقاً تماماً للمقياس (المسافة بين رأس جهاز التصليب ومقياس الانبعاث الإشعاعي تساوي صفر)، حيث أُخِذَت القراءات بعد (10 s) من تشغيل جهاز التصليب الضوئي ودُونَت النتائج.



الشكل 21: طريقة قياس ارتفاع درجة الحرارة.

A: إطلاق الأشعة الضوئية على الشريحة العاجية. B: استقرار درجة حرارة الشريحة العاجية. C: ملئ الحفرة الإكريلية بالراتنج

المركب. D : قياس ارتفاع درجة الحرارة خلال تصلب الراتنج المركب.

4-3-4- طرائق الدراسة الإحصائية:

نُفذت الدراسة الإحصائية باستخدام برنامج التحليل الإحصائي SPSS (Version 25 SPSS) (Inc., Chicago, USA). اختُبرت الدلالة الإحصائية للفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة حسب ثخانة الشريحة العاجية باستخدام اختبار تحليل التباين الأحادي (One-Way ANOVA)، كما تم تنفيذ ذات الاختبار لدراسة دلالة الفروق حسب نمط التصليب الضوئي. وذلك بسبب تحقيق عينة الدراسة لشروط تلك الاختبارات (الاستقلالية، والتوزيع الطبيعي، وتجانس التباين). وهذا ما أكدته اختبارات (Chi-square)، و(Kolmogorov-Smirnov)، و(Shapiro-Wilk)، و(Leven) على الترتيب.

وعن المقارنات الثنائية المتعددة فأجريت - عندما أشارت اختبارات (ANOVA) لدلالة إحصائية - حسب طريقة (Tukey HSD) بسبب تساوي عدد أفراد المجموعات في العينة المدروسة.

ملاحظة: مستوى الثقة المعتمد في هذه الدراسة هو (95%).

الفصلُ الخامسُ

النتائجُ

Results

5-1- نتائج الدراسة الأولية:

أُجريت هذه الدراسة للتحقق من الانبعاث الإشعاعي لأجهزة التصليب الضوئي، حيث تم وضع رأس جهاز التصليب مباشرةً على المكان المخصص ضمن مقياس الانبعاث الإشعاعي بحيث يكون رأس جهاز التصليب عمودياً وملاصقاً تماماً لمقياس الانبعاث (أي أنّ المسافة بين رأس جهاز التصليب ومقياس الانبعاث تساوي الصفر).

أُخذت قراءة الانبعاث الإشعاعي بعد (10 s) من تشغيل جهاز التصليب الضوئي بنمط التصليب التقليدي (المستمر)، ودُوّنت النتائج (الجدول 2). تم تكرار هذه القياسات يومياً لمدة خمسة أيام متتالية ومن ثم تم حساب المتوسط الحسابي للقياسات الخمسة واعتباره بأنّه الانبعاث الإشعاعي الحقيقي المُقاس لجهاز التصليب الضوئي المدروس. وكانت النتائج كالتالي:

1. الانبعاث الإشعاعي الحقيقي لجهاز التصليب ثنائي الأقطاب (LED B) = 622 mW/cm^2 .

2. الانبعاث الإشعاعي الحقيقي لجهاز التصليب ثنائي الأقطاب (Bludent Smart) = 735 mW/cm^2 .

3. الانبعاث الإشعاعي الحقيقي لجهاز التصليب ثنائي الأقطاب (JR-CL 17 CLASSIC) = 1040 mW/cm^2 .

جدول 2: قيم الانبعاث الإشعاعي المقاسة لأجهزة التصليب الضوئي.

الانبعاث الإشعاعي حسب الشركة المصنعة mW/cm^2	الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	جهاز التصليب
850 – 1200	13.693	1040	JR-CL 17
حتى 1300	33.541	735	Bludent Smart
1000 – 1200	30.331	622	LED B

يُظهر (الجدول 2) أنّ قيم الانبعاث الإشعاعي الحقيقي لجهاز التصليب الضوئي (JR-CL

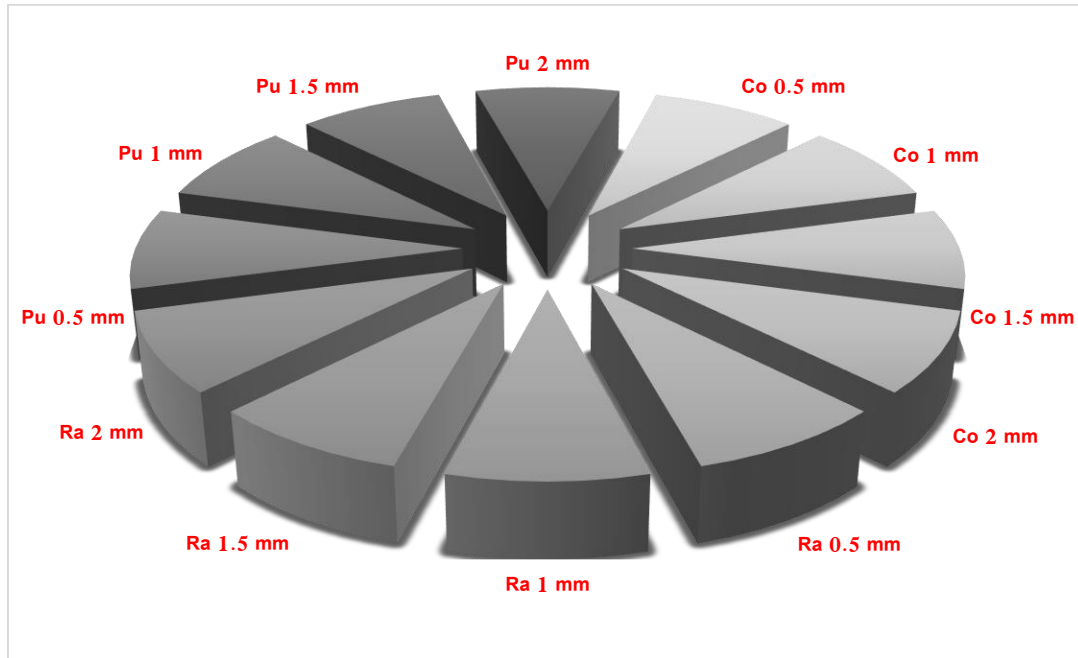
17 CLASSIC) هي الأعلى والأكثر استقراراً وبناءً عليه تم اختياره لتنفيذ الدراسة.

5-2- وصف عينة الدراسة:

تألّفت عينة الدراسة من (60) شريحة عاجية أُخِذت من أرحاء مؤقتة سليمة، وُزعت العينة عشوائياً على (12) مجموعة؛ تبعاً لثخانة شريحة العاج (0.5 – 1 – 1.5 – 2 mm) ونمط التصليب الصّوّئي المُستخدَم (المستمر، والتصاعدي، والنبضي)، كما هو مذكور في (الجدول 3) و (المخطط البياني 1):

جدول 3: توزيع عينة الدراسة.

النسبة المئوية			نمط التصليب			ثخانة الشريحة
النبضي	التصاعدي	المستمر	النبضي	التصاعدي	المستمر	
%8.34	%8.34	%8.34	5	5	5	0.5 mm
%8.34	%8.34	%8.34	5	5	5	1 mm
%8.34	%8.34	%8.34	5	5	5	1.5 mm
%8.34	%8.34	%8.34	5	5	5	2 mm
%33.34	%33.34	%33.34	20	20	20	المجموع
%100			60			المجموع الكلي



المخطط البياني 1: توزيع عينة الدراسة.

النبضي: Pu؛ والتصاعدي: Ra؛ والمستمر: Co

5-3- نتائج دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة خلال التصليب الضوئي الأولي:
 5-3-1- الإحصاء الوصفي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:

تم تسجيل درجة الحرارة الأولية للسطح السفلي لكل شريحة عاجية قبل تعريضها للأشعة الضوئية، ثم عُرِضَت الشرائح العاجية للأشعة الضوئية لمدة (10 s) وتم تسجيل أعلى درجة حرارة ناتجة عن عملية التصليب الضوئي الأولي.

تم حساب الارتفاع في درجة الحرارة وفق المعادلة التالية:

$$\Delta T = T_2 - T_1$$

حيث:

- ΔT : مقدار ارتفاع درجة الحرارة.

- T_1 : درجة الحرارة قبل التعرض للأشعة الضوئية مباشرة.

- T_2 : أعلى درجة حرارة سُجلت بسبب التعرض للأشعة الضوئية.

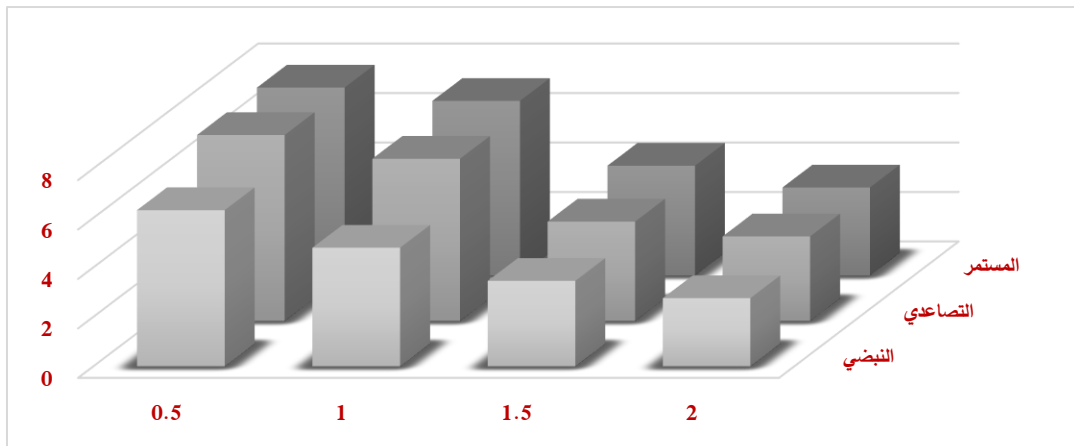
يُظهر (الجدول 4) و(المخطط البياني 2) الإحصاء الوصفي للمجموعات الاثني عشر التي

تُمثل دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:

جدول 4: الإحصاء الوصفي لمجموعات دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الصوتي الأولي.

الربيعات Quartiles		وصف المجموعة					
Q3	Q1	الحد الأعلى Maximum	الحد الأدنى Minimum	الوسيط Median	المتوسط الحسابي Mean	نمط التصليب	ثخانة الشريحة
7.8	7.45	8	7.4	7.5	7.60 (0.234)	المستمر	0.5 mm
7.75	7.35	7.8	7.3	7.4	7.52 (0.217)	التصاعدي	
6.75	5.95	6.8	5.7	6.2	6.32 (0.443)	النبضي	
7.6	6.5	7.7	6.2	7.1	7.06 (0.594)	المستمر	1 mm
6.75	6.4	6.8	6.4	6.5	6.56 (0.182)	التصاعدي	
5.3	4.45	5.3	4.4	4.5	4.80 (0.458)	النبضي	
4.6	4.3	4.7	4.3	4.4	4.44 (0.609)	المستمر	1.5 mm
4.1	3.95	4.1	3.9	4	4.02 (0.083)	التصاعدي	
3.6	3.3	3.6	3.2	3.5	3.46 (0.167)	النبضي	
3.7	3.4	3.7	3.3	3.6	3.56 (0.167)	المستمر	2 mm
3.95	3	3.4	2.8	3.2	3.42 (0.567)	التصاعدي	
2.95	2.65	2.9	2.6	2.7	2.76 (0.134)	النبضي	

ملاحظة: تم وضع الانحراف المعياري ضمن الأقواس ().



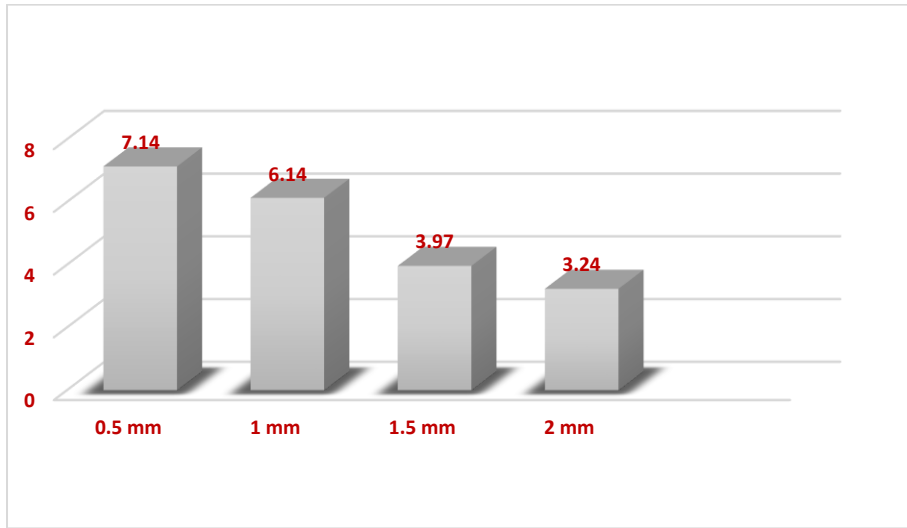
المخطط البياني 2: المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الصوتي الأولي حسب نمط التصليب الصوتي لكل ثخانة من الشرائح العاجية.

5-3-2- الإحصاء الاستدلالي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:

5-3-2-1- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية:

أُجري أولاً حساب المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية أثناء

التصليب الضوئي الأولي (المخطط البياني 3) ومن ثم تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA) (الجدول 5):



المخطط البياني 3: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي حسب ثخانة كل شريحة عاجية.

جدول 5: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية.

المتغير المدروس	ثخانة شريحة العاج	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	درجات الحرية	قيمة F	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
ارتفاع درجة الحرارة	0.5	15	7.140	.67281	93.067	3	97.016	0.000	يوجد فروق دالة
	1	15	6.140	1.0848	(0.309)				
	1.5	15	3.970	.43665					
	2	15	3.246	.48531					

يتبين من (الجدول 5) بأن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة الجدولية (0.05)، أي

أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء

التصليب الضوئي الأولي يختلف اختلافاً جوهرياً عن متوسط آخر في مجموعات ثخانة الشريحة العاجية.

ولمعرفة أي من المتوسطات لديه فرق دال إحصائياً عن متوسط آخر تم إجراء المقارنات

التثنائية المتعددة وفق طريقة (Tukey HSD) كما يلي (الجدول 6):

جدول 6: نتائج المقارنة التثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق التثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية.

المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي				
دلالة الفروق	مستوى الدلالة	فروق المتوسطات	مجموعتي الثخانة المقارنتين	
			المجموعة الثانية	المجموعة الأولى
يوجد فروق دالة	0.002	1.0066	1	
يوجد فروق دالة	0.000	3.1733	1.5	0.5
يوجد فروق دالة	0.000	3.9000	2	
يوجد فروق دالة	0.000	2.1667	1.5	1
يوجد فروق دالة	0.000	2.8933	2	
يوجد فروق دالة	0.039	0.7267	2	1.5

يُظهر الجدول أعلاه (الجدول 6) أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية

(0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين كل مجموعتين من مجموعات الثخانة؛

أي أنّه عند مستوى الثقة (95%) توجد فروق دالة بين متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين كل

مجموعتين من مجموعات الثخانة العاجية.

وفقاً لمقارنة المتوسطات الموضحة في (المخطط البياني 3) يظهر بأن قيمة المتوسط الحسابي

لمقدار ارتفاع درجة الحرارة خلال التصليب الضوئي الأولي تتناسب عكساً مع ثخانة الشريحة العاجية؛

حيث سُجل أعلى متوسط لارتفاع درجة الحرارة في مجموعة الثخانة (0.5 mm) وأدنى متوسط في

مجموعة الثخانة (2 mm).

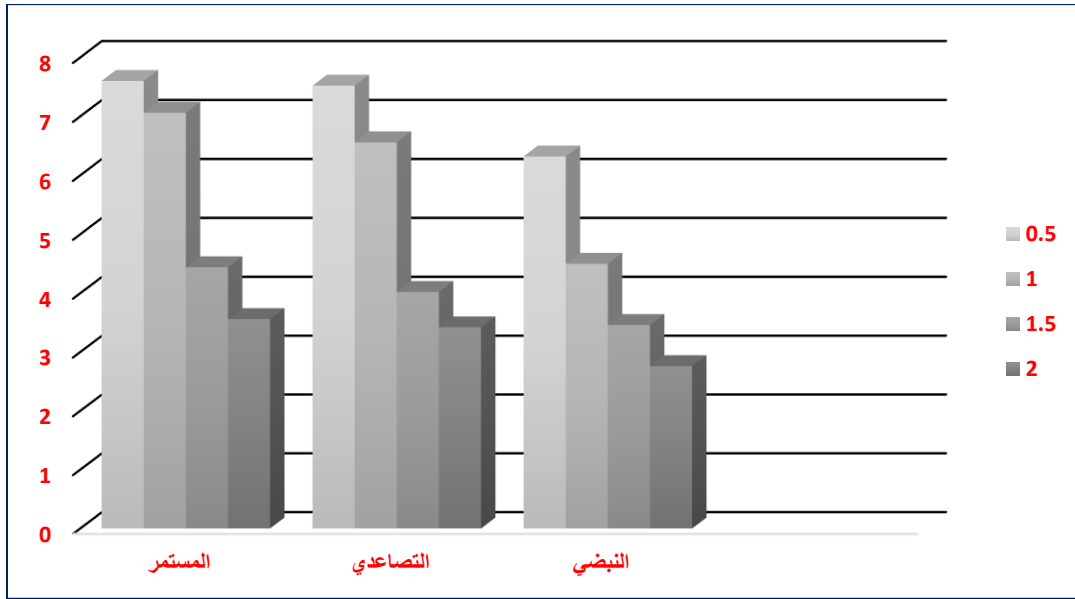
5-3-2-2- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدئى:

تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA) لمقارنة ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات الثخانة العاجية (0.5 – 1 – 1.5 – 2 mm) لكل نمط تصليب ضوئي على حدئى (الجدول 7) و(المخطط البياني 4):

جدول 7: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدئى.

نمط التصليب الضوئي	ثخانة الشريحة	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	درجات الحرية	قيمة F	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
المستمر	0.5	5	7.600	.2345	54.667 (0.153)	3	166.98	0.000	يوجد
	1	5	7.060	.5941					فروق
	1.5	5	4.440	.1673					دالة
	2	5	3.560	.1673					
التصاعدي	0.5	5	7.520	.2179	60.000 (0.067)	3	190.11	0.000	يوجد
	1	5	6.560	.1816					فروق
	1.5	5	4.020	.0837					دالة
	2	5	3.420	.5674					
النبضي	0.5	5	6.320	.4438	60.000 (0.067)	3	12.338	0.000	يوجد
	1	5	4.500	.4582					فروق
	1.5	5	3.460	.1673					دالة
	2	5	2.760	.1341					

يتبين من الجدول السابق (الجدول 7) بأن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) في كافة مجموعات أنماط التصليب الضوئي (المستمر، والتصاعدي، والنبضي) أي أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة يختلف اختلافاً ذو دلالة عن متوسط آخر في مجموعات أنماط التصليب الضوئي الثلاث.



المخطط البياني 4: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي حسب ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي.

ولمعرفة أي من المتوسطات لديه فرق دال إحصائياً عن متوسط آخر في كل مجموعة من مجموعات أنماط التصليب الضوئي تم إجراء المقارنات الثنائية المتعددة وفق طريقة (Tukey HSD) لكل مجموعة كما في (الجدول 8).

يُظهر (الجدول 8) أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أكبر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع مجموعة الثخانة (1 mm) في نمط التصليب المستمر، وأيضاً بين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع مجموعة الثخانة (2 mm) في نمط التصليب التصاعدي؛ أي أنه عند مستوى الثقة (95%) لا توجد فروق دالة في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع مجموعة الثخانة (1 mm) في نمط التصليب المستمر، وبين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع مجموعة الثخانة (2 mm) في نمط التصليب التصاعدي.

جدول 8: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل من نمط التصليب.

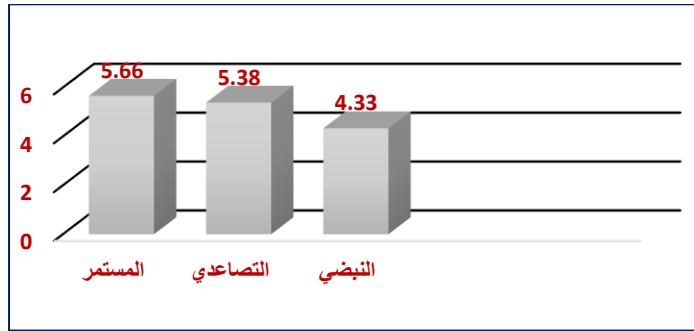
المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي					
نمط التصليب	مجموعي الثخانة المقارنتين		فروق المتوسطات	مستوى الدلالة	دلالة الفروق
	المجموعة الأولى	المجموعة الثانية			
المستمر		1	0.5400	0.097	لا توجد فروق دالة
	0.5	1.5	3.1600	0.000	توجد فروق دالة
		2	4.0400	0.000	توجد فروق دالة
	1	1.5	2.6200	0.000	توجد فروق دالة
		2	3.5000	0.000	توجد فروق دالة
	1.5	2	0.8800	0.004	توجد فروق دالة
التصاعدي		1	0.9600	0.001	توجد فروق دالة
	0.5	1.5	3.5000	0.000	توجد فروق دالة
		2	4.1000	0.000	توجد فروق دالة
	1	1.5	2.5400	0.000	توجد فروق دالة
		2	3.1400	0.000	توجد فروق دالة
	1.5	2	0.6000	0.057	لا توجد فروق دالة
النبضي		1	1.5200	0.000	توجد فروق دالة
	0.5	1.5	2.8600	0.000	توجد فروق دالة
		2	3.5600	0.000	توجد فروق دالة
	1	1.5	1.3400	0.000	توجد فروق دالة
		2	2.0400	0.000	توجد فروق دالة
	1.5	2	0.7000	0.022	توجد فروق دالة

من (الجدول 8) أيضاً، نجد أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (2 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (0.5 – 1 – 1.5 mm)، وبين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع مجموعتي الثخانة (0.5 – 1 mm) عند استخدام نمط التصليب المستمر، وبين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (1 – 1.5 – 2 mm)، وبين مجموعة الثخانة (1 mm) مع مجموعتي الثخانة (2 – 1.5 mm) عند استخدام نمط التصليب التصاعدي، وبين كل مجموعتين من مجموعات الثخانة العاجية عند استخدام نمط التصليب النبضي، أي أنّه عند مستوى الثقة (95%) يوجد فروق دالة

إحصائياً في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (2 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (0.5 – 1 – 1.5 mm)، وبين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع مجموعتي الثخانة (0.5 – 1 mm) عند استخدام نمط التصليب المستمر، وبين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (1 – 1.5 – 2 mm)، وبين مجموعة الثخانة (1 mm) مع مجموعتي الثخانة (2 – 1.5 mm) عند استخدام نمط التصليب التصاعدي، وبين كل مجموعتين من مجموعات الثخانة العاجية عند استخدام نمط التصليب النبضي.

3-2-3-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بالنسبة لنمط التصليب الضوئي:

كما هو الحال عند دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية، تم حساب المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بالنسبة لنمط التصليب الضوئي (المخطط البياني 5) ومن ثم تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA) (الجدول 9):



المخطط البياني 5: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي تبعاً لنمط التصليب الضوئي.

جدول 9: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط التصليب الضوئي.

المتغير المدروس	نمط التصليب الضوئي	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	قيمة F	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
ارتفاع درجة الحرارة	المستمر	20	5.665	1.7765	75.500	3.521	2	0.036	يوجد فرق دالة
	التصاعدي	20	5.405	1.8095	(0.154)				
	النبضي	20	4.335	1.4295					

يتبين من (الجدول 9) بأن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة الجدولية (0.05)، أي أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة يختلف اختلافاً جوهرياً عن متوسط آخر في مجموعات نمط التصليب الضوئي.

ولتبيان أي من المتوسطات لديه فرق دال إحصائياً عن متوسط آخر تم إجراء المقارنات الثنائية المتعددة وفق طريقة (Tukey HSD) كما يلي (الجدول 10):

جدول 10: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط التصليب الضوئي.

المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي				
دلالة الفروق	مستوى الدلالة	فروق المتوسطات	مجموعتي الشخانة المقارنتين	
			المجموعة الثانية	المجموعة الأولى
لا توجد فروق دالة	0.852	0.2850	التصاعدي	المستمر
توجد فروق دالة	0.040	1.3300	النبضي	التصاعدي
لا توجد فروق دالة	0.126	1.0450	النبضي	التصاعدي

يُظهر الجدول السابق (الجدول 10) أن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أكبر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب التصاعدي مع مجموعة نمط التصليب المستمر ومجموعة نمط التصليب النبضي؛ أي أنه عند مستوى الثقة (95%) لا توجد فروق دالة في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب التصاعدي مع مجموعتي نمط التصليب المستمر والنبضي.

كما نجد أن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب النبضي مع مجموعة نمط التصليب المستمر؛ أي أنه عند مستوى الثقة (95%) توجد فروق دالة في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب النبضي ومجموعة نمط التصليب المستمر.

وبالعودة إلى (المخطط البياني 5) يظهر لنا أن أعلى مقدار في ارتفاع درجة حرارة السطح السفلي للشريحة العاجية - أثناء التصليب الضوئي الأولي - سُجل للعينات المُعرّضة لنمط التصليب المستمر تلاه نمط التصليب التصاعدي وأخيراً نمط التصليب النبضي.

5-3-3-4- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بالنسبة لنمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية على حدئ:

تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA) لمقارنة ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط التصليب الضوئي (المستمر، والتصاعدي، والنبضي) لكل ثخانة شريحة عاجية مدروسة على حدئ كما في (الجدول 11)، الذي يبين أن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) في كافة الثخانات العاجية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة يختلف اختلافاً ذو دلالة عن متوسط آخر في كل مجموعة من مجموعات الشرائح العاجية.

جدول 11: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية.

ثخانة الشريحة	نمط التصليب الضوئي	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	درجات الحرية	قيمة F	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
0.5 mm	المستمر	5	7.6	.2345	27.000 (0.211)	2	25.97	0.000	يوجد
	التصاعدي	5	7.52	.2588					فروق
	النبضي	5	6.32	.4438					دالة
1 mm	المستمر	5	7.02	.5041	27.000 (0.135)	2	35.64	0.014	يوجد
	التصاعدي	5	6.56	.1816					فروق
	النبضي	5	4.8	.4582					دالة
1.5 mm	المستمر	5	4.44	.1673	30.000 (0.070)	2	57.56	0.000	يوجد
	التصاعدي	5	4.02	.0836					فروق
	النبضي	5	3.46	.1673					دالة
2 mm	المستمر	5	3.56	.1673	27.000 (0.079)	2	7.440	0.008	يوجد
	التصاعدي	5	3.42	.5674					فروق
	النبضي	5	2.76	.1341					دالة

ولمعرفة لصالح من تلك الفروق تم إجراء اختبار المقارنات الثنائية المتعددة حسب طريقة

(Tukey HSD) لكل مجموعة من مجموعات الشرائح العاجية وفق ما يلي (الجدول 12):

جدول 12: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي بين مجموعات نمط تصليب ضوئي لكل ثخانة عاجية على حدئ.

المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي					
دلالة الفروق	مستوى الدلالة	فروق المتوسطات	مجموعتي النمط المقارنتين		ثخانة الشريحة
			المجموعة الثانية	المجموعة الأولى	
لا توجد فروق دالة	0.916	0.0800	التصاعدي	المستمر	0.5 mm
توجد فروق دالة	0.000	1.2800	النبضي	التصاعدي	
لا توجد فروق دالة	0.220	0.5000	التصاعدي	المستمر	1 mm
توجد فروق دالة	0.000	2.2600	النبضي	التصاعدي	
لا توجد فروق دالة	0.002	0.4200	التصاعدي	المستمر	1.5 mm
توجد فروق دالة	0.000	0.9800	النبضي	التصاعدي	
لا توجد فروق دالة	0.808	0.1400	التصاعدي	المستمر	2 mm
توجد فروق دالة	0.009	0.8000	النبضي	التصاعدي	
توجد فروق دالة	0.029	0.6600	النبضي	التصاعدي	

نلاحظ من (الجدول 12) أن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أكبر من القيمة الجدولية (0.05)

عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب المستمر ومجموعة نمط

التصليب التصاعدي عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (0.5 – 1 – 2 mm)، أي أنه عند مستوى

ثقة (95%) لا يوجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط

التصليب المستمر ومجموعة نمط التصليب التصاعدي عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (0.5

– 1 – 2 mm).

أيضاً، من (الجدول 12) نجد أن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية

(0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب النبضي

ومجموعتي نمط التصليب (المستمر، والتصاعدي) عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (1 – 0.5 mm)، وبين كل مجموعتين من مجموعات أنماط التصليب عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (1.5 mm). أي أنه عند مستوى ثقة (95%) متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة في مجموعة نمط التصليب المستمر ومجموعة نمط التصليب التصاعدي أكبر بشكل دال إحصائياً من مجموعة نمط التصليب النبضي عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (2 mm – 1 – 0.5)، وبين كل مجموعتين من مجموعات أنماط التصليب عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (1.5 mm).

عند النظر إلى (المخطط البياني 2) – الذي يوضح متوسط مقدار ارتفاع درجة حرارة السطح السفلي للشريحة العاجية حسب نمط التصليب الضوئي في كل ثخانة مدروسة – نجد أن نمط التصليب المستمر تَسَبَّبَ بأكبر قدر في ارتفاع درجة الحرارة، تلاه نمط التصليب التصاعدي، ثم نمط التصليب النبضي.

4-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:

1-4-5- الإحصاء الوصفي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:

تم تسجيل درجة حرارة السطح السفلي لكل شريحة عاجية بعد تطبيق الراتنج المركب وقبل البدء بتصليبه مباشرة، وتم أيضاً تسجيل أعلى درجة حرارة ناتجة عملية التصليب الضوئي للراتنج المركب. تم حساب مقدار الارتفاع في درجة الحرارة بذات الطريقة الحسابية المتبعة مع التصليب الضوئي الأولي، حسب المعادلة:

$$\Delta T = T_2 - T_1$$

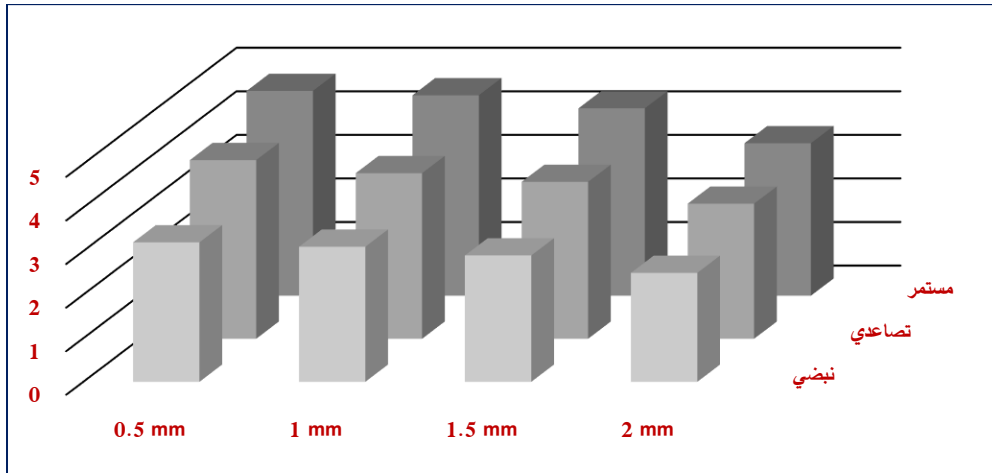
يُظهر (الجدول 13) و(المخطط البياني 6) الإحصاء الوصفي للمجموعات الاثني عشر التي

تُمثل دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:

جدول 13: الإحصاء الوصفي لمجموعات دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب.

الربيعات Quartiles		وصف المجموعة					
Q3	Q1	الحد الأعلى Maximum	الحد الأدنى Minimum	الوسيط Median	المتوسط الحسابي Mean	نمط التصليب	ثخانة الشريحة
5.15	4.35	5.3	4.3	4.9	4.780 (0.428)	المستمر	0.5 mm
4.45	3.65	4.5	3.4	4.3	4.1 (0.453)	التصاعدي	
3.55	2.9	3.7	2.7	3.2	3.22 (0.371)	النبضي	
5.2	4	5.3	3.7	4.6	4.60 (0.641)	المستمر	1 mm
4.15	3.5	4.2	3.2	3.9	3.84 (0.391)	التصاعدي	
4	2.45	4.1	2.1	2.9	3.16 (0.829)	النبضي	
4.85	3.8	5	3.4	4.2	4.3 (0.609)	المستمر	1.5 mm
4.05	3.35	4.4	3.3	3.5	3.66 (0.439)	التصاعدي	
3.25	2.5	3.4	2.2	3	2.9 (0.447)	النبضي	
4.2	2.95	4.5	2.9	3.2	3.5 (0.682)	المستمر	2 mm
3.65	2.7	4	2.5	3	3.14 (0.560)	التصاعدي	
2.75	2.35	2.9	2.3	2.4	2.52 (0.239)	النبضي	

ملاحظة: تم وضع الانحراف المعياري ضمن الأقواس ().



المخطط البياني 6: المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب حسب نمط التصليب الصنوي لكل ثخانة من الشرائح العاجية.

5-4-2- الإحصاء الاستدلالي لدراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج

المركب:

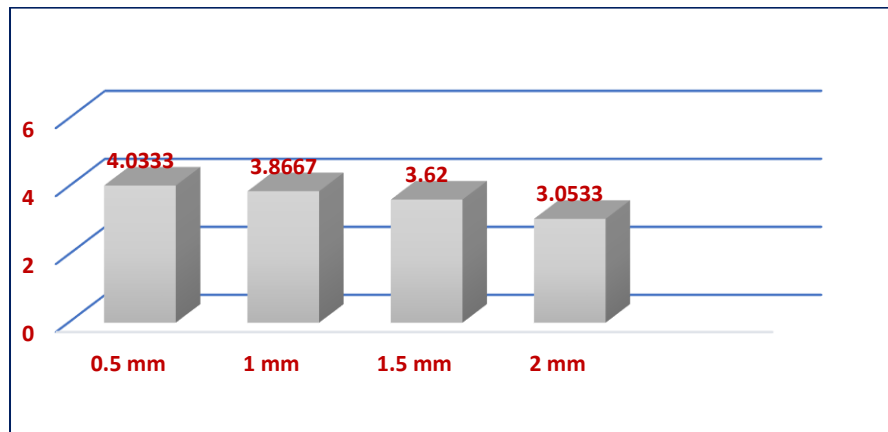
5-4-2-1- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لثخانة

الشريحة العاجية:

أُجري أولاً حساب المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة

لثخانة الشريحة العاجية (المخطط البياني 7) ومن ثم تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA)

(الجدول 14):



المخطط البياني 7: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب حسب ثخانة كل شريحة من الشرائح العاجية.

جدول 14: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب

الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية.

المتغير المدروس	ثخانة شريحة العاج	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	درجات الحرية	قيمة F	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
ارتفاع درجة الحرارة	0.5	15	4.0333	.76501	93.067	3	4.976	0.005	يوجد فروق دالة
	1	15	3.8667	.85328	(0.309)				
	1.5	15	3.6200	.75423					
	2	15	3.0533	.64350					

يتبين من (الجدول 14) بأن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة الجدولية (0.05)،

أي أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة يختلف

اختلافاً جوهرياً عن متوسط آخر في مجموعات ثخانة الشريحة العاجية.

ولمعرفة أي من المتوسطات لديه فرق دال إحصائياً عن متوسط آخر تم إجراء المقارنات

التثنائية المتعددة وفق طريقة (Tukey HSD) كما يلي (الجدول 15):

جدول 15: نتائج المقارنة التثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق التثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية.

المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب				
دلالة الفروق	مستوى الدلالة	فروق المتوسطات	مجموعتي الثخانة المقارنتين	
			المجموعة الثانية	المجموعة الأولى
لا يوجد فروق دالة	0.931	0.16667	1	
لا يوجد فروق دالة	0.448	0.41333	1.5	0.5
يوجد فروق دالة	0.004	0.98000	2	
لا يوجد فروق دالة	0.809	0.24667	1.5	
يوجد فروق دالة	0.024	0.81333	2	1
لا يوجد فروق دالة	0.183	0.56667	2	1.5

يُظهر الجدول أعلاه (الجدول 15) أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أكبر من القيمة الجدولية

(0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع مجموعة

الثخانة (1 mm)، وأيضاً بين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (1 – 0.5

mm – 2)؛ أي أنّه عند مستوى الثقة (95%) لا توجد فروق دالة بين متوسط مقدار ارتفاع درجة

الحرارة لمجموعة الثخانة (0.5 mm) مع مجموعة الثخانة (1 mm)، وبين مجموعة الثخانة

(1.5 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (0.5 – 1 – 2 mm).

كما يُظهر (الجدول 15) أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05)

عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (2 mm) مع مجموعات الثخانة

(0.5 – 1 mm)، أي أنّه عند مستوى الثقة (95%) توجد فروق دالة إحصائياً بين متوسط مقدار

ارتفاع درجة الحرارة لمجموعة الثخانة (2 mm) ومجموعتي الثخانة (0.5 – 1 mm).

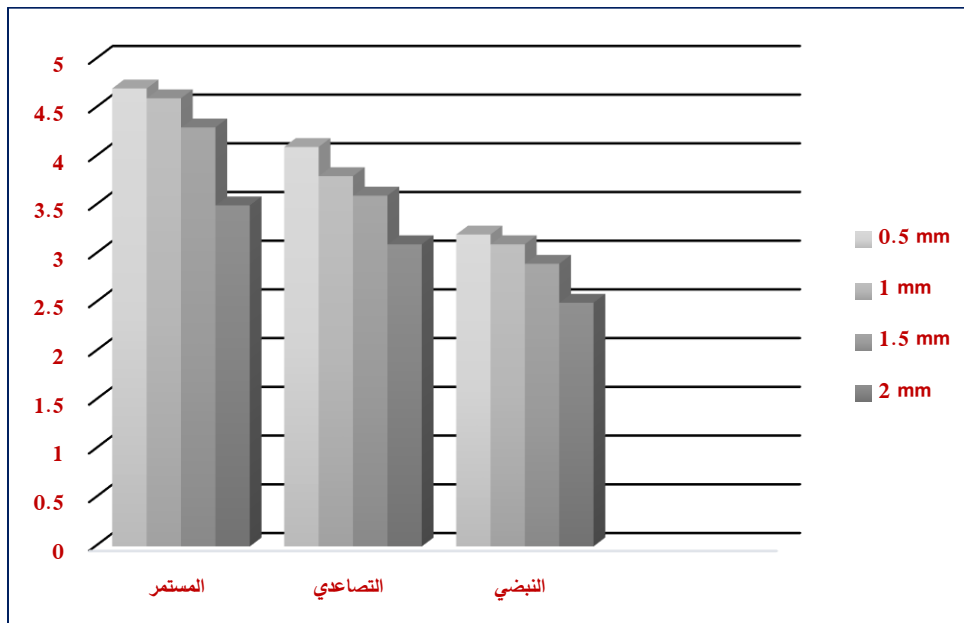
وفقاً لمقارنة المتوسطات الموضحة في (المخطط البياني 7) يظهر بأن قيمة المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع درجة الحرارة لمجموعة الثخانة (0.5 mm) كانت أكبر من المتوسطات الحسابية لباقي مجموعات الثخانة على التوالي (1 – 1.5 – 2 mm)، كما يلاحظ أنّ قيمة المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع درجة الحرارة لمجموعة الثخانة (1 mm) كانت أكبر من المتوسط الحسابي لكل من مجموعتي الثخانة (1.5 – 2 mm)، كما أنّ قيمة المتوسط الحسابي لمقدار ارتفاع درجة الحرارة لمجموعة الثخانة (1.5 mm) كانت أكبر من المتوسط الحسابي لمجموعة الثخانة (2 mm).

5-4-2-2- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدى:

تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA) لمقارنة ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج

المركب بين مجموعات الثخانة العاجية (0.5 – 1 – 1.5 – 2 mm) لكل نمط تصليب ضوئي على

حديّ (المخطط البياني 8) و(الجدول 16):



المخطط البياني 8: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب حسب ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي.

جدول 16: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدئ.

نمط التصليب الضوئي	ثخانة الشريحة	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	درجات الحرية	قيمة F	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
المستمر	0.5	5	4.780	.4207	48.000 (0.352)	3	4.502	0.018	يوجد
	1	5	4.600	.6403					فروق
	1.5	5	4.300	.6083					دالة
	2	5	3.500	.6819					دالة
التصاعدي	0.5	5	4.100	.4528	44.000 (0.514)	3	3.811	0.031	يوجد
	1	5	3.840	.3912					فروق
	1.5	5	3.660	.4393					دالة
	2	5	3.140	.5595					دالة
النبضي	0.5	5	3.220	.3701	44.000 (0.387)	3	1.876	0.174	لا يوجد
	1	5	3.160	.8295					فروق
	1.5	5	2.900	.4472					دالة
	2	5	2.520	.2387					دالة

يتبين من الجدول السابق (الجدول 16) أنَّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أكبر من القيمة

الجدولية (0.05) في مجموعات نمط التصليب النبضي، أي أنه عند مستوى الثقة (95%) لا يوجد اختلاف جوهري في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة في مجموعات نمط التصليب النبضي.

في حين أنَّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) في كل من مجموعات نمط التصليب المستمر ومجموعات نمط التصليب التصاعدي، أي أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة يختلف اختلافاً ذو دلالة عن متوسط آخر في مجموعات نمط التصليب المستمر ومجموعات نمط التصليب التصاعدي.

ولمعرفة أي من المتوسطات لديه فرق دال إحصائياً عن متوسط آخر في مجموعة نمط التصليب المستمر ومجموعة نمط التصليب التصاعدي تم إجراء المقارنات الثنائيات المتعددة وفق طريقة (Tukey HSD) لكل مجموعة على حدئ كما في (الجدول 17).

جدول 17: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات ثخانة الشريحة العاجية لكل من نمط التصليب المستمر والتصاعدي.

المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب					
نمط التصليب	مجموعي الثخانة المقارنتين		فروق المتوسطات	مستوى الدلالة	دلالة الفروق
	المجموعة الأولى	المجموعة الثانية			
المستمر		1	0.1800	0.963	لا توجد فروق دالة
	0.5	1.5	0.4800	0.592	لا توجد فروق دالة
		2	1.2800	0.017	توجد فروق دالة
		1.5	0.3000	0.855	لا توجد فروق دالة
	1	2	1.1000	0.045	توجد فروق دالة
	1.5	2	0.8000	0.188	لا توجد فروق دالة
التصاعدي		1	0.2600	0.813	لا توجد فروق دالة
	0.5	1.5	0.4400	0.462	لا توجد فروق دالة
		2	0.9600	0.023	توجد فروق دالة
		1.5	0.1800	0.927	لا توجد فروق دالة
	1	2	0.7000	0.121	لا توجد فروق دالة
	1.5	2	0.5200	0.323	لا توجد فروق دالة

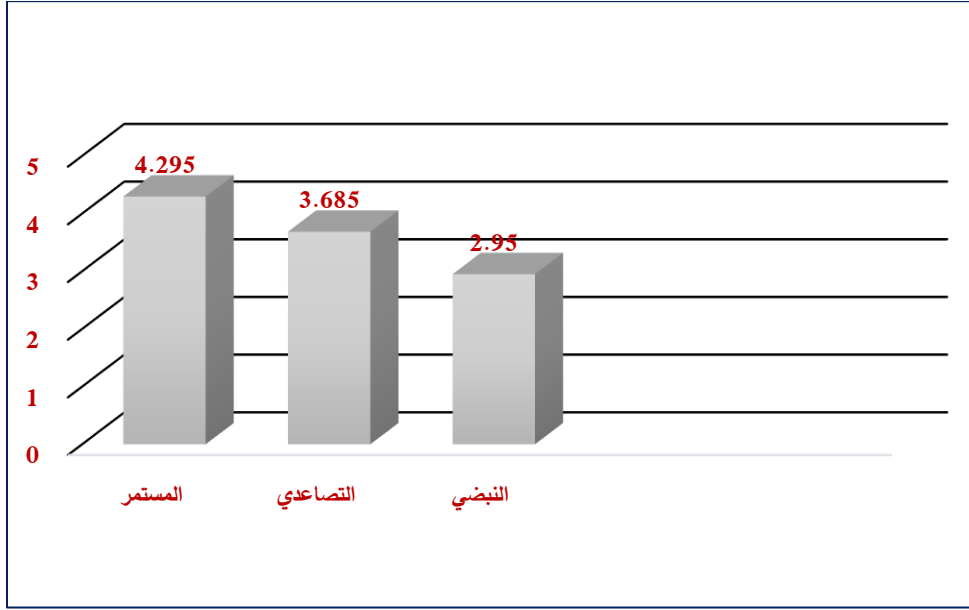
يُظهر (الجدول 17) أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أكبر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع مجموعة الثخانة (1 mm) في كلا نمطي التصليب المستمر والتصاعدي، وأيضاً بين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (0.5 – 1 – 2 mm) في كلا النمطين؛ أي أنه عند مستوى الثقة (95%) لا توجد فروق دالة في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع مجموعة الثخانة (1 mm)، وبين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (0.5 – 1 – 2 mm) عند استخدام نمط التصليب المستمر أو نمط التصليب التصاعدي.

من (الجدول 17) أيضاً، نجد أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (2 mm) مع مجموعات الثخانة (0.5 – 1 mm) عند استخدام نمط التصليب المستمر، وبين مجموعة الثخانة (2 mm) مع مجموعة الثخانة (0.5 mm) عند استخدام نمط التصليب التصاعدي، أي أنّه عند مستوى الثقة (95%) يوجد فروق دالة إحصائية في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (2 mm) ومجموعات الثخانة (0.5 – 1 mm) عند استخدام نمط التصليب المستمر وبين مجموعة الثخانة (2 mm) ومجموعة الثخانة (0.5 mm) عند استخدام نمط التصليب التصاعدي.

وإذا أمعنا النظر في (المخطط البياني 8) – الذي يُظهر مقارنة متوسطات ارتفاع درجة الحرارة تبعاً لثخانة الشريحة العاجية لكل نمط تصليب ضوئي على حدى – نجد أنّ متوسط مقدار ارتفاع درجة حرارة السطح السفلي للشريحة العاجية يتناسب عكساً مع ثخانتها في كافة أنماط التصليب الضوئي التي شملتها هذه الدراسة.

3-2-4-5- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لنمط التصليب الضوئي:

كما هو الحال عند دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة بالنسبة لثخانة الشريحة العاجية، تم حساب المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة بالنسبة لنمط التصليب الضوئي (المخطط البياني 9) ومن ثم تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA) (الجدول 18):



المخطط البياني 9: المتوسط الحسابي لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب تبعاً لنمط التصليب الضوئي.

جدول 18: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات نمط التصليب الضوئي.

المتغير المدروس	نمط التصليب الضوئي	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	قيمة F	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
ارتفاع درجة الحرارة	المستمر	20	4.2950	.74302	59.400	23.223	2	0.000	يوجد فرق دالة
	التصاعدي	20	3.6850	.55845	(0.424)				
	النبضي	20	2.9500	.55488					

يتبين من (الجدول 18) بأن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة الجدولية (0.05)،

أي أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة يختلف اختلافاً جوهرياً عن متوسط آخر في مجموعات نمط التصليب الضوئي.

ولتبيان أي من المتوسطات لديه فرق دال إحصائياً عن متوسط آخر تم إجراء المقارنات الثنائية

المتعددة وفق طريقة (Tukey HSD) كما يلي (الجدول 19):

جدول 19: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق الثنائية لمقدار ارتفاع درجة الحرارة خلال تصليب الراتنج المركب بين مجموعات نمط التصليب الضوئي.

المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب				
دلالة الفروق	مستوى الدلالة	فروق المتوسطات	مجموعتي الثخانة المقارنتين	
			المجموعة الثانية	المجموعة الأولى
توجد فروق دالة	0.009	0.6100	التصاعدي	المستمر
توجد فروق دالة	0.000	1.34500	النبضي	التصاعدي
توجد فروق دالة	0.001	0.37500	النبضي	التصاعدي

يُظهر الجدول السابق (الجدول 19) أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب المستمر مع مجموعتي نمط التصليب (التصاعدي، والنبضي)، وأيضاً عند مقارنة مجموعة نمط التصليب التصاعدي مع مجموعة نمط التصليب النبضي؛ أي أنه عند مستوى الثقة (95%) توجد فروق دالة في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين كل مجموعتين من مجموعات أنماط التصليب الضوئي المدروسة.

وبالعودة إلى (المخطط البياني 9) يظهر لنا أنّ مقدار ارتفاع درجة حرارة السطح السفلي للشريحة العاجية - أثناء التصليب الضوئي للراتنج المركب - للعينات المُصلّبة حسب نمط التصليب المستمر أكبر مما هو عليه للعينات المُصلّبة سواءً حسب نمط التصليب التصاعدي أو نمط التصليب النبضي، كما أنّ مقدار ارتفاع درجة الحرارة للعينات المُصلّبة حسب نمط التصليب النبضي أصغر مما هو عليه للعينات المُصلّبة حسب نمط التصليب التصاعدي، بغض النظر عن ثخانة الشريحة العاجية. بالتالي سُجل أكبر ارتفاع في درجة الحرارة عند استخدام نمط التصليب المستمر، تلاه نمط التصليب التصاعدي، ثم نمط التصليب النبضي الذي تسبّب بأقل ارتفاع في درجة الحرارة.

5-4-2-4- دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بالنسبة لنمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية على حدئ:

تم إجراء اختبار (One-Way ANOVA) لمقارنة ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعات نمط التصليب الضوئي (المستمر، والتصاعدي، والنبضي) لكل ثخانة شريحة عاجية مدروسة على حدئ (الجدول 20):

جدول 20: نتائج اختبار تحليل (One-Way ANOVA) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعات نمط التصليب الضوئي لكل ثخانة عاجية.

ثخانة الشريحة	نمط التصليب الضوئي	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	قيمة مربع كاي	درجات الحرية	قيمة F	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
0.5 mm	المستمر	5	4.660	.3050	21.000 (0.521)	2	18.170	0.000	يوجد فروق دالة
	التصاعدي	5	4.100	.4528					
	النبضي	5	3.220	.3701					
1 mm	المستمر	5	4.600	.6403	24.000 (0.462)	2	6.222	0.014	يوجد فروق دالة
	التصاعدي	5	3.840	.3912					
	النبضي	5	3.160	.8295					
1.5 mm	المستمر	5	4.300	.6083	24.000 (0.347)	2	9.657	0.003	يوجد فروق دالة
	التصاعدي	5	3.660	.4393					
	النبضي	5	2.900	.4472					
2 mm	المستمر	5	3.500	.6819	21.000 (0.397)	2	4.414	0.037	يوجد فروق دالة
	التصاعدي	5	3.140	.5595					
	النبضي	5	2.520	.2387					

يتبين من (الجدول 20) بأن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05)

في كافة الثخانات العاجية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة (95%) يوجد على الأقل أحد متوسطات مقدار ارتفاع درجة الحرارة يختلف اختلافاً ذو دلالة عن متوسط آخر في كل مجموعة من مجموعات الشرائح العاجية.

ولمعرفة لصالح من تلك الفروق تم إجراء اختبار المقارنات الثنائية المتعددة حسب طريقة

(Tukey HSD) لكل مجموعة من مجموعات الشرائح العاجية وفق ما يلي (الجدول 21):

جدول 21: نتائج المقارنة الثنائية وفقاً لطريقة (Tukey HSD) لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب بين مجموعات نمط تصليب ضوئي لكل ثخانة عاجية على حدى.

المتغير المدروس: مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب					
دلالة الفروق	مستوى الدلالة	فروق المتوسطات	مجموعتي النمط المقارنتين		ثخانة الشريحة
			المجموعة الثانية	المجموعة الأولى	
لا توجد فروق دالة	0.090	0.5600	التصاعدي	المستمر	0.5 mm
توجد فروق دالة	0.000	1.4400	النبضي	التصاعدي	
لا توجد فروق دالة	0.192	0.7600	التصاعدي	المستمر	1 mm
توجد فروق دالة	0.011	1.4400	النبضي	التصاعدي	
لا توجد فروق دالة	0.153	0.6400	التصاعدي	المستمر	1.5 mm
توجد فروق دالة	0.002	1.4000	النبضي	التصاعدي	
لا توجد فروق دالة	0.082	0.7600	التصاعدي	المستمر	2 mm
توجد فروق دالة	0.031	0.9800	النبضي	التصاعدي	
لا توجد فروق دالة	0.193	0.6800	النبضي	التصاعدي	

نلاحظ من (الجدول 21) أن قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أكبر من القيمة الجدولية (0.05)

عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب المستمر ومجموعة نمط التصليب التصاعدي عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (0.5 mm)، وبين مجموعة نمط التصليب التصاعدي ومجموعتي نمط التصليب (المستمر، والنبضي) في الثخانات العاجية الأخرى (1.5 – 1 mm) أي أنه عند مستوى ثقة (95%) لا يوجد فروق دالة إحصائية في متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب المستمر ومجموعة نمط التصليب التصاعدي بغض النظر عن ثخانة الشريحة العاجية، وبين مجموعة نمط التصليب التصاعدي ومجموعة نمط التصليب النبضي عندما تكون ثخانة الشريحة (1 – 1.5 – 2 mm).

أيضاً، من (الجدول 21) نجد أنّ قيمة مستوى الدلالة المحسوبة أصغر من القيمة الجدولية (0.05) عند مقارنة متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة نمط التصليب النبضي ومجموعتي نمط التصليب (المستمر، والتصاعدي) عندما تكون ثخانة الشريحة العاجية (0.5 mm)، وبين مجموعة نمط التصليب النبضي ومجموعة نمط التصليب المستمر في الثخانات العاجية الأخرى (1 – 1.5 – 2 mm). أي أنّه عند مستوى ثقة (95%) متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة في مجموعة نمط التصليب المستمر أكبر بشكل دال إحصائياً من مجموعة نمط التصليب النبضي بغض النظر عن ثخانة الشريحة العاجية، وفي مجموعة نمط التصليب التصاعدي مقارنة مع مجموعة نمط التصليب النبضي عندما تكون ثخانة الشريحة (0.5 mm).

عند النظر إلى (المخطط البياني 6) - الذي يوضح متوسط مقدار ارتفاع درجة حرارة السطح السفلي للشريحة العاجية حسب نمط التصليب الضوئي في كل ثخانة مدروسة - نجد أنّ نمط التصليب المستمر تَسَبَّبَ بأكبر قدر في ارتفاع درجة الحرارة، تلاه نمط التصليب التصاعدي، ثم نمط التصليب النبضي؛ في كافة مجموعات الثخانة العاجية التي شملتها هذه الدراسة.



6-1- مناقشة الدراسة الأوليّة (قياسات الانبعاث الإشعاعيّ):

يُعتبر الانبعاث الإشعاعيّ المناسب عند طول موجي يتوافق مع مبدئ التماثر عامل حاسم للحصول على تصلّب جيد للراتنج المركب (Caughman et al. 1995)، ومؤثر جوهري في ارتفاع درجة الحرارة داخل اللب السنّي (Al Shaafi et al. 2011, Soares et al. 2017).

6-1-1- مناقشة نتائج الدراسة الأوليّة:

تبيّن أنّ القيم المُقاسة للانبعاث الإشعاعيّ الصادر عن كافة الأجهزة المدروسة قيماً مقبولة (أكبر من 300 mW/cm^2). وذلك يتفق مع دراسة (Omidi) (Omidi et al. 2018) التي شملت (95) جهاز تصليب ضوئيّ؛ (61) منها أجهزة (LED) و (34) جهاز (QTH). بينما لم تتفق الدراسة الحالية مع دراسة (Hegde) (Hegde et al. 2009) التي تناولت (200) جهاز تصليب ضوئيّ؛ (91) جهاز منها (LED) والباقية أجهزة (QTH). بيّنت الدراسة أنّ قيم الانبعاث الإشعاعيّ - الصادر عن أغلب الأجهزة - منخفضة ($200 - 400 \text{ mW/cm}^2$).

تبيّن أنّ نتائج قياسات الانبعاث الإشعاعيّ لجهاز (JR-CL 17 CLASSIC) - التي بلغت (1040 mW/cm^2) - وقعت ضمن المدى الطبيعيّ المحدد من قبل الشركة الصانعة له (850 - 1200 mW/cm^2)، ولكن لوحظ أنّ القيم المُقاسة لجهازي التصليب (LED B) و (Bluedent Smart) - التي بلغت (622 mW/cm^2) و (735 mW/cm^2) - أقل من القيم المحددة من قبل شركاتها الصانعة ($1000 - 1200 \text{ mW/cm}^2$)، (1300 mW/cm^2) على الترتيب. توصلت نتائج هذه الدراسة إلى أنّ الفحص الدوري لأجهزة التصليب الضوئيّ مطلوب وموصى به للتأكد من تأمين أجهزة التصليب الضوئيّ لانبعاث إشعاعيّ مناسب للاستخدام السريريّ.

في الآونة الأخيرة، احتلت أجهزة (LED) عالية القوة حيزاً هاماً في طبّ الأسنان (Jandt et al. 2021, Peutzfeldt et al. 2013, Mohammed et al. 2015, Mouhat et al. 2021)، نظراً لأنها تقلل زمن التصليب الضوئي (2016, Bilgic et al. 2017, Sadeghyar et al. 2020)، وبالتالي تقلل الزمن المطلوب لبعض الإجراءات السريرية (كتطبيق السادات أو ترميمات الراتنج المركب)، فتمت الدعوة لاستخدامها كونها تقدم نتائج أفضل مقارنةً مع الأجهزة التقليدية وتتفوق عليها باختصار زمن العمل (Almeida et al. 2021).

اعتمدت الدراسة الحالية على جهاز (JR-CL 17 CLASSIC) باعتباره جهاز تصليب ضوئي ثنائي الأقطاب عالي القوة، حيث يُصدر انبعاث إشعاعي مرتفع يتجاوز (1000 mW/cm^2) ويتوافق مع قيمة الانبعاث الإشعاعي التي حددتها الشركة الصانعة.

مناقشة نتائج الدراسة الرئيسية (ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي)

6-2- مناقشة مقدار ارتفاع درجة الحرارة:

6-2-1- مناقشة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:

أظهرت نتائج الدراسة الحالية اختلافاً كبيراً في مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي، فقد بلغت أدنى درجة مُسجلة ($2.6 \text{ }^\circ\text{C}$) في مجموعة الثخانة (2 mm) في العينات المُعرّضة لنمط التصليب النبضي، وأعلى درجة ($8.0 \text{ }^\circ\text{C}$) في مجموعة الثخانة (0.5 mm) عندما عُرضت العينات لنمط التصليب المستمر. بالتالي نجد أنّ قيم ارتفاع درجة الحرارة تجاوزت القيمة الحدية الآمنة ($5.5 \text{ }^\circ\text{C}$) في كافة العينات ذات الثخانة (0.5 mm) وفي العينات ذات الثخانة (1 mm) المُعرّضة لنمط التصليب المستمر والتصاعدي.

تتفق الدراسة الحالية مع دراسة (Smail) (Smail et al. 1988)، ومع دراسة (Millen) (Millen et al. 2007)، ومع دراسة (Ratih) (Ratih et al. 2007)، ومع دراسة (Santini) (Santini et al. 2008)، والتي أظهرت أن تصليب مواد الربط قد يسبب - عن غير قصد - ارتفاعاً ضاراً في درجة حرارة اللب، ليس فقط بسبب الطاقة الناتجة عن الأشعة الضوئية بل لعدم وجود طبقة وسيطة تحمي اللب من الأضرار الحرارية. وأيضاً، تتفق مع دراسة (Thompson) (Thompson et al. 1995) التي اقترحت أن تصليب مواد الربط في التحضيرات العميقة قد يسبب ارتفاعاً كبيراً في درجة الحرارة حتى وإن كانت المسافة بين سطح العاج ورأس جهاز التصليب الضوئي (3 mm).

لا تتفق نتائج هذه الدراسة مع تلك المسجلة من قبل (Knezevic) (Knezevic et al. 2002)، والذي قام بدراسة ارتفاع درجة حرارة شرائح عاجية بثخانة (1 mm) - مأخوذة من تيجان الضواحك - أثناء تصليب مواد الربط بجهاز قوس بلازما انبعاثه الإشعاعي (1370 mW/cm²) لمدة (5 s)، فقد بينت تلك الدراسة أنه من الممكن استخدام أجهزة قوس البلازما بأمان. قد يُعزى هذا الاختلاف إلى قيمة الطاقة الكلية الأقل (6.85 J/cm²) التي تعرّضت لها شرائح العاج في تلك الدراسة مقارنةً مع قيمة الطاقة الكلية في هذه الدراسة (20.8 J/cm²).

لا تتفق هذه الدراسة مع دراسة (Martins) (Martins et al. 2006)، التي تناولت دراسة مقدار ارتفاع درجة حرارة اللب السنّي لقواطع الأبقار المرافق لتصليب مواد الربط - مُطبقة في حفر من الصنف الخامس مع ثخانة عاج متبقي (1 mm) - بواسطة جهاز (QTH) (600 mW/cm²) أو ليزر الأرجون (200 mW/cm²). بينت نتائج الدراسة أن متوسط مقدار ارتفاع درجة الحرارة بلغ (2.35 °C) و(1.25 °C) على الترتيب. تُفسر الاختلاف مع (Martins) بانخفاض قيمة الانبعاث

الإشعاعي الصادر عن أجهزة التصليب الضوئي التي شملتها دراسته مقارنةً بذلك الصادر عن الأجهزة المُستخدمة في الدراسة الحالية.

مما تقدم نجد أنّ استخدام أجهزة (LED) عالية القوة (ذات انبعاث أكبر من 1000 mW/cm^2) في تصليب مواد الربط قد يسبب ارتفاعاً ضاراً في درجة حرارة النسيج اللبّية للأسنان المؤقتة عندما تكون ثخانة العاج المتبقية قليلة (1 mm وما دون).

6-2-2- مناقشة مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب: بلغ الحد الأدنى لارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب (2.4°C)، أما الحد الأعلى فبلغ (5.3°C)، وبالتالي تبين بنتيجة هذه الدراسة أنّ ارتفاع درجة الحرارة لكل العينات كان أقل من القيمة الحدية (5.5°C) بالنسبة لكافة شروط التجربة (ثخانة الشريحة العاجية - نمط التصليب الضوئي).

اتفقت نتائج الدراسة الحالية مع دراسة (Santini) (Santini et al. 2008)، ودراسة (Leprince) (Leprince et al. 2010)، ودراسة (Oberholzer) (Oberholzer et al. 2012)، ودراسة (Braga) (Braga et al. 2019)، ودراسة (Groddeck) (Groddeck et al. 2020)، ودراسة (Lipski) (Lipski et al. 2020).

بينما لم تتفق مع بعض الدراسات المذكورة في الأدب الطبي كدراسة (Yazici) (Yazici et al. 2006)، ودراسة (Rajesh) (Rajesh Ebenezar et al. 2010)، ودراسة (Cantekin) (Cantekin et al. 2014)، ودراسة (Mahant) (Mahant et al. 2016)، والتي أظهرت قيمة أدنى لارتفاع درجة الحرارة (2.14 - 1.2°C - 1.44°C - 2.44°C على الترتيب). ربما يعود ذلك لتناول هذه الدراسات لأجهزة تصليب ضوئي تقليدية لا يتجاوز انبعاثها الإشعاعي (900 mW/cm^2) (Yazici et al. 2006)، أو بسبب وجود مسافة

بين رأس جهاز التصليب والراتنج المركب (3 – 6 mm) (Rajesh Ebenezar et al. 2010, Mahant et al. 2016) أو بسبب انخفاض قيمة الطاقة الكلية المقدمة إلى الراتنج المركب (Cantekin et al. 2014).

بالتالي أدى استخدام أجهزة (LED) عالية القوة (انبعاثها الإشعاعي يتجاوز 1000 mW/cm^2) في تصليب الراتنج المركب إلى ارتفاع ملحوظ في درجة الحرارة. ورغم أن القيم التي تم الحصول عليها بقيت دون القيمة الحدية ($5.5\text{ }^\circ\text{C}$)، إلا أنها اقتربت منها كثيراً وبالتالي يجب أن تُستخدم هذه الأجهزة بحذر أثناء ترميم الحفر العميقة.

كما بيّنت نتائج الدراسة الحالية وجود انخفاض في قيم ارتفاع درجة الحرارة المُسجلة أثناء تصليب الراتنج المركب مقارنةً مع تلك المُسجلة أثناء التصليب الضوئي الأولي (تصليب مواد الربط)، وذلك يتفق مع ما ورد في الأدبيات الطبية (Aguiar et al. 2005). تُفسر تلك النتيجة بقدرة المادة الوسيطة - الراتنج المركب - على تقليل وصول الضوء إلى العاج (Shortall et al. 1998, Choi et al. 2014)؛ حيث أن الطبقة الرقيقة المُطبقة من مادة الربط ستمتدع بناقلية حرارية مرتفعة (Lakhani et al. 2018).

3-6- مناقشة تأثير ثخانة العاج المتبقي على ارتفاع درجة الحرارة:

3-6-1 مناقشة تأثير ثخانة العاج المتبقي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:

أظهرت نتائج الدراسة الحالية وجود تناسب عكسي بين مقدار ارتفاع درجة الحرارة وثخانة شريحة العاج ($0.5 > 1 > 1.5 > 2\text{ mm}$) بغض النظر عن نمط التصليب الضوئي المُعرّضة له الشرائح العاجية، فكانت أعلى قيمة مُسجلة ($8.0\text{ }^\circ\text{C}$) لشريحة عاجية بثخانة (0.5 mm) مُعرّضة لنمط التصليب المستمر، وأدنى قيمة ($2.6\text{ }^\circ\text{C}$) لشريحة بثخانة (2 mm) مُعرّضة لنمط التصليب النبضي.

أظهر تحليل التباين الأحادي الاتجاه (One-Way ANOVA) وجود فروق دالة إحصائياً بين ثخانات العاج الأربعة، وعند إجراء المقارنات البينية تبين وجود فروق دالة إحصائياً بين كل مجموعتين من مجموعات الثخانة العاجية.

عند دراسة تأثير ثخانة العاج على مقدار ارتفاع درجة الحرارة لكل نمط تصليب ضوئي على حدٍ، شوهدت الفروق الدالة إحصائياً مع كافة أنماط التصليب الضوئي المدروسة. في حين أظهرت نتائج تحليل (Tukey's HSD) وجود فروق دالة إحصائياً في مقدار ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعة الثخانة (2 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (0.5 - 1 - 1.5 mm)، وبين مجموعة الثخانة (1.5 mm) مع مجموعتي الثخانة (0.5 - 1 mm) عندما عُرضت العينات لنمط التصليب المستمر، وبين مجموعة الثخانة (0.5 mm) مع باقي مجموعات الثخانة (1 - 1.5 - 2 mm)، وبين مجموعة الثخانة (1 mm) مع مجموعتي الثخانة (2 - 1.5 mm) في العينات المُعرضة لنمط التصليب التصاعدي، وبين كل مجموعتين من مجموعات الثخانة العاجية عندما عُرضت لنمط التصليب النبضي.

تتفق الدراسة الحالية مع (Aguiar) (Aguiar et al. 2006)، الذي بين وجود انخفاض ملحوظ في ارتفاع درجة الحرارة عند تعريض شرائح عاجية بثخانة (2 mm) لأشعة ضوئية بنمط تصليب تصاعدي مقارنةً مع شرائح عاجية بثخانة (1 mm). كما تتفق مع (Dogan) (Dogan et al. 2009)، الذي درس تأثير نمط التصليب النبضي على أربع ثخانات عاجية (0.5 - 1 - 1.5 - 2 mm).

6-3-2- مناقشة تأثير ثخانة العاج المتبقي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:

مرةً أخرى، بينت نتائج الدراسة الحالية وجود التناسب العكسي بين مقدار ارتفاع درجة الحرارة وثخانة الشريحة العاجية أيّاً كان نمط التصليب الضوئي المُستخدم في تصليب الراتنج المركب. حيث

كان أعلى ارتفاع لدرجة الحرارة هو (5.3 °C) لشريحة عاجية بثخانة (0.5 mm) صُلب الراتنج المركب المُطبَّق عليها بنمط التصليب المستمر، وأقل ارتفاع لدرجة الحرارة هو (2.4 °C) لشريحة عاجية بثخانة (2 mm) صُلب الراتنج المركب المُطبَّق عليها بنمط التصليب النبضي.

تتفق نتائج هذه الدراسة مع دراسة (Yazici) (Yazici et al. 2007)، ودراسة (da Silva) (da Silva et al. 2010)، ودراسة (Guiraldo) (Guiraldo et al. 2013)، ودراسة (Hubbezoglu) (Hubbezoglu et al. 2013)، حيث أثبتت هذه الدراسات وجود علاقة تناسب عكسي بين ثخانة العاج المتبقي وارتفاع درجة الحرارة حيث أن الحرارة الأعلى كانت مع الثخانة الأقل للعاج.

أظهر تحليل التباين الأحادي الاتجاه (One-Way ANOVA) وجود فروق دالة إحصائية بين ثخانات العاج الأربعة، وعند إجراء المقارنات البيئية تبين وجود فروق دالة إحصائية عند مقارنة ثخانة (2 mm) مع الثخانات (0.5 – 1 mm) أما عند مقارنة الثخانات الأخرى لم توجد فروق دالة، بغض النظر عن نمط التصليب الضوئي.

عند دراسة تأثير ثخانة العاج على ارتفاع درجة الحرارة في مجموعات نمط التصليب المستمر تبين وجود فروق دالة بين مجموعة الثخانة (2 mm) ومجموعتي الثخانة (0.5 – 1 mm) أما مقارنة الثخانات الأخرى لم توجد ذات دلالة. عند تصليب الراتنج المركب بنمط التصليب التصاعدي تبين وجود فروق دالة بين مجموعة الثخانة (2 mm) ومجموعة الثخانة (0.5 mm) فقط. ولكن، لم يشاهد فرقاً دالاً في ارتفاع درجة الحرارة عند تصليب الراتنج المركب بنمط التصليب النبضي.

تتفق نتائج هذه الدراسة مع دراسة (Millen) (Millen et al. 2007)، التي أظهرت عدم وجود فرق دال إحصائية في ارتفاع درجة الحرارة بين ثخانتَي عاج (0.5 – 1 mm) عند تصليب الراتنج المركب بجهاز (LED) عالي القوة. كما تتفق مع دراسة (Buyukkok) (Buyukkok et al. 2021)، التي أظهرت

وجود فرق دال إحصائياً في ارتفاع درجة الحرارة بين ثخانتى عاج (2 mm – 1) عند ترميم حفر من الصنف الأول - مُحضَّرة على أرحاء مؤقتة - بالأسمنت الزجاجي الشاردي المعدل بالراتنج. درس (Aguiar) (Aguiar et al. 2006) تأثير ثخانتى عاج (2 mm – 1) على ارتفاع درجة الحرارة عند تصليب طبقة من الراتنج المركب بثخانة (2 mm) بنمطي تصليب مختلفين (مستمر، وتصاعدي). تبيّن وجود فرق دال إحصائياً في ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعتي الثخانة بغض النظر عن نمط التصليب المُستخدَم. تتفق الدراسة الحالية مع دراسة (Aguiar) فيما يخص نمط التصليب المستمر، بينما تختلف معه فيما يخص نمط التصليب التصاعدي، ونعزو ذلك الاختلاف إلى اختلاف مدة تزايد الانبعاث الإشعاعي لنمط التصليب التصاعدي المُستخدَم في تلك الدراسة (10 s) مقارنةً مع الدراسة الحالية (5 s).

لم تتفق الدراسة الحالية مع دراسة (Karaarslan) (Karaarslan et al. 2011)، التي تناولت دراسة مقدار ارتفاع درجة الحرارة حسب ثخانة العاج (1 mm – 0.5) ونوع جهاز التصليب الضوئي (QTH عالي الأداء، وLED). بعد تحضير الشرائح العاجية بثخانة (1 mm – 0.5) تم التخريش الحمضي بواسطة حمض الفوسفور لمدة (15 s)، ثم طبّق الراتنج المركب وتم التصليب الضوئي. بيّنت النتائج وجود فروق دالة إحصائياً بين ثخانتى العاج (1 mm – 0.5). قد يُعزى ذلك الاختلاف إلى الراتنج المركب (Quadrant Universal LC, Cavex, Germany) المُستخدَم في تلك الدراسة والذي تشكل نسبة المائتات (75%) من حجمه.

لم تتفق هذه الدراسة مع دراسة (Guiraldo) (Guiraldo et al. 2013)، تألفت الدراسة من (80) تاج من قواطع الأبقار، تم تحضير حفر على السطح الدهليزي بأبعاد (2×2×2mm) بحيث تبقى ثخانة الجدار المحوري (1 mm – 0.5)، بعد التخريش الحمضي طُبِّقَت مادة الربط وصلّبت لمدة (10 s) ثم طبّق الراتنج المركب وصلّب بواسطة جهاز (LED) لمدة (40 s). تبيّن وجود فروق دالة

إحصائياً بين ثخانتَي العاج (0.5 – 1 mm). ربما يعزى ذلك إلى الاختلاف البنيوي بين العاج البشري والعاج البقري؛ حيث أن العاج البقري يتمتع بقنيات عاجية أوسع (Lopes et al. 2009, Enrich-) (Essvein et al. 2021).

على الرغم من ملاحظة تناسب عكسي بين مقدار ارتفاع درجة الحرارة وثخانة الشريحة العاجية، لم نلاحظ وجود اختلاف دال إحصائياً في ارتفاع درجة الحرارة بين مجموعات الثخانة العاجية عند تصليب الراتنج المركب بنمط التصليب النبضي، قد يعزى ذلك إلى بروتوكول التصليب النبضي الذي يعطي فرصة للهدف الضوئي (العاج - الراتنج) لتبديد الحرارة خلال فترات توقف إطلاق الأشعة الضوئية (Huang et al. 2006).

6-4- مناقشة تأثير نمط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة:

أفاد (Davidson) (Davidson et al. 1997) أن التصليب البطيء للراتنج المركب يقلل من التقلص التصلبي دون أن يؤثر سلباً على الخصائص الميكانيكية، وبالتالي افتراض أن إنقاص عدد مراكز نمو عديدات التماثر سيسبب انخفاضاً في ارتفاع درجة الحرارة (Mehl et al. 1997, Rueggeberg et al. 1999,) (Pereira et al. 2007, Altintas et al. 2008).

6-4-1- مناقشة تأثير نمط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي الأولي:

أكدت هذه الدراسة الفرضيات السابقة؛ حيث تبين أن أنماط التصليب البديلة تسببت في ارتفاع أقل في درجة الحرارة (مستمر < تصاعدي < نبضي)؛ فقد شوهد أكبر ارتفاع في درجة الحرارة مع العينات المعرضة لنمط التصليب المستمر بغض النظر عن ثخانة الشريحة العاجية.

بيّنت نتائج الإحصاء الاستدلالي أنّ تعريض العينات لنمط التصليب النبضي أحدث انخفاضاً ملحوظاً في مقدار ارتفاع درجة الحرارة مقارنةً مع نمطي التصليب الآخرين (المستمر، والتصاعدي) بغض النظر عن ثخانة الشريحة العاجية. لوحظ أنّ مقدار ارتفاع درجة الحرارة انخفض بشكل دال إحصائياً عند تعريض العينات ذات الثخانة (1.5 mm) لنمط التصليب التصاعدي مقارنةً مع تعريضها لنمط التصليب المستمر، بينما لم تلاحظ تلك الدلالة في مجموعات الثخانة الأخرى.

على الرغم من شح الدراسات التي تناولت الخصائص الحرارية لمواد الربط (Daronch et al. 2006،)

Dogan et) (Dogan) (Jafarzadeh Kashi et al. 2011, Khaksaran et al. 2015)، تتفق الدراسة الحالية مع دراسة (Dogan et)

التي أثبتت فعالية نمط التصليب النبضي في تخفيض ارتفاع درجة حرارة شرائح عاجية بثخانة (0.5 – 1 mm) مقارنةً مع نمط التصليب المستمر.

يتمخض عن هذه الدراسة اقتراح وهو أنّ التصليب بالنمط النبضي قد يقلل من الأذيات الحرارية اللبّية أثناء تصليب مواد الربط بسبب انخفاض مقدار ارتفاع درجة الحرارة التالي لاستخدامه، ليس لدى مقارنته مع نمط التصليب المستمر فحسب بل عند مقارنته مع نمط التصليب التصاعدي أيضاً.

6-4-2- مناقشة تأثير نمط التصليب الضوئي على ارتفاع درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب:

أيضاً؛ تبين أنّ استخدام أنماط التصليب البديلة في تصليب الراتنج المركب ينتج عنه ارتفاع أقل في درجة الحرارة (مستمر < تصاعدي < نبضي)؛ فقد سجّل أكبر ارتفاع في درجة الحرارة مع العينات التي صُلّب الراتنج المركب المطبق عليها بنمط التصليب المستمر بغض النظر عن ثخانة الشريحة العاجية.

تتفق هذه الدراسة مع دراسة (Knezević) (Knezević et al. 2005)، ودراسة (Al-Qudah) (Al-Qudah et al. 2007)، ودراسة (Hubbezoglu) (Hubbezoglu et al. 2008)، ودراسة (Atai) (Atai et al. 2009)، ودراسة (Guiraldo) (Guiraldo et al. 2009)، ودراسة (Rajesh) (Rajesh Ebenezer et al. 2010).

أظهرت نتائج الاختبارات البيئية وجود فروق دالة إحصائياً بين أنماط التصليب الضوئي؛ حيث تبين أن نمط التصليب النبضي تسبب بانخفاض ملحوظ في درجة الحرارة مقارنةً مع النمط التصاعدي في مجموعة الشخانة (0.5 mm)، كما لوحظ فرق دال في ارتفاع درجة الحرارة بين نمط التصليب النبضي والنمط المستمر في كافة مجموعات الشخانة.

لم تتفق الدراسة الحالية مع دراسة (Aguiar) (Aguiar et al. 2006) التي تناولت تأثير أنماط التصليب (المستمر، والتصاعدي) على ارتفاع درجة حرارة عاج الأرحاء الثالثة. تبين أن نمط التصليب التصاعدي تسبب بارتفاع أكبر في درجة الحرارة رغم أن ذلك الارتفاع غير دال إحصائياً. يعزى ذلك إلى ارتفاع الطاقة الكلية الناتجة عن نمط التصليب التصاعدي (15.6 J/cm^2) مقارنةً مع الطاقة الناتجة عن النمط المستمر (12.8 J/cm^2).

أيضاً، لم تتفق مع دراسة (Chang) (Chang et al. 2013)، التي قارنت بين نمط التصليب النبضي ونمط التصليب المستمر لأجهزة (LED) من الجيل الثاني عند استخدام زمن التصليب ذاته. رغم تسبب نمط التصليب النبضي بارتفاع أكبر في درجة الحرارة، لم يتبين وجود فروق ذات دلالة في ارتفاع درجة الحرارة بين النمطين. ربما يعزى ذلك إلى إعدادات التصليب الضوئي للجهاز المستخدم في تلك الدراسة، حيث بلغ الانبعاث الإشعاعي في النمط المستمر (600 mW/cm^2) بينما في النمط النبضي (1200 mW/cm^2).

وأيضاً، لم تتفق هذه الدراسة مع (Szalewski) (Szalewski et al. 2021)، الذي درس أنماط التصليب (السريع، والنبضي، والبدائية الناعمة). تبيّن عدم وجود فروق في ارتفاع درجة الحرارة بين نمط التصليب السريع والنمط النبضي عند استخدام زمن تصليب واحد، وخلصت الدراسة لأنّ زمن التصليب أكثر أهميةً من النمط. قد يعزى هذا الاختلاف لعدم أخذ الدراسة بعين الاعتبار تأثير العاج على ارتفاع درجة الحرارة.

درس (Dogan) (Dogan et al. 2009) تأثير أنماط التصليب الصوّئي (المستمر، والنبضي) على ارتفاع درجة حرارة عاج الأسنان الدائمة بعدة ثخانات (0.5 – 1 – 1.5 – 2 mm). تبيّن وجود فروق دالة بين النمطين عندما كانت ثخانة شريحة العاج (0.5 – 1 mm) – وذلك يتفق مع هذه الدراسة – في حين لم يلاحظ فرقاً ذو دلالة مع الثخانات الأخرى. نعزو ذلك الاختلاف إلى اختلاف الخصائص الفيزيائية بين الأسنان المؤقتة والدائمة (Majaron et al. 1998, Sakae 2006, Lin et al. 2010).

6-4-3 مناقشة أسباب فعالية أنماط التصليب البديلة في تخفيض ارتفاع درجة الحرارة:

أكدت الدراسات أنّ لاختلاف قيمة الطاقة الكلية الناتجة عن الأشعة الصوّئيّة تأثير جوهري على مقدار ارتفاع درجة الحرارة (Loney et al. 2001). بلغت قيمة الطاقة الكلية لنمط التصليب المستمر في الدراسة الحالية (20.8 J/cm^2)، وفي نمط التصليب التصاعدي (18.025 J/cm^2) – استناداً إلى دراسة (Alomari) (Alomari et al. 2011) التي افترضت أنّ قيمة الطاقة الكلية خلال مرحلة تزايد الانبعاث الإشعاعيّ تساوي نصف القيمة المحسوبة – وفي نمط التصليب النبضي (15.45 J/cm^2). بيّنت العمليات الحسابية أنّه يجب أن يبلغ زمن التصليب الصوّئيّ لنمط التصليب التصاعدي (25.388 s)، وزمن التصليب للنمط النبضي (26.67 s) حتى تتساوى قيمة طاقتها الكلية مع الطاقة الكلية لنمط التصليب المستمر بزمن (20 s) خلال تصليب الراتنج المركب، ونصف القيم آنفة الذكر

خلال التصليب الضوئي الأولي. وبما أن هذه الأزمنة غير قابلة للتطبيق سريرياً لم تُستخدم في هذه الدراسة.

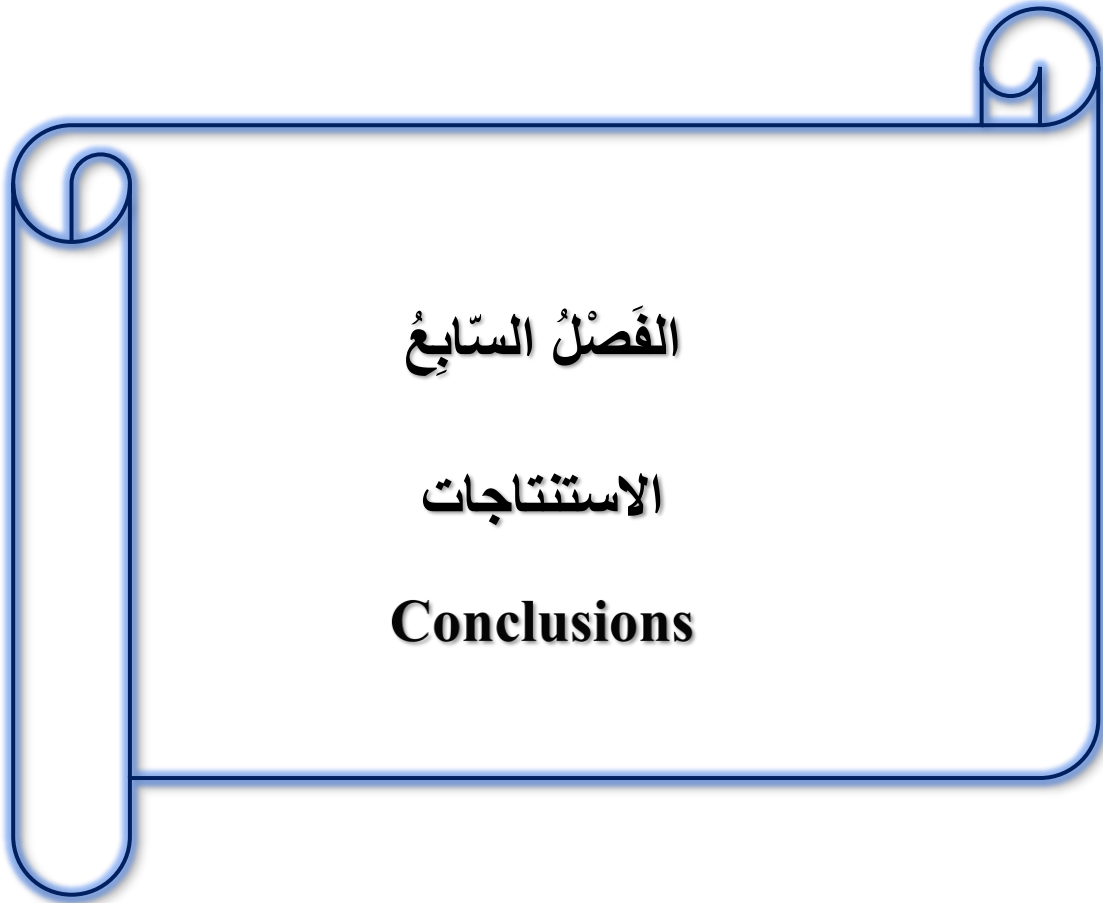
كما من المعروف أن التصليب البطيء للراتنج المركب سيعمل على إنقاص كثافة الارتباط العرضي (Kloosterboer et al. 1990)، مما يسبب انخفاضاً في السعة الحرارية لكتلة الراتنج المركب (Soh et al. 2004). تُعطى علاقة الانتشار الحراري للمواد الصلبة حسب المعادلة: $\alpha = \mathcal{K}\rho/C$ ؛ حيث أن α : الانتشار الحراري، C : السعة الحرارية، \mathcal{K} : الناقلية الحرارية، ρ : الكثافة (Lin et al. 2010). بالتالي سيصبح الراتنج المركب أكثر قدرةً على تبديد الحرارة عند تعرضه لأنماط التصليب البديلة.

سيؤدي تصليب الراتنج المركب بالنمط الصاعدي إلى ارتفاع تدريجي في درجة الحرارة، يتعلق ذلك الارتفاع بالانبعاث الإشعاعي المنخفض خلال المرحلة الأولى للتصليب والذي يؤدي إلى إبطاء معدل التماثر (Ilie et al. 2005)، وعند بلوغ الانبعاث الإشعاعي قيمته العظمى (المرحلة الثانية للتصليب) يزداد معدل التماثر فترتفع درجة الحرارة إلى قيم قريبة من تلك المسجلة للراتنج المركب المصلب بالنمط المستمر (Al-Qudah et al. 2007). كما يمكن أن نعزو الفعالية الضعيفة - في إنقاص مقدار ارتفاع درجة الحرارة - لنمط التصليب التصاعدي إلى تقارب قيمة الطاقة الكلية الناتجة عن استخدامه مع تلك الناتجة عن استخدام نمط التصليب المستمر (Loney et al. 2001).

ولكن، رغم أن تصليب الراتنج المركب بالنمط التصاعدي أكثر أماناً على اللب السنّي من وجهة نظر الديناميكا الحرارية، إلا أن زيادة لزوجة الراتنج المركب خلال المرحلة الأولى للتصليب (مرحلة تزايد الانبعاث) ستعيق الانتشار السريع للجذور الحرة خلال المرحلة الثانية للتصليب (مرحلة بلوغ الانبعاث قيمته العظمى) مما قد يؤدي إلى حد معدل التماثر وبلوغ الراتنج المركب درجة تحويل أقل (Al-Qudah et al. 2007).

قد يعزى انخفاض مقدار ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب بالنمط النبضي إلى بروتوكول التصليب النبضي الذي يعطي فرصة للهدف الضوئي (العاج - الراتنج) لتبديد الحرارة خلال فترات توقف إطلاق الأشعة الضوئية (Huang et al. 2006)، أو لانخفاض قيمة الطاقة الكلية الناتجة عن التصليب الضوئي (Loney et al. 2001).

بالمقابل، إنَّ قيمة ارتفاع درجة الحرارة أثناء التصليب الضوئي للراتجات السنّية تتناسب طردياً مع درجة التحويل (Knezević et al. 2005)، وبما أنَّ قيمة ارتفاع درجة الحرارة انخفضت أثناء استخدام نمط التصليب النبضي لذا قد يكون الراتنج المركب المُصلَّب بنمط التصليب النبضي بلغ درجة تحويل أدنى من تلك التي بلغها عند تصليبه بالنمط المستمر، وهذا ما أكدّه (Witzel) (Witzel et al. 2005).



1. أدى استخدام أجهزة (LED) عالية القوة في تصليب مواد الربط في مجموعات العاج قليل الثخانة (0.5 – 1 mm) إلى ارتفاع كبير في درجة الحرارة – تجاوز القيمة الحدية الآمنة (5.5°C) – لذا يجب تجنب استخدام هذه الأجهزة في تصليب مواد الربط المُطبَّقة في التحضيرات العميقة حيث العاج المتبقي قليل الثخانة.
2. رغم عدم تجاوز القيمة الحدية لارتفاع الحرارة (5.5°C)، تُسبب أجهزة (LED) عالية القوة ارتفاعاً ملحوظاً في درجة الحرارة أثناء تصليب الراتنج المركب وبالتالي يجب الحذر من زيادة زمن التصليب عند استخدامها.
3. تلعب ثخانة العاج دوراً جوهرياً في حماية النسيج اللبني من التغيرات الحرارية، بغض النظر عن بروتوكول التصليب الضوئي.
4. يترافق نمط التصليب النبضي مع ارتفاع حراري أقل من النمط التصاعدي عند تصليب الراتنج المركب المُطبَّق في التحضيرات العميقة حيث ثخانة العاج المتبقي تبلغ (0.5 mm).
5. يتفوق نمط التصليب النبضي على نمط التصليب المستمر، حيث أنّ ارتفاع درجة الحرارة الناتج عن التصليب به أقل في كافة الشروط.

الفصلُ الثَّامِنُ

التوصيات والمُقترحات

Recommendations and Suggestions

8-1: التوصيات:

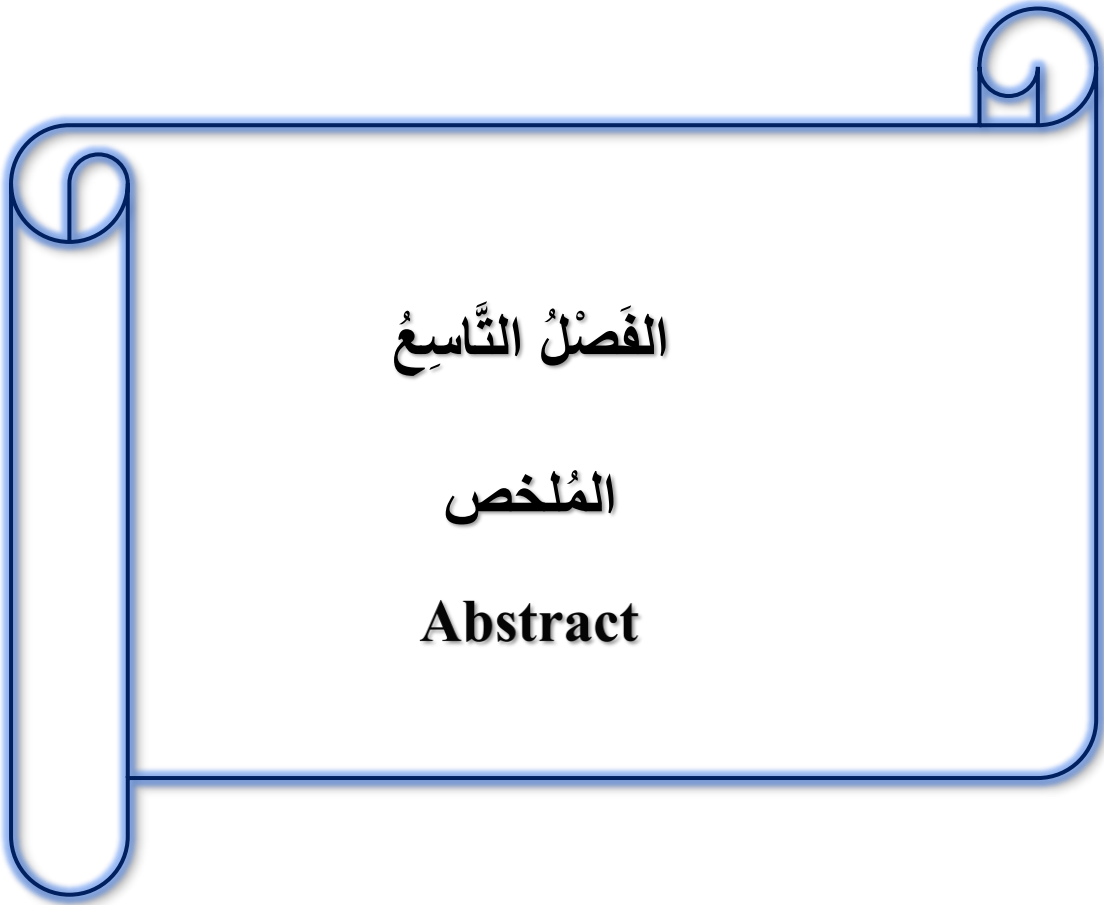
استناداً إلى نتائج الدراسة الحالية نوصي بما يلي:

1. ضرورة القياس الدوري للانبعاث الإشعاعي لأجهزة التوصيل الضوئي قبل استعمالها، وعدم الاعتماد على الانبعاث الإشعاعي الذي تُصرح به الشركات الصانعة.
2. تجنب استخدام أجهزة (LED) عالية القوة في توصيل مواد الربط عندما تكون ثخانة العاج المتبقي قليلة؛ (1 mm) وما دون.
3. الحذر من استخدام نمط التوصيل المستمر لأجهزة (LED) عالية القوة في توصيل الراتنج المركب لفترات توصيل طويلة.
4. استخدام نمط التوصيل النبضي في توصيل مواد الربط.
5. استخدام نمط التوصيل النبضي في توصيل الطبقة الأولى من الراتنج المركب أثناء ترميم الحفر العميقة.

8-2: المقترحات:

1. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن على عدد أكبر من العينات.
2. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن مقارنة بين الأسنان المؤقتة، والدائمة، والدائمة الغتية للتأكد من وجود فروق دالة إحصائية بينها.
3. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن مع توحيد الطاقة الكلية لأنماط التوصيل الضوئي لدراستها بمعزل عن تأثير الانبعاث الإشعاعي وزمن التوصيل.

4. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن مُقارِنَة بين نمط التصليب المستمر وأنماط التصليب الضَّوئيِّ السريعة (التي لا يتجاوز زمن التصليب بها بضع ثوان).
5. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن مُقارِنَة بين تأثير أنماط التصليب الضَّوئيِّ ونوع الراتنج المركب (تقليدي/ كتلي؛ قابل للدك/سيال) على ارتفاع درجة الحرارة.
6. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن تتناول تأثير لون الراتنج المركب على ارتفاع درجة الحرارة.
7. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن تتناول تأثير مسافة التصليب على ارتفاع درجة الحرارة.
8. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن تأخذ بعين الاعتبار التصليب الضَّوئيِّ لعدة ترميمات من الراتنج المركب مُطبَّقة على أسنان متجاوزة.
9. إجراء دراسات مخبرية مشابهة للدراسة الحالية ولكن تتناول دراسة ارتفاع درجة الحرارة المرافق لتصليب مواد مرممة مختلفة (راتنج مركب، أسمنت زجاجي شاردني معدل بالراتنج، كومبومير).



الملخص

الخلفية: يُعتبر ارتفاع درجة حرارة اللب السنّي إجهاداً شديداً يمكن أن يسبب ضرراً غير ردود لللب السنّي. كان الهدف من هذه الدراسة مقارنة ارتفاع درجة حرارة السطح السفلي لشرائح عاج الأسنان المؤقتة، والنتائج عن استخدام ثلاثة أنماط تصليب ضوئيّ لأجهزة (LED) عالية القوة مع أربع ثخانات عاجية.

الطرائق: تم تحضير (60) شريحة بثخانة (0.5 – 1 – 1.5 – 2 mm) من عاج الأسنان المؤقتة البشرية. تم تعريض الشريحة العاجية إلى ضوء التصليب باستخدام جهاز (LED) عالي القوة لمدة (10 s) لمحاكاة تصليب مادة الربط (مرحلة التصليب الضوئيّ الأولي). ثم تم تصليب خمس عينات من الراتنج المركب لمدة (20 s). أنماط التصليب الضوئيّ المُختبَرَة في هذه الدراسة هي: نمط التصليب المستمر، والتصاعدي، والنبضي (n=5). خضعت بيانات تغير درجة الحرارة إلى تحليل التباين (ANOVA) واختبار (Tukey).

النتائج: لوحظ أعلى ارتفاع في درجة الحرارة تحت شريحة بثخانة (0.5 mm) مع نمط التصليب المستمر (7.6 ± 0.2 ; 4.7 ± 0.4) بينما سُجلت أدنى قيم مع نمط التصليب النبضي تحت عاج بثخانة (2 mm) (2.7 ± 0.1 ; 2.5 ± 0.2) خلال التصليب الضوئيّ الأولي وتصليب الراتنج المركب على الترتيب. أنتج نمط التصليب النبضي ارتفاع درجة حرارة أقل بشكل دال إحصائياً مقارنةً مع نمط التصليب المستمر في كافة الشروط ($p < 0.05$). كما لوحظ تناسب عكسي بين مقدار ارتفاع درجة الحرارة وثخانة الشريحة العاجية.

الاستنتاجات: يجب تجنب استخدام أجهزة (LED) عالية القوة في تصليب مواد الربط في الحفر العميقة. بينما ارتفاع درجة الحرارة الناتج عن استخدام أجهزة (LED) عالية القوة في تصليب الراتنج المركب غير ضار بصحة اللب. يرتبط ارتفاع درجة الحرارة بثخانة العاج ونمط التصليب الضوئيّ.

الكلمات المفتاحية: الراتنج المركب، نمط التصليب، العاج، تفاعل التماثر، الأسنان المؤقتة، ارتفاع درجة الحرارة.

Abstract

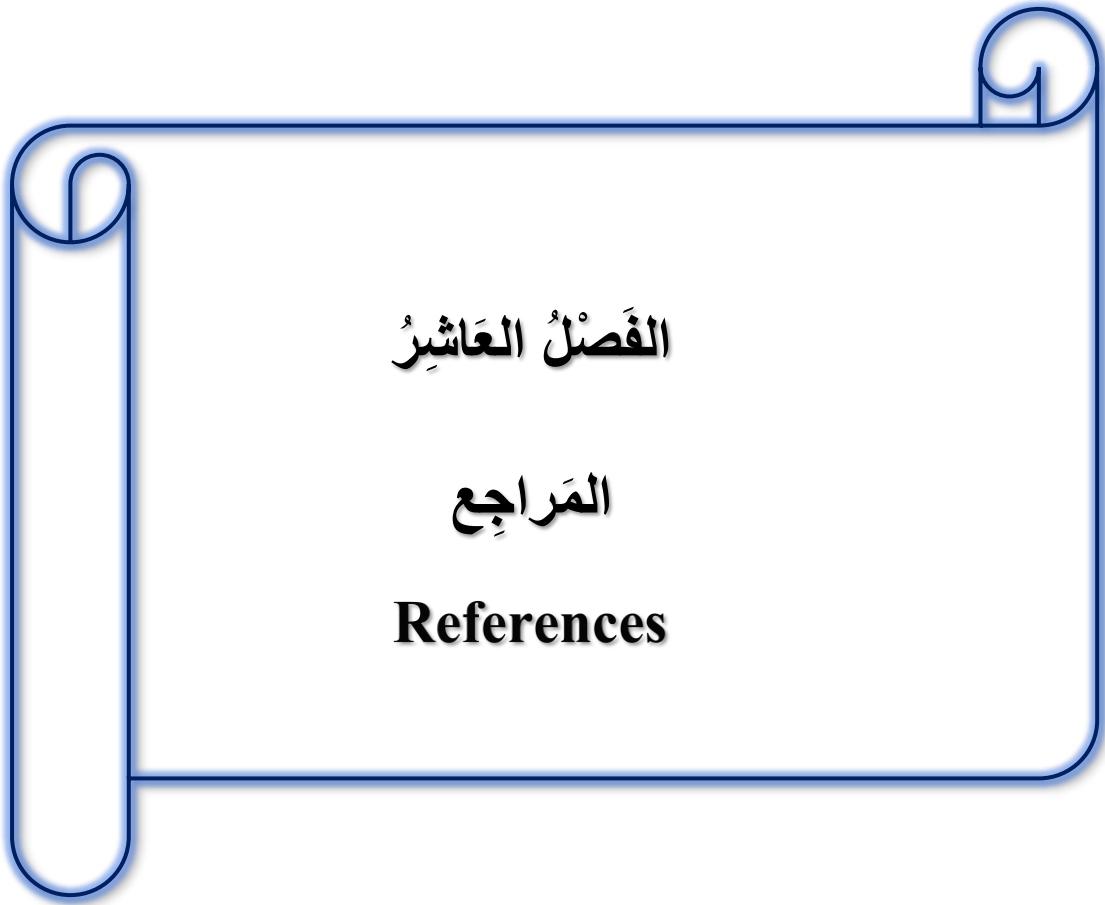
Background: Temperature rise in the pulp chamber is a severe stress that can cause irreversible damage to the pulp. This study aimed to evaluate the effect of three curing modes of a high-powered LED and four remaining dentin thicknesses on the temperature rise of inferior surface of primary teeth dentin disc.

Methods: Sixty dentin disc of 0.5, 1, 1.5, and 2 mm thickness were prepared from human primary molar. The dentin disc was exposed to curing light using a high-powered LED for 10 s to simulate bonding agent polymerization (stage 1 curing). Five specimens of resin composite were cured for 20 s. The different modes tested were standard, ramp, and pulse mode (n=5). Temperature change data were subjected to analysis of variance (ANOVA) and Tukey's test.

Results: The highest temperature rise was observed under the 0.5-mm-thick dentin disc with standard mode (7.6 ± 0.234 ; 4.78 ± 0.4207), whereas the lowest values were recorded with pulse mode under 2-mm-thick dentin (2.7 ± 0.1 ; 2.5 ± 0.2) during stage 1 curing and resin composite polymerization, respectively. Pulse mode produced a significantly lower values compared to standard mode in all conditions ($P<0.05$). An inverse proportion was found between the mean temperature rise values and the dentin thickness.

Conclusions: High-powered LEDs should not be used to cure bonding agents in deep cavities. The maximum temperature rise induced by a high-powered LED during resin composite polymerization was not critical for pulpal health. Temperature rise related to dentin thickness and curing modes.

Keywords: Composite, Curing mode, Dentin, Polymerization, Primary teeth, Temperature rise.



المراجع الأجنبية:

- A -

- Abbas, G., G. J. Fleming, E. Harrington, A. C. Shortall and F. J. Burke (2003). "Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments." *J Dent* **31**(6): 437-444.
- Abrahams, J. J., J. K. Frisoli and J. Dembner (1995). "Anatomy of the jaw, dentition, and related regions." *Semin Ultrasound CT MR* **16**(6): 453-467.
- Agarwal, P. M., S. Taneja and M. Kumar (2017). "To evaluate and compare the effect of different light-curing modes and different liners on cuspal deflection in premolar teeth restored with bulk filled or incrementally filled composite measured at different time intervals." *J Conserv Dent* **20**(5): 317-321.
- Agematsu, H., S. Abe, K. Shiozaki, A. Usami, S. Ogata, K. Suzuki, M. Soejima, M. Ohnishi, K. Nonami and Y. Ide (2005). "Relationship between large tubules and dentin caries in human deciduous tooth." *Bull Tokyo Dent Coll* **46**(1-2): 7-15.
- Aguiar, F. H., G. K. Barros, A. J. dos Santos, G. M. Ambrosano and J. R. Lovadino (2005). "Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: an in vitro study." *Oper Dent* **30**(5): 602-607.
- Aguiar, F. H., G. K. Barros, D. A. Lima, G. M. Ambrosano and J. R. Lovadino (2006). "Effect of composite resin polymerization modes on temperature rise in human dentin of different thicknesses: an in vitro study." *Biomed Mater* **1**(3): 140-143.
- Aguiar, F. H., A. T. Braceiro, G. M. Ambrosano and J. R. Lovadino (2005). "Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media." *Dental Materials* **21**(12): 1098-1103.
- Aksoy, M., S. Şen, A. Kaptan, Ç. Büyükkök and F. Tulga-Öz (2021). "Does the heat generated by fluorescence-aided caries excavation system effect the pulp temperature of primary teeth irreversibly? An in-vitro evaluation of the temperature changes in the pulp chamber." *J Clin Exp Dent* **13**(11): e1096-e1103.
- Al-Jadwaa, F. T. (2021). "Influence of Photoirradiation Times of Composite Resin on the Pulp Temperature." *Saudi J Oral Dent Res* **6**(3): 134-138.
- Al-Qudah, A., C. Mitchell, P. Biagioni and D. Hussey (2005). "Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials." *Journal of Dentistry* **33**(7): 593-602.
- Al-Qudah, A., C. Mitchell, P. Biagioni and D. Hussey (2007). "Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring." *Journal of Dentistry* **35**(3): 238-245.
- Al Shaafi, M., A. Maawadh and M. Al Qahtani (2011). "Evaluation of light intensity output of QTH and LED curing devices in various governmental health institutions." *Oper Dent* **36**(4): 356-361.
- Alasiri, R. A., H. A. Algarni and R. A. Alasiri (2019). "Ocular hazards of curing light units used in dental practice - A systematic review." *Saudi Dent J* **31**(2): 173-180.
- Albers, H. F. (2002). *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*, PMPH-USA.
- Aleixo, A. R., R. D. Guiraldo, A. P. Fugolin, S. B. Berger, R. L. Consani, A. B. Correr, A. Gonini-Júnior and M. B. Lopes (2014). "Evaluation of contraction stress, conversion degree, and cross-link density in low-shrinkage composites." *Photomed Laser Surg* **32**(5): 267-273.
- Almeida, R., P. Manarte-Monteiro, J. Domingues, C. Falcão, M. Herrero-Climent, B. Ríos-Carrasco and B. F. Lemos (2021). "High-Power LED Units Currently Available for Dental Resin-Based Materials—A Review." *Polymers* **13**(13): 2165.
- Alomari, Q. D., K. Barrieshi-Nusair and M. Ali (2011). "Effect of C-factor and LED Curing Mode on Microleakage of Class V Resin Composite Restorations." *Eur J Dent* **5**(4): 400-408.
- Alomari, Q. D. and Y. F. Mansour (2005). "Effect of LED curing modes on cuspal deflection and hardness of composite restorations." *Oper Dent* **30**(6): 684-689.
- Altintas, S. H., I. Yondem, O. Tak and A. Usumez (2008). "Temperature rise during polymerization of three different provisional materials." *Clin Oral Investig* **12**(3): 283-286.
- Aminoroaya, A., R. E. Neisiany, S. N. Khorasani, P. Panahi, O. Das, H. Madry, M. Cucchiari and S. Ramakrishna (2021). "A review of dental composites: Challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights." *Composites Part B: Engineering*: 108852.
- Anderson, R. R. and J. A. Parrish (1983). "Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation." *Science* **220**(4596): 524-527.
- André, C. B., G. Nima, M. Sebold, M. Giannini and R. B. Price (2018). "Stability of the Light Output, Oral Cavity Tip Accessibility in Posterior Region and Emission Spectrum of Light-Curing Units." *Oper Dent* **43**(4): 398-407.
- Angker, L., C. Nockolds, M. V. Swain and N. Kilpatrick (2004). "Quantitative analysis of the mineral content of sound and carious primary dentine using BSE imaging." *Arch Oral Biol* **49**(2): 99-107.

- Arangannal, P., B. Chandra, V. S. Hariharan, Vishnurekha, Jeevarathan and Vijayaprabha (2012). "Enamel thickness in primary teeth." *J Clin Pediatr Dent* **37**(2): 177-181.
- Aravamudhan, K., D. Rakowski and P. Fan (2006). "Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights." *Dental Materials* **22**(11): 988-994.
- Armellini, E., G. Bovesecchi, P. Coppa, G. Pasquantonio and L. Cerroni (2016). "LED Curing Lights and Temperature Changes in Different Tooth Sites." *Biomed Res Int* **2016**: 1894672.
- Arun, D., D. Adikari Mudiyansele, R. Gulam Mohamed, M. Liddell, N. M. Monsur Hassan and D. Sharma (2020). "Does the addition of zinc oxide nanoparticles improve the antibacterial properties of direct dental composite resins? A systematic review." *Materials* **14**(1): 40.
- Asmussen, E. and A. Peutzfeldt (2005). "Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units." *European Journal of Oral Sciences* **113**(1): 96-98.
- Assaf, C., J. C. Fahd and J. Sabbagh (2020). "Assessing Dental Light-curing Units' Output Using Radiometers: A Narrative Review." *J Int Soc Prev Community Dent* **10**(1): 1-8.
- Atai, M., M. Ahmadi, S. Babanzadeh and D. C. Watts (2007). "Synthesis, characterization, shrinkage and curing kinetics of a new low-shrinkage urethane dimethacrylate monomer for dental applications." *Dental Materials* **23**(8): 1030-1041.
- Atai, M. and F. Motevasselian (2009). "Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites." *Clin Oral Investig* **13**(3): 309-316.
- Atai, M. and D. C. Watts (2006). "A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers." *Dental Materials* **22**(8): 785-791.
- Atria, P. J., C. S. Sampaio, E. Cáceres, J. Fernández, A. F. Reis, M. Giannini, P. G. Coelho and R. Hirata (2018). "Micro-computed tomography evaluation of volumetric polymerization shrinkage and degree of conversion of composites cured by various light power outputs." *Dent Mater J* **37**(1): 33-39.
- Aung, S. Z., T. Takagaki, M. Ikeda, K. Nozaki, M. F. Burrow, A. Abdou, T. Nikaido and J. Tagami (2021). "The effect of different light curing units on Vickers microhardness and degree of conversion of flowable resin composites." *Dent Mater J* **40**(1): 44-51.
- Avery, J. K., P. F. Steele and N. Avery (2002). *Oral development and histology*, Thieme.
- Bagis, B., Y. Bagis, E. Ertas and S. Ustaomer (2008). "Comparison of the heat generation of light curing units." *J Contemp Dent Pract* **9**(2): 65-72.

-B-

- Balagopal, S., N. Geethapriya, S. Anisha, B. A. Hemasathya, J. Vandana and C. Dhatsayani (2021). "Comparative evaluation of the degree of conversion of four different composites polymerized using ultrafast photopolymerization technique: An in vitro study." *J Conserv Dent* **24**(1): 77-82.
- Baldissara, P., S. Catapano and R. Scotti (1997). "Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study." *Journal of oral rehabilitation* **24**(11): 791-801.
- Baroudi, K., N. Silikas and D. C. Watts (2009). "In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites." *Int J Paediatr Dent* **19**(1): 48-54.
- Bayne, S. C. (2013). "Beginnings of the dental composite revolution." *The Journal of the American Dental Association* **144**(8): 880-884.
- Bennett, A. W. and D. C. Watts (2004). "Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time." *Dental materials* **20**(1): 72-79.
- Beolchi, R. S., C. Moura-Netto, R. M. Palo, C. Rocha Gomes Torres and B. Pelissier (2015). "Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances." *Braz Oral Res* **29**.
- Bhaskar, S. (1991). "Orban's oral histology and embryology. Mosby-Year Book." *Inc., St. Louis, Mo.*
- Bilgic, F., H. Altan, Ö. A. Sözer, Z. Arslanoglu, E. Kale and S. Özarslan (2017). "Effects of Third-generation LED LCU on Nanomechanical Properties of Orthodontic Adhesives." *Acta Physica Polonica, A* **132**(3).
- Bin Nooh, A. N., H. A. Nahedh, M. AlRefeai and F. Alkhudhairy (2021). "The Effect of Irradiance on the Degree of Conversion and Volumetric Polymerization Shrinkage of Different Bulk-Fill Resin-Based Composites: An In Vitro Study." *Eur J Dent* **15**(2): 312-319.
- Boksman, L. and G. Santos (2012). "Principles of light-curing." *Inside Dentistry* **8**(3): 94-97.
- Bordin-Aykroyd, S., J. Sefton and E. Davies (1992). "In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth." *Dental Materials* **8**(2): 74-78.
- Borges, A. F. S., M. A. Chase, A. L. Guggiari, M. J. Gonzalez, A. R. de Souza Ribeiro, F. M. Pascon and A. R. Zanatta (2013). "A critical review on the conversion degree of resin monomers by direct analyses." *Brazilian Dental Science* **16**(1): 18-26.
- Bortolotto, T., C. Dagon and I. Krejci (2013). "Light polymerization during cavity filling: effect of 'exposure reciprocity law' and the resulted shrinkage forces on restoration margins." *Acta Odontol Scand* **71**(5): 1296-1302.

- Bouillaguet, S., G. Caillot, J. Forchelet, M. Cattani-Lorente, J. C. Wataha and I. Krejci (2005). "Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins." J Biomed Mater Res B Appl Biomater **72**(2): 260-267.
- Bouschlicher, M. R. and F. A. Rueggeberg (2000). "Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite." J Esthet Dent **12**(6): 328-339.
- Bowen, R. (1963). "Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations." The Journal of the American Dental Association **66**(1): 57-64.
- Braga, S., L. Oliveira, M. Ribeiro, A. Vilela, G. R. da Silva, R. B. Price and C. J. Soares (2019). "Effect of Simulated Pulpal Microcirculation on Temperature When Light Curing Bulk Fill Composites." Oper Dent **44**(3): 289-301.
- Brännström, M. and G. Johnson (1970). "Movements of the dentine and pulp liquids on application of thermal stimuli an in vitro study." Acta Odontologica Scandinavica **28**(1): 59-70.
- Brown, W. S., W. A. Dewey and H. R. Jacobs (1970). "Thermal properties of teeth." J Dent Res **49**(4): 752-755.
- Buchholz, A. C. and D. A. Schoeller (2004). "Is a calorie a calorie?" The American journal of clinical nutrition **79**(5): 899S-906S.
- Burgess, J., R. Walker and J. Davidson (2002). "Posterior resin-based composite: review of the literature." Pediatric dentistry **24**(5): 465-479.
- Burke, F. J. (2004). "Amalgam to tooth-coloured materials--implications for clinical practice and dental education: governmental restrictions and amalgam-usage survey results." J Dent **32**(5): 343-350.
- Buyukkoc, C. and A. Kaptan (2021). "Temperature increases in primary teeth pulp chamber during polymerization of glass ionomer-based restorative materials." European Oral Research **55**(1): 28-33.

- C -

- Callen, H. B. (1985). "Thermodynamics and an introduction to thermostatistics. John Wiley & Sons." New York.
- Callister Jr, W. D. and D. G. Rethwisch (2020). Fundamentals of materials science and engineering: an integrated approach, John Wiley & Sons.
- Cameron, A. C. and R. P. Widmer (2013). handbook of pediatric dentistry. China, Elsevier.
- Camilotti, V., P. G. Grullón, M. J. Mendonça, P. H. P. D'Alpino and J. C. Gomes (2008). "Influence of different light curing units on the bond strength of indirect resin composite restorations." Brazilian Oral Research **22**: 164-169.
- Campregher, U. B., S. Samuel, C. Fortes, A. Medina, F. M. Collares and F. A. Ogliari (2007). "Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units." J Contemp Dent Pract **8**(2): 35-42.
- Cantekin, K., S. K. Buyuk, E. Delikan, K. Pedük and S. Demirbuga (2014). "Pulp chamber temperature increase from curing light units: an in vitro study." J Dent Child (Chic) **81**(3): 128-132.
- Carrilho, M. and H. D. Paulo (2018). Future Perspectives for Dental Composites. Dental Composite Materials for Direct Restorations, Springer: 291-301.
- Carvalho, A. A., C. Moreira Fdo, R. B. Fonseca, C. J. Soares, E. B. Franco, J. B. Souza and L. G. Lopes (2012). "Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strength of a composite resin." J Appl Oral Sci **20**(2): 246-252.
- Casiday, R., R. Frey, K. Mao and R. Frey (2007). "Bonds, Bands, and Doping: How Do LEDs Work?" Washington University in St. Louis, Department of Chemistry.< http://www.chemistry.wustl.edu/~courses/genchem/Tutorials/LED/bands_06.htm.
- Caughman, W. F., F. A. RUEGGERBERG and J. W. CURTIS JR (1995). "Clinical guidelines for photocuring: restorative resins." The Journal of the American Dental Association **126**(9): 1280-1286.
- Ceballos García, L., M. V. Fuentes Fuentes, H. Tafalla Pastor, Á. Martínez, J. Flores and J. Rodríguez (2009). "Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units." Med Oral Patol Oral Cir Bucal **14**(1): E51-56.
- Cefaly, D. F. G., G. A. d. O. Ferrarezi, C. M. C. Tapety, J. R. P. Lauris and M. F. d. L. Navarro (2005). "Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units." Brazilian Dental Journal **16**: 98-102.
- Cekic-Nagas, I. and G. Ergun (2011). "Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs." J Appl Oral Sci **19**(4): 403-412.
- Chandra, S., S. Chandra, M. Chandra, G. Chandra and N. Chandra (2010). Textbook of Dental and Oral Histology with Embryology. india, Jaypee.

- Chang, H. S., K. J. Cho, S. J. Park, B. N. Lee, Y. C. Hwang, W. M. Oh and I. N. Hwang (2013). "Thermal analysis of bulk filled composite resin polymerization using various light curing modes according to the curing depth and approximation to the cavity wall." J Appl Oral Sci **21**(4): 293-299.
- Charton, C., P. Colon and F. Pla (2007). "Shrinkage stress in light-cured composite resins: influence of material and photoactivation mode." Dental materials **23**(8): 911-920.
- Chen, M.-H. (2010). "Update on dental nanocomposites." Journal of dental research **89**(6): 549-560.
- Chidchuangchai, W., N. Vongsavan and B. Matthews (2007). "Sensory transduction mechanisms responsible for pain caused by cold stimulation of dentine in man." Archives of Oral Biology **52**(2): 154-160.
- Choi, S. H., J. F. Roulet, S. D. Heintze and S. H. Park (2014). "Influence of cavity preparation, light-curing units, and composite filling on intrapulpal temperature increase in an in vitro tooth model." Oper Dent **39**(5): E195-205.
- Chowdhary, N. and V. S. Reddy (2010). "Dentin comparison in primary and permanent molars under transmitted and polarised light microscopy: An in vitro study." Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry **28**(3): 167.
- Christensen, G. J. (2004). "The light-curing mania." J Am Dent Assoc **135**(4): 461-463.
- Chye, C. H., A. U. Yap, Y. C. Laim and M. S. Soh (2005). "Post-gel polymerization shrinkage associated with different light curing regimens." Oper Dent **30**(4): 474-480.
- Cioffi, M., A. Hoffmann and L. Janssen (2001). "Reducing the gel effect in free radical polymerization." Chemical engineering science **56**(3): 911-915.
- Cobb, D., M. Vargas and T. Rundle (1996). "Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser." American journal of dentistry **9**(5): 199-202.
- Cook, W. D. (1980). "Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites." Journal of Dental Research **59**(5): 800-808.
- Correr, A. B., M. A. Sinhoreti, L. C. Sobrinho, R. N. Tango, L. F. Schneider and S. Consani (2005). "Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc." Braz Dent J **16**(3): 218-224.
- Craig, R. G. (1981). "Chemistry, composition, and properties of composite resins." Dent Clin North Am **25**(2): 219-239.
- Cunha, L. G., R. C. Alonso, G. M. Correr, W. C. Brandt, L. Correr-Sobrinho and M. A. Sinhoreti (2008). "Effect of different photoactivation methods on the bond strength of composite resin restorations by push-out test." Quintessence Int **39**(3): 243-249.
- Cunha, L. G., R. C. Alonso, E. J. de Souza-Junior, A. C. Neves, L. Correr-Sobrinho and M. A. Sinhoreti (2008). "Influence of the curing method on the post-polymerization shrinkage stress of a composite resin." J Appl Oral Sci **16**(4): 266-270.
- Cunha, L. G., R. C. Alonso, L. C. Sobrinho and M. A. Sinhoreti (2006). "Effect of resin liners and photoactivation methods on the shrinkage stress of a resin composite." J Esthet Restor Dent **18**(1): 29-36; discussion 36-27.

- D -

- da Silva, E. M., A. G. Penelas, M. S. Simão, J. D. Filho, L. T. Poskus and J. G. Guimarães (2010). "Influence of the degree of dentine mineralization on pulp chamber temperature increase during resin-based composite (RBC) light-activation." J Dent **38**(4): 336-342.
- Dall'Magro, E., M. A. Sinhoreti, A. B. Correr, L. Correr-Sobrinho, S. Consani and R. M. Puppini-Rontani (2007). "Effect of different initial light intensity by the soft-start photoactivation on the bond strength and Knoop hardness of a dental composite." Braz Dent J **18**(2): 107-112.
- Dange, B. S., A. Mootha, V. Madhav, S. Kale, S. Nevrekar and V. Attargekar (2021). "Comparison of temperature rise within pulp chamber during light curing of composite restoration." Journal of Applied Polymer Science: 50946.
- Daronch, M., F. A. Rueggeberg, L. Moss and M. F. de Goes (2006). "Clinically relevant issues related to preheating composites." J Esthet Restor Dent **18**(6): 340-350; discussion 351.
- Dauvillier, B. S., M. P. Aarnts and A. J. Feilzer (2000). "Developments in shrinkage control of adhesive restoratives." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry **12**(6): 291-299.
- Dauvillier, B. S., A. J. Feilzer, A. De Gee and C. Davidson (2000). "Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting." Journal of Dental Research **79**(3): 818-823.
- David, J. R., O. M. Gomes, J. C. Gomes, A. D. Loguercio and A. Reis (2007). "Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes." Journal of oral science **49**(1): 19-24.
- Davidson, C. L. and A. J. Feilzer (1997). "Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives." J Dent **25**(6): 435-440.

- de Magalhaes, M. F., R. A. N. Ferreira, P. A. Grossi and R. M. de Andrade (2008). "Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity." Journal of dentistry **36**(8): 588-594.
- De Menezes Oliveira, M. A., C. P. Torres, J. M. Gomes-Silva, M. A. Chinelatti, F. C. De Menezes, R. G. Palma-Dibb and M. C. Borsatto (2010). "Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth." Microsc Res Tech **73**(5): 572-577.
- de Oliveira, D., M. G. Rocha, I. C. Correa, A. B. Correr, J. L. Ferracane and M. A. C. Sinhoreti (2016). "The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites." Dent Mater **32**(10): 1209-1217.
- Dean, J. A. (2020). McDONALD AND AVERY'S DENTISTRY FOR THE CHILD AND ADOLESCENT, TENTH EDITION. china, Elsevier,.
- Dennison, J. B. and M. C. A. Edwards (1997). "Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth." Pediatr Dent **19**: 246-252.226.
- Dentistry, A. A. o. P. (2020). The Reference Manual of Pediatric Dentistry: Definitions, Oral Health Policies, Recommendations, Endorsements, Resources: 2019-2020, American Academy of Pediatric Dentistry.
- Dentistry, A. A. o. P. (2022). "Pediatric Restorative Dentistry." Pediatr Dent The Reference Manual of Pediatric Dentistry(6): 386-398.
- Dewaele, M., E. Asmussen, A. Peutzfeldt, E. C. Munksgaard, A. R. Benetti, G. Finné, G. Leloup and J. Devaux (2009). "Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature." Dent Mater **25**(12): 1576-1584.
- Dikova, T., J. Maximov, V. Todorov, G. Georgiev and V. Panov (2021). "Optimization of Photopolymerization Process of Dental Composites." Processes **9**(5): 779.
- Dimitriadi, M., S. Zinelis, M. Zafiropoulou, N. Silikas and G. Eliades (2020). "Self-Etch Silane Primer: Reactivity and Bonding with a Lithium Disilicate Ceramic." Materials (Basel) **13**(3).
- Dionysopoulos, D. and O. Gerasimidou (2021). "Wear of contemporary dental composite resin restorations: a literature review." Restor Dent Endod **46**(2): e18.
- Dogan, A., I. Hubbezoglu, O. M. Dogan, G. Bolayir and H. Demir (2009). "Temperature rise induced by various light curing units through human dentin." Dent Mater J **28**(3): 253-260.
- Dong, Z., Y. Ni, X. Yang, C. Hu, J. Sun, L. Li, C. Zhou and H. Fan (2018). "Characterization and analysis of fluoride calcium silicate composite interface in remineralization of dental enamel." Composites Part B: Engineering **153**: 393-397.
- Driscoll, C. F., G. Woolsey and W. M. Ferguson (1991). "Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations." J Prosthet Dent **65**(4): 504-506.
- Dundić, A., V. Rajić Brzović, G. Vlajnić, D. Kalibović Govorko and I. Medvedec Mikić (2021). "A measurement of irradiance of light-curing units in dental offices in three Croatian cities." Med Glas (Zenica) **18**(2): 505-509.
- Dunn, W. J. and A. C. Bush (2002). "A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units." The Journal of the American Dental Association **133**(3): 335-341.
- Durner, J., J. Obermaier, M. Draenert and N. Ilie (2012). "Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites." Dent Mater **28**(11): 1146-1153.

- E -

- El-Mowafy, O., W. El-Badrawy, M. Wasef, H. Omar and S. Kermanshahi (2007). "Efficacy of new LED light-curing units in hardening of Class II composite restorations." Journal of the Canadian Dental Association **73**(3).
- Enrich-Essvein, T., C. Benavides-Reyes, P. Álvarez-Lloret, M. V. Bolaños-Carmona, A. B. Rodríguez-Navarro and S. González-López (2021). "Influence of de-remineralization process on chemical, microstructural, and mechanical properties of human and bovine dentin." Clin Oral Investig **25**(3): 841-849.
- Eriksson, A. R. and T. Albrektsson (1983). "Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit." J Prosthet Dent **50**(1): 101-107.
- Ernst, C. P., N. Brand, U. Frommator, G. Rippin and B. Willershausen (2003). "Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization." Journal of esthetic and restorative dentistry **15**(2): 93-103.
- Ertuğrul, C. and F. Ertuğrul İ (2021). "The effect of current pulp capping materials against intrapulpal temperature increase in primary teeth. An in-vitro study by pulpal microcirculation simulation model." J Dent Sci **16**(1): 85-90.
- Ertuğrul, C. and I. F. Ertuğrul (2019). "Temperature change in pulp chamber of primary teeth during curing of coloured compomers: an in vitro study using pulpal blood microcirculation model." PeerJ **7**: e7284.

Esmaeili, B., H. Safarcherati and A. Vaezi (2014). "Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED." J Dent Res Dent Clin Dent Prospects **8**(1): 40-44.

- F -

Fallahzadeh, F., M. Atai, S. Ghasemi and A. Mahdkhah (2018). "Effect of rinsing time and surface contamination on the bond strength of silorane-based and dimethacrylate-based composites to enamel." J Clin Exp Dent **10**(11): e1115-e1122.

Fan, P. L., R. M. Schumacher, K. Azzolin, R. Geary and F. C. Eichmiller (2002). "Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards." J Am Dent Assoc **133**(4): 429-434; quiz 491-423.

Feilzer, A. J., L. H. Dooren, A. J. de Gee and C. L. Davidson (1995). "Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface." Eur J Oral Sci **103**(5): 322-326.

Feitosa, V. P., A. P. Fugolin, A. B. Correr, L. Correr-Sobrinho, S. Consani, T. F. Watson, M. A. Sinhoreti and S. Sauro (2012). "Effects of different photo-polymerization protocols on resin-dentine μ TBS, mechanical properties and cross-link density of a nano-filled resin composite." J Dent **40**(10): 802-809.

Felix, C., R. Price and C. Felix (2007). "Intra-Pulpal Temperature Rise Generated By High Power Curing Lights." J Can Dent Assoc.

Feng, L. and B. I. Suh (2006). "A mechanism on why slower polymerization of a dental composite produces lower contraction stress." J Biomed Mater Res B Appl Biomater **78**(1): 63-69.

Ferracane, J. L. (2005). "Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization." Dental Materials **21**(1): 36-42.

Ferracane, J. L. (2011). "Resin composite--state of the art." Dent Mater **27**(1): 29-38.

Ferreira, A. P. B., P. C. Soares Júnior, E. M. Souza, R. N. Rached, S. H. Pezzin and S. Vieira (2015). "Wavelength of experimental LEDS: hardness, elastic modulus, degree of conversion and temperature rise of a microhybrid composite." Materials Research **18**: 240-244.

Figueiredo de Magalhães, M., R. A. Neto Ferreira, P. A. Grossi and R. M. de Andrade (2008). "Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity." J Dent **36**(8): 588-594.

Filipov, I. A. and S. B. Vladimirov (2006). "Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation." Brazilian dental journal **17**(1): 34-38.

Fleming, G. J., R. R. Cara, W. M. Palin and F. J. Burke (2007). "Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a 'soft-start' polymerisation protocol." Dent Mater **23**(5): 637-643.

Fleming, M. G. and W. A. Maillet (1999). "Photopolymerization of composite resin using the argon laser." Journal-Canadian Dental Association **65**: 447-452.

Fodor, L., Y. Ullmann and M. Elman (2011). Patient Selection. Aesthetic Applications of Intense Pulsed Light, Springer: 31-36.

Frentzen, M. and H. J. Koort (1990). "Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?" Int Dent J **40**(6): 323-332.

Frões-Salgado, N. R., C. Francci and Y. Kawano (2009). "Influência do modo de fotoativação e da distância de irradiação no grau de conversão de um compósito." Perspect Oral Sci **1**(1): 11-17.

Fronza, B. M., F. A. Rueggeberg, R. R. Braga, B. Mogilevych, L. E. Soares, A. A. Martin, G. Ambrosano and M. Giannini (2015). "Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites." Dent Mater **31**(12): 1542-1551.

Fuks, A. B., F. Araujo, L. Osorio, P. Hadani and A. Pinto (2000). "Clinical and radiographic assessment of Class II esthetic restorations in primary molars." Pediatric dentistry **22**(6): 479-485.

- G -

Ganapathy, D., A. Sathyamoorthy, H. Ranganathan and K. Murthykumar (2016). "Effect of resin bonded luting agents influencing marginal discrepancy in all ceramic complete veneer crowns." Journal of clinical and diagnostic research: JCDR **10**(12): ZC67.

Garoushi, S., P. Vallittu, A. Shinya and L. Lassila (2016). "Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites." Odontology **104**(3): 291-297.

Gentile, E., D. Di Stasio, R. Santoro, M. Contaldo, C. Salerno, R. Serpico and A. Lucchese (2015). "In vivo microstructural analysis of enamel in permanent and deciduous teeth." Ultrastruct Pathol **39**(2): 131-134.

Ghosh, S., M. Uke and D. Lataye (2021). "Different Curing Modes and its Effect on Colour Stability of Universal Submicron Hybrid Composite using Spectrophotometer: An Invitro Study."

Gomes, M., A. DeVito-Moraes, C. Francci, R. Moraes, T. Pereira, N. Froes-Salgado, L. Yamazaki, L. Silva and D. Zezell (2013). "Temperature increase at the light guide tip of 15 contemporary LED units and

- thermal variation at the pulpal floor of cavities: an infrared thermographic analysis." Oper Dent **38**(3): 324-333.
- Goodis, H. E., V. Winthrop and J. M. White (2000). "Pulpal responses to cooling tooth temperatures." Journal of endodontics **26**(5): 263-267.
- Gritsch, K., S. Souvannasot, C. Schembri, P. Farge and B. Grosogeat (2008). "Influence of light energy and power density on the microhardness of two nanohybrid composites." Eur J Oral Sci **116**(1): 77-82.
- Groddeck, A. L., R. Schweska-Polly, H. Hecker and M. Sostmann (2020). "Temperatures in the pulpal cavity during orthodontic bonding using an LED light curing unit : An in vitro pilot study." J Orofac Orthop **81**(6): 396-406.
- Gross, D. J., A. Dávila-Sánchez, P. Runnacles, D. C. Zarpellon, F. Kiratcz, E. B. Campagnoli, L. F. Alegría-Acevedo, U. Coelho, F. A. Rueggeberg and C. A. G. Arrais (2020). "In vivo temperature rise and acute inflammatory response in anesthetized human pulp tissue of premolars having Class V preparations after exposure to Polywave® LED light curing units." Dent Mater **36**(9): 1201-1213.
- Guiraldo, R. D., S. Consani, R. L. Consani, S. B. Berger, A. B. Correr, M. A. Sinhoreti and L. Correr-Sobrinho (2013). "Comparison of silorane and methacrylate-based composites on the polymerization heat generated with different light-curing units and dentin thicknesses." Braz Dent J **24**(3): 258-262.
- Guiraldo, R. D., S. Consani, A. S. De Souza, R. L. Consani, M. A. Sinhoreti and L. Correr-Sobrinho (2009). "Influence of light energy density on heat generation during photoactivation of dental composites with different dentin and composite thickness." J Appl Oral Sci **17**(4): 289-293.
- Guiraldo, R. D., S. Consani, S. Mastrofrancisco, R. L. X. Consani, M. A. C. Sinhoreti and L. Correr-Sobrinho (2008). "Influence of light curing unit and ceramic thickness on temperature rise during resin cement photo-activation." The Bulletin of Tokyo Dental College **49**(4): 173-178.
- Guiraldo, R. D., S. Consani, M. A. Sinhoreti, L. Correr-Sobrinho and L. F. Schneider (2009). "Thermal variations in the pulp chamber associated with composite insertion techniques and light-curing methods." J Contemp Dent Pract **10**(1): 17-24.
- GV, B. (2010). Pedodontics Practice and Management. india, Jaypee Brothers Medical.
- Gwinnett, A. (1992). "Structure and composition of enamel." Operative dentistry: 10-17.

- H -

- Habib, E., R. Wang and X. Zhu (2018). "Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites." Dental Materials **34**(10): 1501-1508.
- Haenel, T., B. Hausnerová, J. Steinhaus, R. B. Price, B. Sullivan and B. Moeginger (2015). "Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins." Dental Materials **31**(2): 93-104.
- Halvorson, R. H., R. L. Erickson and C. L. Davidson (2002). "Energy dependent polymerization of resin-based composite." Dent Mater **18**(6): 463-469.
- Halvorson, R. H., R. L. Erickson and C. L. Davidson (2003). "The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite." Dent Mater **19**(4): 327-333.
- Hammouda, I. M. and M. M. Beyari (2013). "Effect of Argon Laser Curing on the Shear Bond Strength of Composite Resin Restorative Material." Biotechnology Journal International: 205-212.
- Hannig, M. and B. Bott (1999). "In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources." Dent Mater **15**(4): 275-281.
- Hardan, L. S., E. W. Amm and A. Ghayad (2008). "Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of Class II restorations." Odontostomatol Trop **31**(124): 27-34.
- Hasanain, F. A. and H. M. Nassar (2021). "Utilizing Light Cure Units: A Concise Narrative Review." Polymers (Basel) **13**(10).
- Haugen, H. J., D. Marovic, M. Par, M. K. L. Thieu, J. E. Reseland and G. F. Johnsen (2020). "Bulk Fill Composites Have Similar Performance to Conventional Dental Composites." Int J Mol Sci **21**(14).
- Hegde, V., S. Jadhav and G. B. Aher (2009). "A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra." J Conserv Dent **12**(3): 105-108.
- Hervás García, A., M. Lozano, J. Cabanes Vila, A. Barjau Escribano and P. Fos Galve (2006). "Composite resins: a review of the materials and clinical indications."
- Hirata, R., W. Kabbach, O. S. De Andrade, E. A. Bonfante, M. Giannini and P. G. Coelho (2015). "Bulk fill composites: an anatomic sculpting technique." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry **27**(6): 335-343.
- Hirayama, A. (1990). "[Experimental analytical electron microscopic studies on the quantitative analysis of elemental concentrations in biological thin specimens and its application to dental science]." Shikwa Gakuho **90**(8): 1019-1036.

- Hofmann, N., W. Denner, B. Hugo and B. Klaiber (2003). "The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites." *J Dent* **31**(6): 383-393.
- Hofmann, N., B. Hugo and B. Klaiber (2002). "Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness." *European journal of oral sciences* **110**(6): 471-479.
- Hofmann, N. and A. Hunecke (2006). "Influence of curing methods and matrix type on the marginal seal of class II resin-based composite restorations in vitro." *Oper Dent* **31**(1): 97-105.
- Hofmann, N., T. Markert, B. Hugo and B. Klaiber (2003). "Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage." *American journal of dentistry* **16**(6): 421-430.
- Hofmann, N., J. Renner, B. Hugo and B. Klaiber (2002). "Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation." *J Dent* **30**(5-6): 223-232.
- Hori, M., K. Fujimoto, T. Hori, H. Sekine, A. Ueno, A. Kato and T. Kawai (2020). "Development of image analysis using Python: Relationship between matrix ratio of composite resin and curing temperature." *Dent Mater J* **39**(4): 648-656.
- Howells, E. B. (2015). "Measuring temperature." *Anaesthesia & Intensive Care Medicine* **16**(7): 358-362.
- Huang, T.-K., C.-C. Hung and C.-C. Tsai (2006). "Reducing, by pulse width modulation, the curing temperature of a prototype high-power LED light curing unit." *Dental materials journal* **25**(2): 309-315.
- Hubbezoglu, I., A. Dogan, O. M. Dogan, G. Bolayir and B. Bek (2008). "Effects of light curing modes and resin composites on temperature rise under human dentin: an in vitro study." *Dent Mater J* **27**(4): 581-589.
- Hubbezoglu, I., M. Unal, R. Zan and F. Hurmuzlu (2013). "Temperature rises during application of Er:YAG laser under different primary dentin thicknesses." *Photomed Laser Surg* **31**(5): 201-205.
- Hunter, M. L., N. X. West, J. A. Hughes, R. G. Newcombe and M. Addy (2000). "Erosion of deciduous and permanent dental hard tissue in the oral environment." *J Dent* **28**(4): 257-263.

- I -

- Ilday, N. O., O. Sagsoz, O. Karatas, Y. Z. Bayindir and N. Çelik (2015). "Temperature changes caused by light curing of fiber-reinforced composite resins." *J Conserv Dent* **18**(3): 223-226.
- Ilie, N. and R. Hickel (2011). "Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology." *Dental Materials* **27**(4): 348-355.
- Ilie, N., E. Jelen, T. Clementino-Luedemann and R. Hickel (2007). "Low-shrinkage composite for dental application." *Dent Mater J* **26**(2): 149-155.
- Ilie, N., E. Jelen and R. Hickel (2011). "Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units?" *Clin Oral Investig* **15**(1): 21-29.
- Ilie, N., K. H. Kunzelmann, A. Visvanathan and R. Hickel (2005). "Curing behavior of a nanocomposite as a function of polymerization procedure." *Dent Mater J* **24**(4): 469-477.
- Ingle., J. I. (2019). *Ingle's endodontics USA*, Library of Congress Cataloging.

- J -

- Jafarzadeh Kashi, T. S., M. Erfan, V. Rakhshan, N. Aghabaigi and F. S. Tabatabaei (2011). "An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites." *Oper Dent* **36**(6): 608-617.
- Jakubinek, M. B., C. O'Neill, C. Felix, R. B. Price and M. A. White (2008). "Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations." *Dental Materials* **24**(11): 1468-1476.
- Jandt, K., R. Mills, G. Blackwell and S. Ashworth (2000). "Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)." *Dental Materials* **16**(1): 41-47.
- Jandt, K. D. and R. W. Mills (2013). "A brief history of LED photopolymerization." *Dent Mater* **29**(6): 605-617.
- Jeffrey, I. W., B. Lawrenson, C. Longbottom and E. M. Saunders (1990). "CO2 laser application to the mineralized dental tissues--the possibility of iatrogenic sequelae." *J Dent* **18**(1): 24-30.
- Jeffrey, I. W., B. Lawrenson, E. M. Saunders and C. Longbottom (1990). "Dentinal temperature transients caused by exposure to CO2 laser irradiation and possible pulpal damage." *J Dent* **18**(1): 31-36.
- Jenkin, R. and C. Zhao (2021). "Radiometry and Photometry for Autonomous Vehicles and Machines-Fundamental Performance Limits." *Electronic Imaging* **2021**(17): 211-211-211-210.
- Jeong, T. S., Y. R. Kim, J. H. Kim, H. I. Kim and Y. H. Kwon (2007). "Effects of LEDs on microhardness and temperature rise of dental composite resins." *Dent Mater J* **26**(6): 838-844.
- Jin, J., R. Takahashi, R. Hickel and K.-H. Kunzelmann (2014). "Surface properties of universal and flowable nanohybrid composites after simulated tooth brushing." *Am J Dent* **27**(3): 149-154.

- Jo, S. A., C. H. Lee, M. J. Kim, J. Ferracane and I. B. Lee (2019). "Effect of pulse-width-modulated LED light on the temperature change of composite in tooth cavities." Dent Mater **35**(4): 554-563.
- Johansson, A. K., R. Sorvari, D. Birkhed and J. H. Meurman (2001). "Dental erosion in deciduous teeth--an in vivo and in vitro study." J Dent **29**(5): 333-340.
- Johnsen, D. (1994). "Comparison of primary and permanent teeth." Oral development and histology.

- K -

- Kanca, J., 3rd and B. I. Suh (1999). "Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins." Am J Dent **12**(3): 107-112.
- Karaarslan, E. S., A. Secilmis, M. Bulbul, C. Yildirim and A. Usumez (2011). "Temperature increase beneath etched dentin discs during composite polymerization." Photomed Laser Surg **29**(1): 47-52.
- Khaksaran, N. K., T. J. Kashi, V. Rakhshan, Z. S. Zeynolabedin and H. Bagheri (2015). "Kinetics of pulpal temperature rise during light curing of 6 bonding agents from different generations, using light emitting diode and quartz-tungsten-halogen units: An in-vitro simulation." Dent Res J (Isfahan) **12**(2): 173-180.
- Kim, M.-J., R. J.-Y. Kim, J. Ferracane and I.-B. Lee (2017). "Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities." Dental Materials **33**(10): e373-e383.
- Kim, R. J.-Y., S.-A. Son, J.-Y. Hwang, I.-B. Lee and D.-G. Seo (2015). "Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: Incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite." Journal of Dentistry **43**(9): 1093-1098.
- Kinney, J. H., M. Balooch, S. J. Marshall, G. W. Marshall, Jr. and T. P. Weihs (1996). "Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine." Arch Oral Biol **41**(1): 9-13.
- Kirkpatrick, S. J. (2005). "A primer on radiometry." Dent Mater **21**(1): 21-26.
- Kishen, A., U. Ramamurty and A. Asundi (2000). "Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine." Journal of biomedical materials research **51**(4): 650-659.
- Kivanç, B. H., H. D. Arisu, Ö. Ulusoy, B. C. Sağlam and G. Görgül (2012). "Effect of light-activated bleaching on pulp chamber temperature rise: an in vitro study." Aust Endod J **38**(2): 76-79.
- Kloosterboer, J. and G. Lijten (1990). "Photopolymers exhibiting a large difference between glass transition and curing temperatures." Polymer **31**(1): 95-101.
- Knezević, A., Z. Tarle, A. Meniga, J. Sutalo and G. Pichler (2005). "Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise." J Oral Rehabil **32**(5): 362-367.
- Knezević, A., Z. Tarle, A. Meniga, J. Sutalo, G. Pichler and M. Ristić (2002). "Photopolymerization of composite resins with plasma light." J Oral Rehabil **29**(8): 782-786.
- Knežević, A., Z. Tarle, A. Meniga, J. Šutalo, G. Pichler and M. Ristić (2001). "Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes." Journal of Oral Rehabilitation **28**(6): 586-591.
- Kodonas, K., C. Gogos and C. Tziafa (2009). "Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface." J Dent **37**(6): 485-490.
- Koenig, A., J. Schmidtke, L. Schmohl, S. Schneider-Feyrer, M. Rosentritt, H. Hoelzig, G. Kloess, K. Vejjasilpa, M. Schulz-Siegmund, F. Fuchs and S. Hahnel (2021). "Characterisation of the Filler Fraction in CAD/CAM Resin-Based Composites." Materials (Basel) **14**(8).
- Kopperud, S. E., A. B. Tveit, T. Gaarden, L. Sandvik and I. Espelid (2012). "Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure." European Journal of Oral Sciences **120**(6): 539-548.
- Koutsi, V., R. Noonan, J. Horner, M. Simpson, W. Matthews and D. H. Pashley (1994). "The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars." Pediatric dentistry **16**: 29-29.
- Kowalska, A., J. Sokolowski and K. Bociong (2021). "The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite-A Review and Future Perspectives." Polymers (Basel) **13**(3).
- Krishna Muppalla, J. N., V. Harikumar, P. Sarathchandra, S. J. Reddy and P. Rajani (2020). "Effect of modulated photoactivation of bulkfill composite on microleakage in fluorosed and nonfluorosed teeth: A confocal laser scanning microscopy study." J Conserv Dent **23**(2): 180-184.
- Kruly, P. C., M. Giannini, R. C. Pascotto, L. M. Tokubo, U. S. G. Suga, A. C. R. Marques and R. S. S. Terada (2018). "Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin." PLoS One **13**(2): e0191942.
- Kucukyilmaz, E. and S. Savas (2015). "Evaluation of Different Fissure Sealant Materials and Flowable Composites Used as Pit-and-fissure Sealants: A 24-Month Clinical Trial." Pediatr Dent **37**(5): 468-473.
- Kwon, S. J., Y. J. Park, S. H. Jun, J. S. Ahn, I. B. Lee, B. H. Cho, H. H. Son and D. G. Seo (2013). "Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures." Restor Dent Endod **38**(3): 105-112.

- L -

- Lakhani, J., V. Agrawal, R. Mahant, S. Kapoor, D. Vaghamsi and A. Shah (2018). "Pulpal Temperature Rise: Evaluation after Light Activation of Newer Pulp-Capping Materials and Resin Composite." Contemp Clin Dent **9**(4): 644-648.
- Langeland, K. (1961). "Effect of various procedures on the human dental pulp: pulp reactions to cavity preparation and gutta-percha." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology **14**(2): 210-233.
- Lempel, E., Z. Óri, D. Kincses, B. V. Lovász, S. Kunsági-Máté and J. Szalma (2021). "Degree of conversion and in vitro temperature rise of pulp chamber during polymerization of flowable and sculptable conventional, bulk-fill and short-fibre reinforced resin composites." Dent Mater **37**(6): 983-997.
- Lempel, E., Z. Óri, J. Szalma, B. V. Lovász, A. Kiss, Á. Tóth and S. Kunsági-Máté (2019). "Effect of exposure time and pre-heating on the conversion degree of conventional, bulk-fill, fiber reinforced and polyacid-modified resin composites." Dental Materials **35**(2): 217-228.
- Leonard, D. L. and E. J. Swift Jr (2007). "LIGHT-EMITTING-DIODE CURING LIGHTS—REVISITED." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry **19**(1): 56-62.
- Leonardi, R., C. Loreto, R. Caltabiano and C. Caltabiano (1996). "[The cervical third of deciduous teeth. An ultrastructural study of the heard tissues by SEM]." Minerva Stomatol **45**(3): 75-79.
- Leprince, J., J. Devaux, T. Mullier, J. Vreven and G. Leloup (2010). "Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights." Oper Dent **35**(2): 220-230.
- Leprince, J. G., M. Hadis, A. C. Shortall, J. L. Ferracane, J. Devaux, G. Leloup and W. M. Palin (2011). "Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins." Dent Mater **27**(2): 157-164.
- Lienhard, I. and H. John (2019). A heat transfer textbook, phlogiston press.
- Lim, B. S., J. L. Ferracane, R. L. Sakaguchi and J. R. Condon (2002). "Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation." Dent Mater **18**(6): 436-444.
- Lima, A. F., M. V. O. Salvador, D. Dressano, C. H. C. Saraceni, L. S. Gonçalves, M. Hadis and W. M. Palin (2019). "Increased rates of photopolymerisation by ternary type II photoinitiator systems in dental resins." J Mech Behav Biomed Mater **98**: 71-78.
- Lin, M., F. Xu, T. J. Lu and B. F. Bai (2010). "A review of heat transfer in human tooth--experimental characterization and mathematical modeling." Dent Mater **26**(6): 501-513.
- Linsuwanont, P., J. Palamara and H. Messer (2007). "An investigation of thermal stimulation in intact teeth." Archives of oral biology **52**(3): 218-227.
- Lippke, J. A., L. K. Gordon, D. E. Brash and W. A. Haseltine (1981). "Distribution of UV light-induced damage in a defined sequence of human DNA: detection of alkaline-sensitive lesions at pyrimidine nucleoside-cytidine sequences." Proceedings of the National Academy of Sciences **78**(6): 3388-3392.
- Lipski, M., K. Woźniak, L. Szyszka-Sommerfeld, M. Borawski, A. Drożdżik and A. Nowicka (2020). "In Vitro Infrared Thermographic Assessment of Temperature Change in the Pulp Chamber during Provisionalization: Effect of Remaining Dentin Thickness." J Healthc Eng **2020**: 8838329.
- Lisanti, V. and H. Zander (1952). "Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements of pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue." Journal of dental research **31**(4): 548-558.
- Loney, R. W. and R. B. Price (2001). "Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin." Oper Dent **26**(5): 516-520.
- Lopes, L. G., E. B. Franco, J. C. Pereira and R. F. Mondelli (2008). "Effect of light-curing units and activation mode on polymerization shrinkage and shrinkage stress of composite resins." J Appl Oral Sci **16**(1): 35-42.
- Lopes, M. B., M. A. Sinhoreti, A. Gonini Júnior, S. Consani and J. F. McCabe (2009). "Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths." Braz Dent J **20**(4): 279-283.
- Lu, H., J. Stansbury and C. Bowman (2005). "Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress." Journal of Dental Research **84**(9): 822-826.
- Lu, H., J. W. Stansbury and C. N. Bowman (2004). "Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composites." Dental Materials **20**(10): 979-986.
- Lucchese, A. and E. Storti (2011). "Morphological characteristics of primary enamel surfaces versus permanent enamel surfaces: SEM digital analysis." Eur J Paediatr Dent **12**(3): 179-183.
- Lutz, F. and R. W. Phillips (1983). "A classification and evaluation of composite resin systems." The Journal of prosthetic dentistry **50**(4): 480-488.
- Lynch, C. D., N. J. Opdam, R. Hickel, P. A. Brunton, S. Gurgan, A. Kakaboura, A. C. Shearer, G. Vanherle and N. H. Wilson (2014). "Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section." J Dent **42**(4): 377-383.

- M -

- Maffezzoli, A., A. Della Pietra, S. Rengo, L. Nicolais and G. Valletta (1994). "Photopolymerization of dental composite matrices." *Biomaterials* **15**(15): 1221-1228.
- Mahant, R. H., S. Chokshi, R. Vaidya, P. Patel, A. Vora and P. Mahant (2016). "Comparison of the Amount of Temperature Rise in the Pulp Chamber of Teeth Treated With QTH, Second and Third Generation LED Light Curing Units: An In Vitro Study." *J Lasers Med Sci* **7**(3): 184-191.
- Main, C., A. Cummings, H. Moseley, K. W. Stephen and F. C. Gillespie (1983). "An assessment of new dental ultraviolet sources and u.v.-polymerized fissure sealants." *J Oral Rehabil* **10**(3): 215-227.
- Majaron, B., D. Sušterčič, M. Lukač, U. Skalerič and N. Funduk (1998). "Heat diffusion and debris screening in Er: YAG laser ablation of hard biological tissues." *Applied Physics B: Lasers & Optics* **66**(4).
- Makhdoom, S. N., K. M. Campbell, R. M. Carvalho and A. P. Manso (2020). "Effects of curing modes on depth of cure and microtensile bond strength of bulk fill composites to dentin." *J Appl Oral Sci* **28**: e20190753.
- Malhotra, N. and M. Kundabala (2010). "Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I." *CompendContinEduc Dent* **31**(7): 498-505.
- Marshall Jr, G. W., S. J. Marshall, J. H. Kinney and M. Balooch (1997). "The dentin substrate: structure and properties related to bonding." *Journal of dentistry* **25**(6): 441-458.
- Martins, G. R., B. N. Cavalcanti and S. M. Rode (2006). "Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin." *J Prosthet Dent* **96**(5): 328-331.
- McCabe, J. F. and H. J. Wilson (1980). "The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. Part II. Denture base materials." *J Oral Rehabil* **7**(3): 235-243.
- Mehl, A., R. Hickel and K.-H. Kunzelmann (1997). "Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'." *Journal of Dentistry* **25**(3-4): 321-330.
- Melander, J., W. P. Dunn, M. P. Link, Y. Wang, C. Xu and M. P. Walker (2011). "Comparison of flexural properties and surface roughness of nanohybrid and microhybrid dental composites." *General dentistry* **59**(5): 342-347; quiz 348.
- Melara Munguía, A., M. Arregui Gambús, F. Guinot Jimeno and L. J. Bellet Dalmau (2011). "Temperature changes caused by light curing units on dentine of primary teeth." *Eur J Paediatr Dent* **12**(1): 7-12.
- Meredith, N. and D. J. Setchell (1997). "In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth." *J Dent* **25**(3-4): 331-337.
- Michaud, P.-L., R. B. Price, D. Labrie, F. A. Rueggeberg and B. Sullivan (2014). "Localised irradiance distribution found in dental light curing units." *Journal of dentistry* **42**(2): 129-139.
- Miletic, V. (2018). *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Switzerland, Springer.
- Miletic, V., V. Ivanovic, B. Dzeletovic and M. Lezaja (2009). "Temperature changes in silorane-, ormocer-, and dimethacrylate-based composites and pulp chamber roof during light-curing." *J Esthet Restor Dent* **21**(2): 122-131.
- Miletic, V., P. Pongprueksa, J. De Munck, N. R. Brooks and B. Van Meerbeek (2017). "Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites." *Clinical oral investigations* **21**(4): 1201-1212.
- Miletic, V. and A. Santini (2012). "Optimizing the concentration of 2, 4, 6-trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide initiator in composite resins in relation to monomer conversion." *Dental materials journal* **31**(5): 717-723.
- Millen, C., M. Ormond, G. Richardson, A. Santini, V. Miletic and P. Kew (2007). "A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units." *J Contemp Dent Pract* **8**(7): 29-37.
- Mills, R. (1995). "Blue light emitting diodes--another method of light curing?" *British dental journal* **178**(5): 169.
- Mills, R., K. Jandt and S. Ashworth (1999). "Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology." *British dental journal* **186**(8): 388-391.
- Mills, R. W., A. Uhl, G. B. Blackwell and K. D. Jandt (2002). "High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties." *Biomaterials* **23**(14): 2955-2963.
- Mitchell, C. A. (2008). *Dental Materials in Operative Dentistry*. London, British Library Cataloguing.
- Mjör, I. A. (2002). "Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 7: The exposed pulp." *Quintessence Int* **33**(2): 113-135.
- Mohammed, A. and S. Ario (2015). "Resin-based composite and LCU-related factors affecting the degree of cure. A literature review: Part 2. Light curing units & related factors." *Acta Medica Marisiensis* **61**(4): 255-260.
- Mollica, F. B., M. A. Silva, M. A. de Araujo, M. F. Huhtala and I. Balducci (2009). "Temperature variation caused by high-intensity LED curing lights in bovine dentin." *Gen Dent* **57**(4): 342-347; quiz 348-349.

Monteiro, J., P. Day, M. Duggal, C. Morgan and H. Rodd (2009). "Pulpal status of human primary teeth with physiological root resorption." International journal of paediatric dentistry **19**(1): 16-25.

Morris, A. L. and P. Tadi (2022). *Anatomy, Head and Neck, Teeth*. StatPearls. Treasure Island (FL), StatPearls Publishing

Copyright © 2022, StatPearls Publishing LLC.

Mouhat, M., J. Mercer, L. Stangvaltaite and U. Örtengren (2017). "Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development—potential risk for patients." Clinical oral investigations **21**(5): 1687-1696.

Mouhat, M., L. Stangvaltaite-Mouhat, J. Mercer, B. W. Nilsen and U. Örtengren (2021). "Light-curing units used in dentistry: Effect of their characteristics on temperature development in teeth." Dent Mater J.

Mousavinasab, S. M., M. Khoroushi, M. Moharreri and M. Atai (2014). "Temperature changes under demineralized dentin during polymerization of three resin-based restorative materials using QTH and LED units." Restor Dent Endod **39**(3): 155-163.

Mousavinasab, S. M. and I. Meyers (2009). "Curing efficacy of light emitting diodes of dental curing units." Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects **3**(1): 11.

Mousavinasab, S. M., Z. Taromi and E. Zajkani (2020). "Thermal rise during photopolymerization and degree of conversion of bulk fill and conventional resin composites." Dent Res J (Isfahan) **17**(4): 293-299.

Münchow, E. A., C. T. W. Meereis, W. L. de Oliveira da Rosa, A. F. da Silva and E. Piva (2018). "Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-activation strategies." J Mech Behav Biomed Mater **82**: 77-86.

- N -

Najjar, Y. M., A. S. Burhan, M. Y. Hajeer and F. R. Nawaya (2023). "Effects of the conventional, soft start, and pulse delay modes produced by light-emitting diode device on microleakage beneath metal brackets: An in vitro comparative study." International Orthodontics **21**(1): 100718.

Nanci, A. (2008). "Enamel: composition, formation, and structure." Ten Cate's oral histology development, structure, and function: 141-190.

Nelson, S. J. (2009). "Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion—E-Book." St. Louis, Mo: Elsevier Health Sciences: 401.

Neumann, M. G., W. G. Miranda Jr, C. C. Schmitt, F. A. Rueggeberg and I. C. Correa (2005). "Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units." Journal of dentistry **33**(6): 525-532.

Neumann, M. G., C. C. Schmitt, G. C. Ferreira and I. C. Corrêa (2006). "The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units." Dent Mater **22**(6): 576-584.

Nikolaidis, A. K., E. A. Koulaouzidou, C. Gogos and D. S. Achilias (2021). "Synthesis of Novel Dental Nanocomposite Resins by Incorporating Polymerizable, Quaternary Ammonium Silane-Modified Silica Nanoparticles." Polymers (Basel) **13**(11).

Nilsen, B. W., M. Mouhat, T. Haukland, U. T. Örtengren and J. B. Mercer (2020). "Heat Development in the Pulp Chamber During Curing Process of Resin-Based Composite Using Multi-Wave LED Light Curing Unit." Clin Cosmet Investig Dent **12**: 271-280.

Niu, L., S.-J. Dong, T.-T. Kong, R. Wang, R. Zou and Q.-D. Liu (2016). "Heat transfer behavior across the dentino-enamel junction in the human tooth." Plos one **11**(9): e0158233.

- O -

Oberholzer, T. G., I. C. Du Preez and M. Kidd (2005). "Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration." Biomaterials **26**(18): 3981-3986.

Oberholzer, T. G., M. E. Makofane, I. C. du Preez and R. George (2012). "Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin." Eur J Prosthodont Restor Dent **20**(2): 50-55.

Obici, A. C., M. A. Sinhoreti, L. Correr-Sobrinho, M. F. Góes and S. Consani (2005). "Evaluation of mechanical properties of Z250 composite resin light-cured by different methods." J Appl Oral Sci **13**(4): 393-398.

Odum, N. C., J. T. Ross, N. S. Citrin, D. Tantbirojn and A. Versluis (2023). "Fast Curing with High-power Curing Lights Affects Depth of Cure and Post-gel Shrinkage and Increases Temperature in Bulk-fill Composites." Oper Dent **48**(1): 98-107.

Olivi, G., R. D. Moor and E. DiVito (2016). Lasers in Endodontics Scientific Background and Clinical Applications. Switzerland, Springer.

Omidi, B. R., A. Gosili, M. Jaber-Ansari and A. Mahdkhah (2018). "Intensity output and effectiveness of light curing units in dental offices." J Clin Exp Dent **10**(6): e555-e560.

Osborne, J., E. Gale and G. Ferguson (1973). "One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin vs. amalgam." The Journal of Prosthetic Dentistry **30**(5): 795-800.

- P -

Panas, A., S. Żmuda, J. Terpiłowski and M. Preiskorn (2003). "Investigation of the thermal diffusivity of human tooth hard tissue." International Journal of Thermophysics **24**(3): 837-848.

Pant, S., S. Umesh and S. Asokan (2020). "Pulp chamber temperature variation evaluation using fiber Bragg grating sensor." Appl Opt **59**(34): 10953-10958.

Par, M., Z. Tarle, R. Hickel and N. Ilie (2019). "Mechanical properties of experimental composites containing bioactive glass after artificial aging in water and ethanol." Clin Oral Investig **23**(6): 2733-2741.

Park, J., J. Chang, J. Ferracane and I. B. Lee (2008). "How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?" Dental materials **24**(11): 1501-1505.

Park, S. H., J. F. Roulet and S. D. Heintze (2010). "Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates." Oper Dent **35**(3): 353-361.

Pashley, D. H., W. G. Matthews, Y. Zhang and M. Johnson (1996). "Fluid shifts across human dentine in vitro in response to hydrodynamic stimuli." Arch Oral Biol **41**(11): 1065-1072.

Pereira Da Silva, A., L. Alves Da Cunha, C. Pagani and S. De Mello Rode (2010). "Temperature rise during adhesive and composite polymerization with different light-curing sources." Minerva Stomatol **59**(5): 253-258.

Pereira, J. C., P. H. D'Alpino, L. G. Lopes, E. B. Franco, R. F. Mondelli and J. B. de Souza (2007). "Evaluation of internal adaptation of Class V resin composite restorations using three techniques of polymerization." J Appl Oral Sci **15**(1): 49-54.

Pereira, T., W. Miyakawa, V. Goulart and D. Zezell (2008). In-plane thermal diffusivity of dentin by infrared thermography. VII Congresso da SBPMAT.

Peumans, M., B. Van Meerbeek, P. Lambrechts and G. Vanherle (1997). "The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position." Clinical oral investigations **1**(1): 12-18.

Peutzfeldt, A. (1994). "Quantity of remaining double bonds of propanal-containing resins." Journal of dental research **73**(10): 1657-1662.

Peutzfeldt, A., A. Lussi and S. Flury (2016). "Effect of High-Irradiance Light-Curing on Micromechanical Properties of Resin Cements." Biomed Res Int **2016**: 4894653.

Pfeifer, C. S., R. R. Braga and J. L. Ferracane (2006). "Pulse-delay curing: influence of initial irradiance and delay time on shrinkage stress and microhardness of restorative composites." Oper Dent **31**(5): 610-615.

Phillips, R. W., R. J. Johnson and L. J. Phillips (1956). "An improved method for measuring the coefficient of thermal conductivity of dental cement." The Journal of the American Dental Association **53**(5): 577-583.

Phulari, R. G. (2013). Textbook of dental anatomy, physiology and occlusion, JP Medical Ltd.

Piccioni, M. A., F. Baratto-Filho, M. C. Kuga, E. C. Morais and E. A. Campos (2014). "Cuspal movement related to different polymerization protocols." J Contemp Dent Pract **15**(1): 26-28.

Pinna, R., A. Bortone, G. Sotgiu, S. Dore, P. Usai and E. Milia (2015). "Clinical evaluation of the efficacy of one self-adhesive composite in dental hypersensitivity." Clin Oral Investig **19**(7): 1663-1672.

Pirmoradian, M., T. Hooshmand, S. Jafari-Semnani and F. Fadavi (2020). "Degree of conversion and microhardness of bulk-fill dental composites polymerized by LED and QTH light curing units." J Oral Biosci **62**(1): 107-113.

Pohto, M. and A. Scheinin (1958). "Microscopic observations on living dental pulp II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor." Acta Odontologica Scandinavica **16**(3): 315-327.

Powell, G. L., T. H. Morton and B. K. Whisenant (1993). "Argon laser oral safety parameters for teeth." Lasers in surgery and medicine **13**(5): 548-552.

Pratap, B., R. K. Gupta, B. Bhardwaj and M. Nag (2019). "Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives." Jpn Dent Sci Rev **55**(1): 126-138.

Price, R., L. Ehrnford, P. Andreou and C. A. Felix (2003). "Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights." The journal of adhesive dentistry.

Price, R., C. A. Felix and P. Andreou (2005). "Evaluation of a dual peak third generation LED curing light." Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995) **26**(5): 331-332, 334, 336.

Price, R., J. Ferracane and A. Shortall (2015). "Light-curing units: a review of what we need to know." Journal of Dental Research **94**(9): 1179-1186.

Price, R. B. (2017). "Light curing in dentistry." Dental Clinics **61**(4): 751-778.

- Price, R. B., T. Dérand, M. Sedarous, P. Andreou and R. W. Loney (2000). "Effect of distance on the power density from two light guides." J Esthet Dent **12**(6): 320-327.
- Price, R. B. and C. A. Felix (2009). "Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515 nm on the micro-hardness of resin composites." Dental Materials **25**(7): 899-908.
- Price, R. B., C. A. Felix and P. Andreou (2003). "Evaluation of a second-generation LED curing light." Journal-Canadian Dental Association **69**(10): 666-666.
- Price, R. B., C. A. Felix and P. Andreou (2006). "Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness." COMPENDIUM-NEWTOWN- **27**(9): 490.
- Price, R. B., J. L. Ferracane, R. Hickel and B. Sullivan (2020). "The light-curing unit: an essential piece of dental equipment." International dental journal **70**(6): 407-417.
- Price, R. B., D. Labrie, F. A. Rueggeberg, B. Sullivan, I. Kostylev and J. Fahey (2014). "Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins." Dental Materials **30**(12): 1345-1357.
- Price, R. B., F. A. Rueggeberg, D. Labrie and C. M. Felix (2010). "Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units." Journal of Esthetic and Restorative Dentistry **22**(2): 86-101.
- Price, R. B., A. C. Shortall and W. M. Palin (2014). "Contemporary issues in light curing." Operative dentistry **39**(1): 4-14.

- R -

- Raab, W. (1992). "Temperature related changes in pulpal microcirculation." Proc Finn Dent Soc **88**(Suppl 1): 469-479.
- Radzi, Z., N. A. Yahya, N. Zamzam and D. Wood (2004). "Light curing units: Tips for orthodontists." Annals of Dentistry University of Malaya **11**(1): 13-23.
- Radzi, Z., N. A. Yahya, N. Zamzam and D. Wood (2018). "Light curing units: Tips for orthodontists." Annals of Dentistry University of Malaya **11**(1): 13-23.
- Rahiotis, C., K. Patsouri, N. Silikas and A. Kakaboura (2010). "Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices." J Oral Sci **52**(2): 187-195.
- Rajesh Ebenezer, A. V., R. Anilkumar, R. Indira, S. Ramachandran and M. R. Srinivasan (2010). "Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study." J Conserv Dent **13**(3): 132-135.
- Rajkumar, k. and R. Ramya (2017). textbook of Oral Anatomy, Histology, Physiology and Tooth Morphology. india, Wolters Kluwer Health.
- Ramoglu, S. I., H. Karamehmetoglu, T. Sari and S. Usumez (2015). "Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes." Angle Orthod **85**(3): 381-385.
- Rasines Alcaraz, M. G., A. Veitz-Keenan, P. Sahrman, P. R. Schmidlin, D. Davis and Z. Iheozor-Ejiofor (2014). "Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth." Cochrane Database Syst Rev(3): Cd005620.
- Ratih, D. N., J. E. Palamara and H. H. Messer (2007). "Temperature change, dentinal fluid flow and cuspal displacement during resin composite restoration." J Oral Rehabil **34**(9): 693-701.
- Rebelatto, C. (2007). "Fotoativação e unidades fotoativadoras In: Reis A, Loguercio AD." Materiais dentários: restauradores diretos-dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos: 275-320.
- Rencz, A., R. Hickel and N. Ilie (2012). "Curing efficiency of modern LED units." Clin Oral Investig **16**(1): 173-179.
- Ripa, L., A. Gwinnett and M. Buonocore (1966). "The "prismless" outer layer of deciduous and permanent enamel." Archives of oral biology **11**(1): 41-IN45.
- Rithanya, M. and D. Brundha (2021). "Composites Used for Different Restorations Among the Postgraduate Dental Students and Practitioners-A Survey." Journal of Contemporary Issues in Business and Government **27**(2): 3911-3923.
- Ritter, A. V., L. W. Boushell and R. Walter (2019). STURDEVANT'S ART AND SCIENCE OF OPERATIVE DENTISTRY. China, ELSEVIER.
- Rodd, H. D. and F. M. Boissonade (2000). "Substance P expression in human tooth pulp in relation to caries and pain experience." Eur J Oral Sci **108**(6): 467-474.
- Rode, K. M., Y. Kawano and M. L. Turbino (2007). "Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization." Operative Dentistry **32**(6): 571-578.
- Rodríguez, H. A., W. M. Kriven and H. Casanova (2019). "Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state." Materials Science and Engineering: C **101**: 274-282.

- Roulet, J. F. and R. Price (2014). "Light curing - guidelines for practitioners - a consensus statement from the 2014 symposium on light curing in dentistry held at Dalhousie University, Halifax, Canada." J Adhes Dent **16**(4): 303-304.
- Roy, K. K., K. P. Kumar, G. John, S. G. Sooraparaju, S. K. Nujella and K. Sowmya (2018). "A comparative evaluation of effect of modern-curing lights and curing modes on conventional and novel-resin monomers." J Conserv Dent **21**(1): 68-73.
- Rueggeberg, F. A. (2011). "State-of-the-art: dental photocuring—a review." Dental materials **27**(1): 39-52.
- Rueggeberg, F. A., J. S. Blalock and R. S. Callan (2005). "LED curing lights--what's new?" Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995) **26**(8): 586, 588, 590-581.
- Rueggeberg, F. A., W. F. Caughman and D. C. Chan (1999). "Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing." J Esthet Dent **11**(4): 197-205.
- Rueggeberg, F. A., W. F. Caughman and J. W. Curtis, Jr. (1994). "Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite." Oper Dent **19**(1): 26-32.
- Rueggeberg, F. A., M. Giannini, C. A. G. Arrais and R. B. T. Price (2017). "Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review." Braz Oral Res **31**(suppl 1): e61.
- Runnacles, P., C. A. G. Arrais, M. T. Pochapski, F. A. Dos Santos, U. Coelho, J. C. Gomes, M. F. De Goes, O. M. M. Gomes and F. A. Rueggeberg (2015). "In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit." Dental Materials **31**(5): 505-513.

- S -

- Sadeghyar, A., D. C. Watts and A. Schedle (2020). "Limited reciprocity in curing efficiency of bulk-fill resin-composites." Dent Mater **36**(8): 997-1008.
- Sahafi, A., A. Peutzfeldt and E. Asmussen (2001). "Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro." American journal of dentistry **14**(3): 145-147.
- Sakae, T. (2006). "Variations in dental enamel crystallites and micro-structure." Journal of Oral Biosciences **48**(2): 85-93.
- Sakaguchi, R. L. and H. X. Berge (1998). "Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites." J Dent **26**(8): 695-700.
- Sakaguchi, R. L., B. D. Wiltbank and C. F. Murchison (2004). "Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance." Dent Mater **20**(4): 402-407.
- Samaha, S., S. Bhatt, M. Finkelman, A. Papathanasiou, R. Perry, H. Strassler, G. Kugel, F. Garcia-Godoy and R. Price (2017). "Effect of instruction, light curing unit, and location in the mouth on the energy delivered to simulated restorations." Am J Dent **30**(6): 343-349.
- Sampaio, C. S., P. J. Atria, F. A. Rueggeberg, S. Yamaguchi, M. Giannini, P. G. Coelho, R. Hirata and R. M. Puppini-Rontani (2017). "Effect of blue and violet light on polymerization shrinkage vectors of a CQ/TPO-containing composite." Dent Mater **33**(7): 796-804.
- Sampaio, C. S., P. G. Pizarro, P. J. Atria, R. Hirata, M. Giannini and E. Mahn (2020). "Effect of Shortened Light-Curing Modes on Bulk-Fill Resin Composites." Oper Dent **45**(5): 496-505.
- Santini, A. (2010). "Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials." Dent Update **37**(4): 214-216, 218-220, 223-217.
- Santini, A., C. Watterson and V. Miletic (2008). "Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources." Open Dent J **2**: 137-141.
- Santos, M. J., M. H. Souza Júnior, G. C. Santos Júnior, O. El-Mowafy, A. P. Chedid Cavalcanti and C. F. Neme (2005). "Influence of light intensity and curing cycle on microleakage of Class V composite resin restorations." J Appl Oral Sci **13**(2): 193-197.
- Schilke, R., J. A. Lisson, O. Bauß and W. Geurtsen (2000). "Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation." Archives of oral biology **45**(5): 355-361.
- Schnaider, L., M. Ghosh, D. Bychenko, I. Grigoriants, S. Ya'ari, T. Shalev Antsel, S. Matalon, R. Sarig, T. Brosh and R. Pilo (2019). "Enhanced nanoassembly-incorporated antibacterial composite materials." ACS applied materials & interfaces **11**(24): 21334-21342.
- Schultz, S., M. Rosentritt, M. Behr and G. Handel (2010). "Mechanical properties and three-body wear of dental restoratives and their comparative flowable materials." Quintessence Int **41**(1): e1-10.
- Scotti, N., A. Baldi, E. A. Vergano, C. H. Kubo and C. R. G. Torres (2020). Light-Curing Units. Modern Operative Dentistry, Springer: 435-464.
- Seka, W. D., J. D. Featherstone, D. Fried, S. R. Visuri and J. T. Walsh (1996). Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation. Lasers in dentistry II, SPIE.

- Selig, D., T. Haenel, B. Hausnerová, B. Moeginger, D. Labrie, B. Sullivan and R. B. Price (2015). "Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values." *Dent Mater* **31**(5): 583-593.
- Shashikiran, N., S. Gunda and V. Subba Reddy (2002). "Comparison of resin-dentine interface in primary and permanent teeth for three different durations of dentine etching." *JOURNAL-INDIAN SOCIETY OF PEDODONTICS AND PREVENTIVE DENTISTRY* **20**(4): 124-131.
- Shimokawa, C., B. Sullivan, M. Turbino, C. Soares and R. Price (2017). "Influence of emission spectrum and irradiance on light curing of resin-based composites." *Operative dentistry* **42**(5): 537-547.
- Shimokawa, C. A., J. E. Harlow, M. L. Turbino and R. B. Price (2016). "Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights." *J Dent* **54**: 48-55.
- Shortall, A. and E. Harrington (1998). "Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites." *Journal of Oral Rehabilitation* **25**(12): 908-913.
- Shortall, A., R. Price, L. MacKenzie and F. Burke (2016). "Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units-Part I." *British dental journal* **221**(8): 453-460.
- Shortall, A., R. Price, L. MacKenzie and F. Burke (2016). "Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units-Part II." *British dental journal* **221**(9): 551-554.
- Sidira, M., A. Kytidis, S. N. Kamalakidis, A. L. Pissiotis and K. Michalakis (2021). "Evaluating temperature increase during the polymerization of dental acrylic resin materials used for the direct fabrication of anterior deprogramming devices." *J Prosthet Dent* **125**(3): 505-510.
- Silikas, N., G. Eliades and D. C. Watts (2000). "Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain." *Dent Mater* **16**(4): 292-296.
- Silva, E. M. D., A. G. Penelas, F. S. Simmer, R. V. Paiva, E. S. V. L. Moreira and L. T. Poskus (2018). "Can the Use of a Warm-Air Stream for Solvent Evaporation Lead to a Dangerous Temperature Increase During Dentin Hybridization?" *J Adhes Dent* **20**(4): 335-340.
- Simeral, W. (1951). *Thermal conductivity of dental materials*. JOURNAL OF DENTAL RESEARCH, AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
- Singh, A., B. Mohan and L. Lakshminarayanan (2005). "In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with different curing lights." *Indian J Dent Res* **16**(3): 92-98.
- Slack, W. E., E. M. Yancey, W. Lien, R. Sheridan, R. Phoenix and K. Vandewalle (2020). "Effect of high-irradiance light curing on exposure times and pulpal temperature of adequately polymerized composite." *Dent Mater J* **39**(6): 976-983.
- Smail, S. R., C. J. Patterson, A. C. McLundie and R. Strang (1988). "In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite." *J Oral Rehabil* **15**(4): 361-366.
- Smith, L., M. Ali, M. Agrissais, S. Mulligan, L. Koh and N. Martin (2023). "A comparative life cycle assessment of dental restorative materials." *Dent Mater* **39**(1): 13-24.
- Soares, C. J., M. P. Rodrigues, L. R. S. Oliveira, S. S. L. Braga, L. M. Barcelos, G. R. D. Silva, M. Giannini and R. B. Price (2017). "An Evaluation of the Light Output from 22 Contemporary Light Curing Units." *Braz Dent J* **28**(3): 362-371.
- Soh, M. S. and A. U. Yap (2004). "Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures." *J Dent* **32**(4): 321-326.
- Sowan, N., Y. Lu, K. J. Kolb, L. M. Cox, R. Long and C. N. Bowman (2020). "Enhancing the toughness of composites via dynamic thiol-thioester exchange (TTE) at the resin-filler interface." *Polymer Chemistry* **11**(29): 4760-4767.
- Srimaneepong, V., J. Palamara and P. Wilson (2002). "Pulpal space pressure and temperature changes from Nd: YAG laser irradiation of dentin." *Journal of dentistry* **30**(7-8): 291-296.
- Stahl, F., S. H. Ashworth, K. D. Jandt and R. W. Mills (2000). "Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential." *Biomaterials* **21**(13): 1379-1385.
- Standard, I. (2015). "ISO/TS 11405 Dentistry — Testing of adhesion to tooth structure."
- STANDARD, I. (2018). "ISO 10650; Dentistry — Powered polymerization activators." *INTERNATIONAL STANDARD*
- Stansbury, J. W. (2000). "Curing dental resins and composites by photopolymerization." *J Esthet Dent* **12**(6): 300-308.
- Stewardson, D. A., A. C. Shortall, E. Harrington and P. J. Lumley (2004). "Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit." *J Dent* **32**(8): 643-651.
- Strang, R., C. J. Patterson, A. C. McLundie, A. Cummings and S. R. Smail (1988). "In vitro temperature rises produced by five polymerising light sources." *Restorative Dent* **4**(2): 33-35.
- Sudheer, V. and M. Manjunath (2011). "Contemporary curing profiles: Study of effectiveness of cure and polymerization shrinkage of composite resins: An in vitro study." *J Conserv Dent* **14**(4): 383-386.

- Suh, B. I., L. Feng, Y. Wang, C. Cripe, F. Cincione and W. de Rjik (1999). "The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites." Compend Contin Educ Dent **20**(2 Suppl): 4-12; quiz 13-14.
- Sumikawa, D. A., G. Marshall, L. Gee and S. Marshall (1999). "Microstructure of primary tooth dentin." Pediatric dentistry **21**(7): 439-444.
- Szalewski, L., M. Szalewska, P. Jarosz, M. Woś and J. Szymańska (2021). "Temperature Changes in Composite Materials during Photopolymerization." Applied Sciences **11**(2): 474.
- Szalewski, L., D. Wójcik, W. Sofińska-Chmiel, M. Kuśmierz and I. Różyło-Kalinowska (2023). "How the Duration and Mode of Photopolymerization Affect the Mechanical Properties of a Dental Composite Resin." Materials **16**(1): 113.
- Sze, S. M., Y. Li and K. K. Ng (2021). Physics of semiconductor devices, John Wiley & sons.

- T -

- Takahashi, H., W. J. Finger, T. Endo, M. Kanehira, N. Kootathape, M. Komatsu and M. Balkenhol (2011). "Comparative evaluation of mechanical characteristics of nanofiller containing resin composites." American journal of dentistry **24**(5): 264-270.
- Talebi, M., S. Moghimi, M. Shafagh, H. Kalani and F. Mazhari (2014). "In vitro investigation of heat transfer phenomenon in human immature teeth." J Dent Res Dent Clin Dent Prospects **8**(4): 218-224.
- Tarle, Z., A. Meniga, M. Ristic, J. Sutalo, G. Pichler and C. Davidson (1998). "The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples." Journal of oral rehabilitation **25**(6): 436-442.
- Tauböck, T. T., A. J. Feilzer, W. Buchalla, C. J. Kleverlaan, I. Krejci and T. Attin (2014). "Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites." Eur J Oral Sci **122**(4): 293-302.
- Thompson, N., A. Puckett, S. Phillips and G. Reeves (1995). Potential hazards associated with photocuring dentin bonding agents. Proceedings of the 1995 Fourteenth Southern Biomedical Engineering Conference, IEEE.
- Tissières, A., H. K. Mitchell and U. M. Tracy (1974). "Protein synthesis in salivary glands of *Drosophila melanogaster*: relation to chromosome puffs." J Mol Biol **84**(3): 389-398.
- Torres, C. R. G. (2020). Modern Operative Dentistry Principles for Clinical Practice. Switzerland, Springer.
- Tosun, G., A. Usumez, I. Yondem and Y. Sener (2008). "Temperature rise under normal and caries-affected primary tooth dentin disks during polymerization of adhesives and resin-containing dental materials." Dent Mater J **27**(3): 466-470.
- Turssi, C., J. Ferracane and K. Vogel (2005). "Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites." Biomaterials **26**(24): 4932-4937.

- U -

- Uctasli, S., A. Tezvergil, L. Lassila and P. Vallittu (2005). "The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources." Dental Materials **21**(5): 469-475.
- Uekusa, S., K. Yamaguchi, M. Miyazaki, K. Tsubota, H. Kurokawa and Y. Hosoya (2006). "Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin." Oper Dent **31**(5): 569-576.
- Uhl, A., R. W. Mills and K. D. Jandt (2003). "Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology." Biomaterials **24**(10): 1809-1820.
- Uhl, A., A. Völpel and B. W. Sigusch (2006). "Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro." J Dent **34**(4): 298-306.
- Uysal, T., A. U. Eldeniz, S. Usumez and A. Usumez (2005). "Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures." The Angle Orthodontist **75**(2): 220-225.

- V -

- Van Landuyt, K. L., J. Snauwaert, J. De Munck, M. Peumans, Y. Yoshida, A. Poitevin, E. Coutinho, K. Suzuki, P. Lambrechts and B. Van Meerbeek (2007). "Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives." Biomaterials **28**(26): 3757-3785.
- Vandewalle, K. S., H. W. Roberts, A. Tiba and D. G. Charlton (2005). "Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights." Oper Dent **30**(2): 257-264.
- Vinagre, A., J. C. Ramos, C. Rebelo, J. F. Basto, A. Messias, N. Alberto and R. Nogueira (2019). "Pulp Temperature Rise Induced by Light-Emitting Diode Light-Curing Units Using an Ex Vivo Model." Materials (Basel) **12**(3).

Visvanathan, A., N. Ilie, R. Hickel and K. H. Kunzelmann (2007). "The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers." Dent Mater **23**(7): 777-784.

- W -

Wahbi, M. A., F. Aalam, F. Fatiny, S. Radwan, I. Eshan and K. Al-Samadani (2012). "Characterization of heat emission of light-curing units." The Saudi Dental Journal **24**(2): 91-98.

Wang, L. J., R. Tang, T. Bonstein, P. Bush and G. H. Nancollas (2006). "Enamel demineralization in primary and permanent teeth." J Dent Res **85**(4): 359-363.

Watts, D., R. McAndrew and C. Lloyd (1987). "Thermal diffusivity of composite restorative materials." Journal of dental research **66**(10): 1576-1578.

Witzel, M. F., F. C. Calheiros, F. Gonçalves, Y. Kawano and R. R. Braga (2005). "Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials." J Dent **33**(9): 773-779.

Wright, J. T. (2000). "Normal formation and development defects of the human dentition." Pediatr Clin North Am **47**(5): 975-1000.

Wydra, J. W., N. B. Cramer, J. W. Stansbury and C. N. Bowman (2014). "The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization." Dent Mater **30**(6): 605-612.

- Y -

Yagci, F., G. S. Unsal and F. Ozer (2021). "Effect of Different Light-Curing Modes on Bond Strength of Ceramic Laminate Veneers." Int J Prosthodont **34**(2): 221-228.

Yang, J., H. Algamaiah and D. C. Watts (2021). "Spatio-temporal temperature fields generated coronally with bulk-fill resin composites: A thermography study." Dent Mater **37**(8): 1237-1247.

Yang, Y., Z. Xu, Y. Guo, H. Zhang, Y. Qiu, J. Li, D. Ma, Z. Li, P. Zhen and B. Liu (2021). "Novel core-shell CHX/ACP nanoparticles effectively improve the mechanical, antibacterial and remineralized properties of the dental resin composite." Dental Materials **37**(4): 636-647.

Yap, A., M. Soh and K. Siow (2002). "Post-gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization." Operative Dentistry **27**(1): 81-87.

Yasa, E., C. Atalayin, G. Karacolak, T. Sari and L. S. Turkun (2017). "Intrapulpal temperature changes during curing of different bulk-fill restorative materials." Dental materials journal: 2016-2200.

Yazici, A. R., A. Müftü and G. Kugel (2007). "Temperature rise produced by different light-curing units through dentin." J Contemp Dent Pract **8**(7): 21-28.

Yazici, A. R., A. Müftü, G. Kugel and R. D. Perry (2006). "Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro." Oper Dent **31**(2): 261-265.

Yi, Q., X. Feng, C. Zhang, X. Wang, X. Wu, J. Wang, F. Cui and S. Wang (2020). "Comparison of dynamic mechanical properties of dentin between deciduous and permanent teeth." Connect Tissue Res: 1-9.

Yoon, T. H., Y. K. Lee, B. S. Lim and C. W. Kim (2002). "Degree of polymerization of resin composites by different light sources." Journal of oral rehabilitation **29**(12): 1165-1173.

- Z -

Zach, L. and G. Cohen (1965). "PULP RESPONSE TO EXTERNALLY APPLIED HEAT." Oral Surg Oral Med Oral Pathol **19**: 515-530.

ZeZell, D. M., P. A. Ana, T. M. Pereira, P. R. Correa and W. VELLOSO JUNIOR (2011). "Heat generation and transfer on biological tissues due to high-intensity laser irradiation."

Zöchbauer, H. (2011). "Number of dental restorations worldwide." Market research ivoclar vivadent.

Zohrabian, V. M., C. S. Poon and J. J. Abrahams (2015). "Embryology and Anatomy of the Jaw and Dentition." Semin Ultrasound CT MR **36**(5): 397-406.

المراجع العربية:

الفارس، ريم. (2017). "دراسة سريرية نسيجية مخبرية مقارنة بين التصليب الضوئي ثنائي الأقطاب (LED) والهالوجيني (QTH) للراتنج المركب على الأسنان المؤقتة"، أطروحة دكتوراة غير منشورة. جامعة حماة، سوريا، حماة.

الفارس، ريم. (2011). "تأثير التصليب الضوئي باستخدام جهاز التصليب ثنائي الأقطاب LED على ارتفاع درجة حرارة العاج". رسالة ماجستير غير منشورة. جامعة دمشق، سوريا، دمشق.

الفصلُ الحادي عشر

المُلحقات

Appendices

استمارة مُوافقة مسبقة

عنوان الدراسة

تقييم تأثير أنماط التوصيل الضوئي للجيل الثاني من أجهزة التوصيل LED في التغيرات الحرارية في ثخانات مختلفة من عاج الأسنان المؤقتة (دراسة مخبرية مقارنة)

دراسة أعدت بهدف نيل درجة الماجستير في علوم طب الأسنان - اختصاص طب أسنان الأطفال

فريق الدراسة

الباحث د. عبادة جبور الأستاذ المشرف م د. ريم الفارس

دعوة للمشاركة في دراسة بحثية

عزيزي الطبيب أنت مدعو للمشاركة في دراسة بحثية. يحتوي هذا النموذج على معلومات لمساعدتك في تحديد ما إذا كنت ترغب في المشاركة أم لا - يرجى مراجعته بعناية. مشاركتك تطوعية تماماً. يرجى طرح أي أسئلة لديك حول الدراسة أو حول هذا النموذج قبل اتخاذ قرار بالمشاركة.

المقدمة وهدف الدراسة

الهدف من هذا البحث هو إجراء مقارنة بين أنماط التوصيل الضوئي البديلة (النبضي، والتصاعدي)، ونمط التوصيل الضوئي القياسي (المستمر)، وذلك لمعرفة هل من الممكن أن تكون أنماط التوصيل الضوئي البديلة بديلاً أقل ضرراً على لب الأسنان المؤقتة.

وصف الإجراءات المطلوبة

إذا اتخذت قرار بالموافقة على المشاركة في هذه الدراسة سنطلب منك تقديم مجموعة من العينات الحيوية الخاصة بممارستك المهنية، كما يلي:

أرجاء مؤقتة سليمة خالية من النخر والكسر والترميم، قُلت بسبب امتصاص الجذور الفيزيولوجي.

معايير الاستبعاد

1. الأرحاء التي مضى على قلعها أكثر من ستة أشهر.
2. الأرحاء المؤقتة المحفوظة في أي مادة كيميائية، أو في الكلورامين T (1%) لمدة تتجاوز أسبوع.
3. الأرحاء المؤقتة المحفوظة في وسط جاف.

الوقت المتوقع للمشاركة

سنطلب منك زيارتنا مرة واحدة فقط لتقديم العينات (الأسنان المؤقتة).

المخاطر والمضايقات

إن بروتوكول هذه الدراسة موافق عليه من قبل مجلس جامعة حماة بموجب القرار رقم (659) تاريخ (2021/4/28)، لذلك لا نتوقع أن تتعرض إلى أي مضايقة نتيجة للمشاركة في الدراسة.

فوائد الدراسة

نأمل أن تفيد المعلومات والتوصيات الناتجة عن هذه الدراسة أطباء الأسنان عن طريق تحديد نمط التصليب الضوئي الأكثر أماناً لللبّ الأسنان المؤقتة من وجهة نظر الديناميكا الحرارية. كما نأمل أن المعلومات والتوصيات الناتجة عن هذه الدراسة ستقلل من مخاطر المضاعفات اللثوية التالية للإجراءات الترميمية على الأسنان المؤقتة وتقي الأطفال من التعرض للمداخلات العلاجية المؤلمة والمكلفة، مما يساهم في رفع مستوى الصحة الفموية للطفل كجزء من الصحة والرفاهية العامة.

التكاليف والتعويضات

سوف لن تتحمل أي تكاليف نتيجة المشاركة في هذه الدراسة، كما لن يتم تقديم أي تعويض.

حقوقك كطبيب مشارك في الدراسة

إنّ المشاركة في هذه الدراسة تطوعية تماماً. يمكنك اختيار عدم المشاركة دون تقديم أي أسباب لذلك.

السريّة

ستبقى هذه السجلات سرية إلى الحد الذي تسمح به الأنظمة والقوانين المعمول بها ولن يتم إتاحتها للجمهور دون العودة لك وأخذ موافقتك. رغم ذلك، من الممكن أن يطلع الأشخاص المسؤولون عن التأكد من إجراء البحث بأمان ومسؤولية على معلوماتك.

الاستخدام المستقبلي

لن يتم استخدام العينات الحيوية المقدمة من قبلكم إلا من قبل فريق المشروع البحثي الموضح في هذا المستند.

أسئلة

زميلي، اشعر بحرية تامة في طرح الأسئلة.

الباحث: د. عبادة جبور drobj96@gmail.com

الموافقة

عزيزي الطبيب من خلال التوقيع على هذه الوثيقة، فإنك توافق على تقديم العينات الحيوية ليصار إلى تطبيق إجراءات هذه الدراسة عليها. تأكد من فهمك لما تتضمنه الدراسة قبل التوقيع.

عدد العينات المقدمة:

اسم الطبيب:

التاريخ: / /

التوقيع:

**Syrian Arab Republic
Ministry of High Education &
Scientific Research
Hama University
Faculty of Dentistry
Department of Pediatric
Dentistry**



**/ Evaluation of the Effect of Light-Curing Modes of
Second-Generation LED Curing Units on the
Temperature Changes in Various Thicknesses of
Primary Teeth Dentin: A Comparative In-vitro Study/**

**Scientific Research to Acquire the Master Degree of Dentistry
Science
Pediatric Dentistry**

**Prepared by
Researcher Doctor
Obada Bassam Jabbour
D.D.S. Postgraduate Student**

**Supervised by
Dr. Reem Alfares
Teacher in Pediatric of Dentistry
Faculty of Dentistry
Hama University**

2023 م - 1445 هـ