الجمهوريّة العربيّة السّوريّة

جامعة دمشق

كليّة طب الأسنان

قسم تعويضات الأسنان المتحرِّكة

تقييم قوى الارتباط بين الأسنان المنحوتة بواسطة الـ CAD/CAM وقواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً (دراسة مخبريّة)

رسالة مقدّمة لنيل درجة الماجستير في علوم طب الأسنان

اختصاص تعويضات الأسنان المتحرِّكة

إعداد:

نور الهدى أنور الحمصي

بإشراف:

أ. م. د. عمَّار المصطفى

1446 – 2025

Approval Page

صفحة قرار لجنة الحكم

بسم الله الرَّحمن الرَّحيم

(وَقُل رَّبِّ زِدنِي عِلمًا)

صدق الله العظيم

سورة طه الآية (114)

تصريح

لا يوجد أي جزء من هذه الأطروحة تمّ أخذُه بالكامل من عملٍ آخر أو أُنجِز للحصول على شهادة أخرى في هذه الجامعة أو في أية جامعةٍ أخرى أو أي معهدٍ تعليمي.

كلمة شكر

الحمدلله حباً وشكراً وامتناناً على البدء والختام وأحمَده أن أعاننا على إنجاز هذا البحث، ثُمَّ أتقدم بجزيل شكري وعظيم امتناني إلى الأستاذ المساعد الدكتور **عمَّار المصطفى** لتفضُلِه بقبول الإشراف على هذه الأطروحة، ولما أمدَّني من علمه وخبرته ووقته ولرعايته الكريمة لجعل هذا البحث يسير على النَّهج العلمي الصَّحيح، فكان نِعمَ النَّاصح والمُرشد الذّي لم يبخل عليّ بأيّة نصيحة أو مشورة أستعين بها ليرى هذا البحث النّور بأبهى حُلّة، فله مني كلَّ الإجلال والتقدير والمحبة والعرفان بالجميل.

كما أتقدم بخالص الشّكر والامتنان إلى أعضاء لجنة الحكم السَّادة الأكارم: المُدرَّس الدكتور **عمر ترياقي** لتفضله بقبول المشاركة في تحكيم الأطروحة وإغنائها بملحوظاته القيمة والذّي أرشدني وصوَّب أخطائي وما توانى يوماً عن مد يد المساعدة وفي جميع المجالات، ولا أنسى أن أشكر من لم تبخل في دعمي ونُصحي في كل الأوقات الأستاذ المساعد الدكتورة **هبة الحلو** في قسم التعويضات الثابتة من كانت سبباً لدخولي كليّة طب الأسنان لتفضلها مشكورةً بقبول المشاركة في تحكيم هذه الرسالة وإثرائها بنصائحها وتوجيهاتها التّي سترقى بالبحث وتُغنيه، وأخصُّ بالشّكر الأستاذ الدكتور **مُهنَّد السَّعدي** أستاذي ومعلمي وقدوتي في إيصال روح العلم قبل العلم ذاته والذّي وجَّه لي المُلاحظات المُفيدة خلال دراستي في مرحلة الدِّراسات العُليا.

وأتوجه بالشّكر إلى إدارة كليّة طب الأسنان الحاليّة المتمّثلة بالأستاذ الدّكتور **خلدون درويش** عميد الكليّة، والأستاذ الدكتور **مهند لفلوف** وكيل الكليّة للشّؤون العلمية، والأستاذ الدكتور **عمر حشمة** وكيل الكليّة للشّؤون الإدارية وذلك للجهود التّي يبذلونها لإنجاح مسيرة البحث العلمي، وأتقدم بالشّكر إلى أساتذتي الكرام في قسم التعويضات المتحرِّكة مشاعل العلم ومناهل النّور التّي أغدقت علينا من علمها الوافر الأستاذ الفاضل الدكتور **مهنَّد السّعدي** ورئيس القسم الأستاذ الدكتور **علاء سلّوم** والأستاذ الدكتور **إياد الشّعراني** والأستاذ الدكتور **غسَّان الوزير** والمدرس الدكتور **جمال صقر**، كما أشكر مُدققة اللُّغة العربيّة الأستاذة **بريهان حواصلي** التي أشرفت على تدقيق الرِّسالة.

وفي الختام أتوجه بخالص شكري وتقديري لجامعة دمشق وللأستاذ الدكتور **محمد أسامة الجبان** رئيس جامعة دمشق لإسهاماته في رفع سويّة جامعة دمشق وتصنيفها دوليَّاً، وإلى وزارة التَّعليم العالي، وإلى كليّتنا العزيزة، من أساتذة وطلاب وموظفين، وكل الشّكر موصول لزملائي طلاب الدّراسات العليا في قسم التّعويضات المتحرِّكة، ولكل من قدّم يد العون في سبيل إتمّام هذا البحث.

والله وليُّ التَّوفيق

الإهداء

من قال أنا لها "نالَها" وأنا لها إن أبَت...رغماً عنها أتيتُ بها، ماكنتُ لأفعلَ لولا توفيقٌ من الله ... ها هو اليومُ الذّي أمضيتُ سنوات دراستي حالمةً به، حتى توالَت بمنّه وكرَمه لفرحة التَّمام فالحمدلله الذّي ما تيَّقنت به خيراً وأملاً إلّا وأغرقَني فرحاً وسروراً يُنسيني مشقَّتي.

بعد مسيرةِ شغف دامَت عشر سنوات في سبيل الحلم والعلم حملَت في طياتها رهبة المغامرة، أصبّح عنائي اليوم للعين قُرَّة، ها أنا اليوم أقِفُ أمامَكم لأقطفَ ثمارَ تعبي وأرفعَ قُبَّعتي بكلِّ فخر، وبكلِ حب أُهدي ثمرة جهدي:

إلى من جُعِلت الجنَّة تحتَ أقدامِها، إلى قُبلة الرّوحِ والفؤاد إن تعنَّى، احتضنني قلبها قبل يديها وأعطتني بلا مُقابل وذلَّلت لي الشَّدائدَ بدُعائها، إلى القلب الحنون والشّمعة التّي كانت في اللَّيالي المظلماتِ سرَّ قوتي ونجاحي... **جنَّتي (والدتي)**

إلى الذّي زيَّن اسمي بأجمل الألقاب فكُنتَ فوقَ النّورِ أنور، إلى من علَّمني أنَّ الدُّنيا كِفاح وسِلاحُها العلم والمعرفة، داعمي الأول في مسيرتي وسندي وملاذي بعد الله.. فخري واعتزازي أطالَ اللهُ لنا بعُمُرِكَ... **(والدي)**

إلى إخوتي وأختي مصدر عزيمتي وأبنائهم وبناتهم

إلى من ساندتني بكل حبّ عند ضعفي، وأزاحَت عن طريقي المتاعب فمهّدت ليَ الدَّرب ورَوَت روحي تفاؤلاً وإصراراً، إلى من شد الله بها عُضُدي فكانت لي خيرَ مُعين **الدكتورة هبة مفتاح**

إلى من تحلو الحياة بصُحبتِهم، من احتلوا جُزءاً من قلبي واستوطَنوه، من هانت برفقَتِهم مشقَّةُ الطَّريق رغد دالي، يسرى الكردي، هبة جيجان، نور رمضان، نيرمين، راما، غادة سنا نور سارة وسارة

إلى أصدقاءِ الطِّفولة وأصدقاءِ العُمر إلى من تشاركتُ معهم الحُزنَ والفرح: دعاء رؤى بيان رنيم، إلى صديقات الخطوة الأولى خليلات أيامي في معهد التعويضات: ناهد نور مريم راما ندى وفيقة

إلى من كانوا بعطفِهم وحنانِهم عائلتي الثَّانية أُسرة وبنات جامع الحسن وعائلتي خالاتي وبنات خالاتي

إلى كُلِّ من دعا لي دعوةً في ظهر الغَيب، إلى جميع من أمدُّوني بالقوّة وآمنوا بي ودعموني في الأوقات الصَّعبة، لأصلَ إلى ما أنا عليه الآن، زملائي وزميلاتي طلابي وطالباتي وفقهم الله.

(وآخرُ دعواهم أن الحمدلله ربِّ العالمين)

فهرس المحتويات Table of Contents

فهرس الجداول.....VIII

فهرس المُخططات.....VIII

فهرس الأشكال.....IX

قائمة الاختصارات.....XII

الملخَّص باللُّغة العربيّة.....1

المُقدِّمة Introduction.....3

مشكلة البحث Problem.....5

تساؤلات البحث Questions.....6

الفرضيَّات Hypothesis 7

الهدف من البحث Objective.....7

أهمية البحث.....8

مبررات البحث.....8

مصطلحات البحث Research Terms.....9

محدوديات البحث Research Limitations.....9

الباب الأول: المراجعة النَّظريّة Literature Review 10

المراجعة النَّظريّة Literature Review 11

الدّراسات السَّابقة.....35

الباب الثَّاني: مناهج البحث وأدواته Research Methodology.....43

مناهج البحث Methods.....44

مواد البحث Materials.....44

الأجهزة المستعملة.....49

وصف العيّنات.....54

طريقة تحضير العيّنات.....56

طريقة الغمر.....67

القيام باختبار القصّ.....68

طريقة دراسة نمط الفشل.....70

الباب الثَّالث: النَّتائج والدّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة.....73

النَّتائج 74

الدّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة.....75

دراسة سطح الارتباط.....81

الباب الرَّابع: المُناقشة Discussion.....84

الباب الخامس: الاستنتاجات Conclusions.....93

الباب السَّادس: المُقترحات والتَّوصيات.....95

الباب السَّابع: المراجع References.....97

المراجع باللُّغة العربيّة 106

Abstract.....107

فهرس الجداول List of Tables :

الجدول 1: مقارنة بين خواص أسنان الرَّاتنج الأكريليّ والأسنان الخزفيّة 20

الجدول 2: نتائج قياس قِيَم مقاومة القصّ.....74

الجدول 3: الإحصاء الوصفيّ لقِيَم مقاومة القصّ.....76

الجدول 4: قِيَم اختبار Kolomogorov-Smirnov وShapiro-Wilk 77

الجدول 5: قِيَم اختبار Homogeneity of Variances 77

الجدول 6: قِيَم اختبار One-way ANOVA لقِيَم مقاومة القصّ 78

الجدول 7: قِيَم اختبار Tukey HSD لمقاومة القصّ 79

الجدول 8: نتائج دراسة سطح الارتباط 81

الجدول 9: النّسب المئويّة لنتائج تقييم نمط الفشل الحاصل 81

الجدول 10: نتائج اختبار كاي مربَّع 82

فهرس المُخططات List of Charts :

المُخطط (1): تَوزّع المجموعات 55

المُخطط (2): النّسب المئويّة لتَوزّع عيّنة البحث.....75

المُخطط (3): مُخطط بَيانيّ لقِيَم المتوسطات الحسابيَّة لمقاومة القصّ 76

المُخطط (4): مُخطط بَيانيّ يوضِح مكان حدوث الفروق بين المجموعات 80

المُخطط (5): النّسب المئويّة لنتائج تقييم نمط الفشل الحاصل 82

فهرس الأشكال List of Figures :

الشَّكل 1: صورة المجهر الإلكترونيّ بعد تطبيق سائل المونومير لمدّة 180 ثانية 22

الشَّكل 2: رسم تخطيطيّ لاختبار مقاومة القصّ 34

الشَّكل 3: الأسنان الجاهزة المُستخدمة في البحث.....46

الشَّكل 4: مادّة الرَّاتنج الأكريليّ المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM 46

الشَّكل 5: واجهة برنامج Exocad.....47

الشَّكل 6: بياكوليس.....47

الشَّكل 7: أكريل Vertex الحراريّ.....47

الشَّكل 8: سائل أكريل Vertex البارد.....47

الشَّكل 9: شمع الصَّف الأحمر.....47

الشَّكل 10: سنبلة تنغستن كارباید شاقة 0.5 ملم.....48

الشَّكل 11: سنبلة تنغستن كارباید لهب شمعة.....48

الشَّكل 12: سنبلة تنغستن كارباید اسطوانيّة.....48

الشَّكل 13: فازلين.....48

الشَّكل 14: ماء مُقطّر.....48

الشَّكل 15: فراشي بوند.....48

الشَّكل 16: مخرطة نظام الـ CAD/CAM.....50

الشَّكل 17: جهاز الميكروموتور.....50

الشَّكل 18: مرملة.....51

الشَّكل 19: بوتقة نحاسيّة.....51

الشَّكل 20: جهاز طارد للفقاعات أثناء صبّ الجبس.....51

الشَّكل 21: جهاز التَّصليب الحراريّ Hanau.....52

الشَّكل 22: حاضنة.....52

الشَّكل 23: آلة الاختبار الخاصّة بمقاومة القصّ.....52

الشَّكل 24: النَّظارة المُكبِّرة السّنيّة (a,b).....53

الشَّكل 25: مسطرة ميلليمتريّة مُدرَّجة.....53

الشَّكل 26: نموذج ترسيمي يُمثّل أحد العيّنات.....55

الشَّكل 27: نافذة برنامج الـ G*Power version 3.1.9.7.....56

الشَّكل 28: طريقة تشذيب الأسنان الجاهزة.....57

الشَّكل 29: عيّنة الأسنان المُصمَّمة وفق برنامج Exocad.....57

الشَّكل 30: أماكن ارتصاف الأسنان على قرص الـ PMMA.(a,b).....58

الشَّكل 31: جميع عيّنات الأسنان قبل البدء بتعديلها وربطها بالقواعد.....59

الشَّكل 32: رسم الميازيب المُتعامدة بقلم أسود.....61

الشَّكل 33: حفر الميازيب المُتعامدة.....61

الشَّكل 34: صبّ الشَّمع الأحمر ضمن القوالب.....62

الشَّكل 35: قياس ارتفاع القاعدة يدويّاً.....62

الشَّكل 36: قياس عرض القاعدة يدويّاً.....62

الشَّكل 37: جميع العيّنات قبل بدء عملية التَّصليب الحراريّ.....63

الشَّكل 38: تغطيس النَّموذج الشَّمعيّ ضمن الجبس.....64

الشَّكل 39: المجموعات الخمس جميعها أثناء مرحلة فتح البواتق.....64 و65

الشَّكل 40: ضغط البواتق تحت المكبس الهيدروليكيّ وخروج الأكريل الزَّائد.....66

الشَّكل 41: ترقِيم العيّنات.....67

الشَّكل 42: حفظ العيّنات في الماء المُقطّر.....67

الشَّكل 43: حفظ العيّنات.....68

الشَّكل 44: قصر السَّاق العموديّة واستبدالها بساق جديدة أطول.....69

الشَّكل 45: طريقة تطبيق القوّة في اختبار مقاومة القصّ.....70

الشَّكل 46: إحدى القِيَم المُقدَّرة بالنّيوتن الظَّاهرة على شاشة الحاسوب.....70

الشَّكل 47: جميع العيّنات بعد إجراء اختبار القصّ.....71

الشَّكل 48: صورة تُوضِح نمط فشل التماسك Cohesive.....71

الشَّكل 49: صورة تُوضِح نمط فشل الالتصاق Adhesive.....72

الشَّكل 50: صورة تُوضِح نمط الفشل المُختلط Combination.....72

الشَّكل 51: صورة مأخوذة من توصيات الـ ISO (TS 11405:2003).....87

List of abbreviation قائمة الاختصارات

CAD/CAM	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
PMMA	Poly Methyl Methacrylate
MMA	Methyl Methacrylate
R	Resistance
S	Shear bond
F	Force
S.A.	Surface area
MPa	Mega Pascal
N	Newton
mm^2	Sequare millimeter
ISO	International Organization for Standardization
SD	Standard Division
ANOVA	Analysis of Variance
SB	Sand Blasting
Adh	Adhesive
Co	Cohesive
Com	Combination
PMMA + SB	Group of PMMA and Micro Mechanical Bonding by Sand Blasting
PMMA + MMA	Group of PMMA and Chemical Bonding by Methyl Methacrylate
PMMA + Grooves	Group of PMMA and Mechanical Bonding by Grooves

المُلخَّص باللُّغة العربيّة

خلفية البحث: تتأثر قوّة ارتباط الأسنان الاصطناعيّة بقاعدة الجهاز المتحرِّك بنوع المادّة المستخدمة في صنع تلك الأسنان، وقد طُرحت مؤخراً في الأسواق أسنان الـ PMMA المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM بوصفها تقنيّة متطوّرة لصنع أسنان الأجهزة المتحرِّكة.

الهدف من الدّراسة: دراسة ارتباط الأسنان المنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة المتحرِّكة التَّقليديّة المُصنَّعة من الأكريل المُتماثر حراريّاً بالإضافة لدراسة تأثير طرائق معالجات السَّطح المُختلفة لتحسين هذا الارتباط وذلك للوصول إلى قرار بشأن الاختيار الأنسب للاستعمال السّريريّ.

مواد البحث وطرائقه: شملت هذه الدّراسة 40 نموذجاً (سن أكريليّ مع القاعدة الأكريليّة) تمّ تحضيرها في مخبر قسم التّعويضات بكليّة طب الأسنان، قُسّمت العيّنات إلى خمس مجموعات متساوية أحدها مجموعة شاهدة للمقارنة مع الأسنان الاصطناعيّة الجاهزة وتختلف المجموعات الأربع المتبقية عن بعضها في طريقة تحضير سطح الارتباط للسّن (1: بدون تعديلات، 2: معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر، 3: التَّرميل الهوائيّ، 4: حفر ميازيب مُتعامدة)، ثُمَّ أُجري اختبار مقاومة القصّ في كليّة الهندسة الميكانيكيّة والكهربائيّة بجامعة دمشق باستخدام آلة الشَّد العموميّة وسرعة رأس التّحميل مساوية 1 ملم في الدقيقة وبمجال تحميل أعظمي 100 كغ حتى حدوث الفشل، وسُجّلت القوّة التّي حصل عندها الفشل، كما سُجّل نمط الفشل الحاصل، حُلِّلت النَّتائج إحصائيّاً باستعمال اختبار ANOVA واختبار Tukey HSD وعُيّنَ مستوى الدَّلالة عند ($P\leq0.01$).

النَّتائج: سَجَّلت مجموعة الأسنان المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والمُعالجة بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر أفضل قِيَم ارتباط مع قواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً، بل وتفوَّقت على قِيَم المجموعة الشَّاهدة (الأسنان الاصطناعيّة الجاهزة) كما أنَّه لا يوجد فروق ذات دلالة مهمَّة إحصائيّاً بين المجموعات الأخرى المتبقيّة.

الاستنتاجات: ضمن حدود هذه الدّراسة يُمكن القول: تُعدُّ معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر طريقة فعّالة لتهيئة سطح الأسنان المُصنَّعة بتقنيّة الـ CAD/CAM والمُعدَّة للارتباط بقواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً.

الكلمات المفتاحية: الأكريل الحراريّ، قِوى الارتباط، الأجهزة السّنيّة المتحرِّكة، معالجة السطح، سائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر، مقاومة القصّ، نمط الفشل.

التَّمهيد

Introduction

المُقدِّمة Introduction:

يُعدُّ التَّعويض الكامل أحد خيارات العلاج الأكثر استخداماً لمرضى الدَّرد، على الرّغم من أنَّ غرس الأسنان قد وفَّر بروتوكولاً علاجيَّاً بديلاً للأجهزة الكاملة، إلا أنَّ تعقيدات العلاج ومضادات الاستطبِّاب الجراحيّة والعِبء المالي يجعل الأجهزة الكاملة خياراً علاجيَّاً لا مفرَّ منه للعديد من المرضى (MacEntee et al,1998)، وعلى الرّغم من التَّحسُّن الكبير في المحافظة على الأسنان الطَّبيعيّة حتى الشّيخوخة في الدُّول الغربيّة، لا يزال معدَّل درد الأسنان الإجماليّ في البلدان الأقل نموّاً في تزايد (Kailembo et al,2016).

يتراوح معدَّل انتشار درد الأسنان (المرضى الدُّرَّد) لدى الأشخاص الذّين تزيد أعمارهم عن 65 عاماً في أوروبا بين 15% و78% (Petersen,2003)، يؤثر فقد الأسنان على نوعيّة حياة المريض الأدرد بسبب عدم القدرة على المضغ ويتأثر اللّفظ والكلام لديه والنَّاحية الجماليّة (Boucher,2014)، ويُعد تصنيع عِوَض الأسنان الكامل خياراً علاجيَّاً مناسباً حيث يتمّ إعطاء المريض جهازاً متحرِّكاً أكريليّاً، يعمل كتعويض للأسنان والنّسج الدَّاعمة المُحيطة بها (Boucher,2014) (Al-Dwairi et al,2019).

تمّ تقديم تقنيَّات التَّصميم والتَّصنيع بمساعدة الكمبيوتر (CAD/CAM) لتصنيع الأجهزة المتحرِّكة، إما باستخدام طريقة الطَّرح (النَّحت) (CAD/CAM) أو طريقة الإضافة (ثلاثيّة الأبعاد) (الطِّباعة) (Takahashi et al,2000) (Lima et al,2014)، تُظهر أقراص الـ CAD/CAM المُصنَّعة من الـ PMMA تفوّقها من حيث الخصائص الفيزيائيّة والميكانيكيّة وانخفاض المونوميرات المتبقية وخشونة السَّطح والقدرة المُضادة للبكتيريا ومقاومة التَّصبّغ مقارنةً بالأكريل المُتماثر بالحرارة (Takaichi et al ,2022)، كما وتتمّتع أسنان الـ CAD/CAM بالعديد من المزايا من حيث مقاومتها للاهتراء وللتَّصبّغ بعد غمرها بمحلول الشَّاي أو القهوة أو الكولا (Alouch et al,2024).

التمهيد

يعتبر فشل الارتباط بين الأسنان الاصطناعيّة الجاهزة والقواعد الأكريليّة مشكلة كبيرة عند إجراء التَّعويضات المتحرِّكة، أفادت الدّراسات السَّابقة (Schneider et al,2002) (Choi et al,2020) أنَّ 22% إلى 30% من الإصلاحات كانت بسبب فشل ربط الأسنان وانفكاكها، قدَّرت دراسة مُختلفة أنَّ عدد الحالات يُمكن أن يصل إلى 33% (Darber et al,1994). ولذلك، فإنَّ الارتباط بين الأسنان الاصطناعيّة والقواعد أحد أهم الاعتبارات لديمومة التَّعويضات المتحرِّكة (Schneider et al,2002) (Dandiwal et al,2019).

حاولت العديد من الدّراسات تعزيز قوّة الارتباط بين قواعد الأجهزة التَّقليديّة والأسنان الجاهزة الرَّاتنجيّة باستخدام طرائق معالجة السَّطح المُختلفة (Zarb et al,2005) (Saavedra et al,2007) (Alouch et al,2024). ومع ذلك، كان عدد الدّراسات التّي تقِيَم قوّة الارتباط بين الأسنان المنحوتة بتقنية CAD/CAM وقواعد الأجهزة الأكريليّة محدود للغاية (Han et al,2020) (Choi et al,2020)، وعند مراجعة الأدبيات الطبِّية نجد أنَّ الدّراسات التي تناولت قوّة الارتباط بين راتنجات قاعدة جهاز الأسنان المُصنَّعة رقميّاً وأنواع مُختلفة من الأسنان الاصطناعيّة (بما في ذلك الأسنان المُصنَّعة بتقنية CAD/CAM) نادرة، إذ لم نجد سوى دراستين فقط بحثتا قوّة الارتباط بين قواعد أجهزة الأسنان المُنتَجة رقميّاً وأنواع مُختلفة من أسنان الأجهزة (Han et al,2020) (Choi et al,2020). ومع ذلك، لم تتضمن هذه الدّراسات أسنان الرَّاتنج المنحوتة بتقنية الـ CAD/CAM.

كما ويُعتبر اختبار مقاومة القصّ هو النّوع الأكثر استخداماً من الاختبارات (Han et al,2020) لقياس قوّة الارتباط بين راتنجات القاعدة والأسنان الاصطناعيّة (Akin et al,2014)[1] (Sirisha et al,2014) (Gharebagh et al,2019)، ركَّزت العديد من الدّراسات على تعزيز قوّة الارتباط بين قواعد الأجهزة والأسنان الجاهزة، فعلى سبيل المثال: وجد Barbosa وآخرون زيادة في قوّة الارتباط بعد تطبيق

مُذيب الشَّمع والمونومير (ميثاكريلات) (Barbosa et al,2008) (Barbosa et al,2009). علاوةً على ذلك، يمكن تطبيق طرائق أخرى لتكييف السَّطح بهدف تعزيز قوّة الارتباط بين الأسنان الأكريليّة وقواعد الأجهزة، وأيضاً مع الضَّرب بالجسيمات المحمولة بالهواء والتَّرميل الهوائيّ (Chung et al,2008) (Kurt et al,2012). ومع ذلك، فإن الأدبيات الطبِّية تفتقر إلى الأدلة؛ أيٌّ من هذه المعالجات المذكورة تعمل على تحسين قوّة الارتباط عند ربط أسنان الـ CAD/CAM مع راتنجات القواعد المُبَلمرة حراريّاً؟

مشكلة البحث Problem:

من خلال مراجعة الأدبيات الطبيّة نجد أنَّ ارتباط الأسنان الجاهزة الأكريليّة يشكل نقطة ضعف عند سطح الارتباط بينها وبين قواعد الأجهزة السّنيّة بشكل عام وخصوصاً المُصنَّعة بتقنية الـ CAD/CAM، حيث سُجّلت معدَّلات انكسار أو انفكاك أسنان الجهاز الأكريليّ من 20% إلى 33% من إجمالي إصلاحات الأجهزة المتحرِّكة (Lagouvardos & Polyzois, 2003).

يُعد إدخال الماسح الفمويّ الرّقمي وتقنيَّات الـ CAD/CAM وتصميم الابتسامة عبر البرامج الحاسوبيّة من أهم التّطورات التّي حدثت في طبِّ الأسنان وتطبيقاتها حيث يتمّ نحت الجهاز بالكامل (أسنان + قواعد) من أقراص أكريلية بلونين زهريّ وأبيض (متدرج) أو تُنحت القواعد من أقراص PMMA زهري وتُلصق الأسنان الخزفيّة أو الأسنان الرَّاتنجيّة الجاهزة المتوافرة تجارياً مع القواعد بالإسمنت الرَّاتنجي، ورغم الدّراسات العديدة إلّا أنَّه لم تُجرَ أي دراسة حول ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنية الـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة المُصنَّعة من الأكريل المُتماثر حراريّاً، حيث تستطبِّ الأسنان المنحوتة بالـ CAD/CAM في حالات مُخصصة عند مرضى لهم مطالب معيّنة من الألوان ناصعة البياض (Bleach) ((وهذه الألوان لا تتوفر في الأسنان الجاهزة)) أو أشكال وتصاميم محددة (لا تتيح لنا الأسنان الجاهزة تصميم الأسنان بما يتناسب مع حالة كل مريض على حدى Customized Teeth) أو بحالات الأسنان المُصطبِغة والمتلوِّنة والمرضى المدخّنين بكثرة لما لها من خاصيّة تلوينها وتعديلها لتحاكي بقية

الأسنان في الفم، بينما يُعد الرَّاتنج حراريّ التَّماثر مادّة متوفرة في الأسواق السّورية، وقد تآلف الطبِّيب والمخبري السّوري معه، بالإضافة للفرق الكبير في ثمنها مقارنة مع قواعد الـ CAD/CAM المرتفعة الثَّمن، لذا كان من الضّروري إجراء دراسات حول الارتباط بين هاتين المادَّتين وطرائق تحسينه لإدراج الأسنان المنحوتة بالـ CAD/CAM في ما بعد للأجهزة التّعويضيّة الكاملة والجزئيّة سريريّاً في عياداتنا.

تساؤلات البحث Questions:

1- ما مدى نجاح ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنية الـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً؟

2- هل هناك فرق بين الأسنان الجاهزة والأسنان المُصنَّعة بتقنية الـ CAD/CAM من حيث قوّة ارتباطها بالأكريل التَّقليديّ المُتماثر حراريّاً؟

3- ما مدى تأثير معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر في تحسين الارتباط بين الأسنان المُصنَّعة بتقنية الـ CAD/CAM والأكريل التَّقليديّ المُتماثر حراريّاً؟

4- ما مدى تأثير التَّخشين بالتَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون في تحسين الارتباط بين الأسنان المُصنَّعة بتقنية الـ CAD/CAM والأكريل التَّقليديّ المُتماثر حراريّاً؟

5- ما مدى تأثير إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة في تحسين الارتباط بين الأسنان المُصنَّعة بتقنيّة الـ CAD/CAM والأكريل التَّقليديّ المُتماثر حراريّاً؟

6- هل هنالك فروق بين طرائق تحضير سطوح الأسنان المُختلفة (معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر، التَّخشين بذرَّات أوكسيد الألمنيوم، حفر ميازيب مُتعامدة) وأي منها هو الأفضل لتحسين الارتباط؟

الفرضيَّات Hypothesis:

فرضيّة العدم H_o:

1- لا يوجد فرق بين قوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM والأسنان الجاهزة مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّ المُتماثر حراريّاً.

2- لا يوجد فرق بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ مُعالجة سطحها.

3- لا يوجد فرق بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد التَّخشين بالتَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ ترميلها.

4- لا يوجد فرق بقوّة ارتباط الأسـنان المُصـمَّمة والمنحوتة بالـــــ CAD/CAM مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ تعديلها.

الهدف من البحث Objective:

1. تقييم مقاومة القصّ بين أسنان الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر.

2. مقارنة بين الأسنان الجاهزة وأسنان الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM من حيث قوّة ارتباطها مع الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر.

3. دراسة تأثير معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر على قوّة ارتباط أسنان الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM مع الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر.

4. دراسة تأثير التَّخشين بالتَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون على قوّة ارتباط أسنان الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM مع الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر.

5. دراسة تأثير إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة على قوّة ارتباط أسنان الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM مع الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر.

6. دراسة نمط الفشل الحاصل.

أهمية البحث:

تكمن أهميّة البحث في الحاجة لدراسة ارتباط الأسنان المنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة المتحرِّكة التَّقليديّة المُصـنَّعة من الأكريل المُتماثر حراريّاً بالإضـافة لدراسـة تأثير طرائق ميكروميكانيكيّة مُختلفة لتحسين هذا الارتباط، وعدم تطرُّق أيّ من الأبحاث السَّابقة عالمياً لهذا المجال.

مبررات البحث:

أُجريَ هذا البحث من أجل دراسة قوّة ارتباط الأسنان الأكريليّة المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM مع الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر، حيث أنَّ الأكريل المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM جديد نوعاً ما في تطبيقات التّعويضات السّنيّة المتحرِّكة.

تمّ اختيار أسنان الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM تلبية لمُتطلبات المرضى التّجميليّة من الألوان ناصعة البياض، لأن الأسنان الجاهزة لا تتوافر تجاريّاً بتدرّجات الـ Bleach كما أنَّ المرضى في الوقت الحالي يُفضِّلون اختيار شكل وتصميم أسنانهم بنفسهم عبر برامج تصميم الابتسامة المطوَّرة حديثاً مما يُحسِّن من تقبُّل المرضى لأجهزتهم بشكل كبير، ومن جهة أخرى بحالات الأسنان المُصطبِغة والمرضى المدخّنين بشراهة، تُوفّر لنا أسنان الرَّاتنج الأكريليّ المخروطة بالـ

CAD/CAM القدرة على تعديلها وتلوينها لمحاكاة الأسنان المتبقيّة في فم المريض، فيشعر أنَّ الأسنان أقرب للطبِيعيّة وتشابه أسنانه بصورة كبيرة فلا يُلاحظ أحد من محيطه ارتداءه للعِوَض وهذا أيضاً يُحسِّن تقبله للتّعويض ويُحسِّن النَّاحية النّفسيّة للمريض.

تمّ اختيار الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر كقاعدة للأجهزة، نظراً لانطباقه الجيّد في فم المريض وديمومته سريرياً لسنوات عديدة ورضا المرضى عنه، وأيضاً لتآلف الأطبّاء عموماً والطبيب والمخبري السّوري خصوصاً معه ولتوفّره في أسواقنا ورخص ثمنه مقارنةً مع الأنواع الأخرى.

مصطلحات البحث Research Terms:

الـ CAD/CAM Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing:

"التَّصميم والتَّصنيع بمعونة الكمبيوتر: الأحرف الأولى للتَّصميم بوساطة الكمبيوتر – التَّصنيع بوساطة الكمبيوتر (أو التَّصنيع بمساعدة الكمبيوتر)". (السَّعدي، 2010).

محدوديات البحث Research Limitations:

رغم أنَّ هذا البحث نُفِّذَ بطريقة مخبريّة تُحاكي البيئة الفمويّة من حيث الغمر بماء مُقطّر للتّعويض وامتصاص الأكريل المُتماثر حراريّاً للماء لكنّه سيبقى مختلفاً عن الفم، وذلك لعدم وجود قوى المضغ التّي تختلف بين شخص وآخر ومدّة تطبيق هذه القوى واختلاف نمط الإطبِاق وظروف الرّطوبة، وعدم توافر منتجات من شركات متعددة من الرَّاتنج المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM لإجراء مقارنة أوسع وأشمل مع الرَّاتنج الأكريليّ التَّقليدي.

الباب الأول

المُراجعة النَّظريّة

Literature Review

1- الرَّاتنج الأكريليّ Acrylic Resin :

لمحة تاريخيّة:

صنَّع الباحثان Rohm و Hass عام 1936م الرَّاتنج الأكريليّ لأول مرة على شكل صفائح، ثُمَّ أنتجه الباحث Nemours سنة 1937م بشكل مسحوق، واستخدمه Dr. Walter Wright في عام 1937م لصناعة قواعد الأجهزة السّنيّة (Anusavice et al, 2013) (Tandon et al, 2010).

حيث استُخدم الرَّاتنج الأكريليّ منذ عام 1937م في صناعة قواعد الأجهزة السّنيّة، وكان المادّة الأكثر انتشاراً (Machado et al,2007) (Lai et al,2004).

الرَّاتنج الأكريليّ: هو من مشتقات الإيتيلين Ethylene، كما يحتوي على مجموعات فينيليَّة في صيغته الكيميائيَّة، والرَّاتنج الأكريليّ المستعمل في طبِّ الأسنان هو عبارة عن استر مكوَّن من:

1. حمض الأكريل $CH_2=COOH$
2. حمض ميتاكريليك $CH_2=C(CH_3)\,COOH$ (Manappallil, 2016)

وما زال الرَّاتنج الأكريليّ يستعمل منذ عام 1937 حتى اليوم في صنع قواعد الأجهزة المتحرِّكة(Manappallil, 2016)، وتميَّز بسهولة التّصنيع والإجراءات المخبريّة ورخص الثَّمن وبوزنه الخفيف والخصائص الجماليّة الممتازة (El-Mahdy et al,2005) (Vojdani & Giti,2010) وقلّة امتصاص الماء وانخفاض قابليّة إنحلاله (Wataha, 2002) (Meng & Latta, 2005).

1-1: راتنج بولي ميتيل ميتاكريلات: Poly Methyl Methacrylate Resin

له استعمال واسع في طبِّ الأسنان، وأحد أهم أسباب استعماله هو سهولة تصنيعه، يتم خلط سائل الميتيل ميتاكريلات (المونومير) بالمسحوق (البوليمير) ويعمل المونومير على إضفاء اللّدونة على البوليمير حتى يصبح قوامه مثل العجينة التّي يسهُل تشكيلها، وصُنِّفت المُتماثرات المستعملة في صنع الأجهزة إلى

خمسة أنماط وفق (ANSI/ADA Classification (SP. NO. 12 / ISO 1567 بناءً على الطَّريقة المستعملة في تحفيز المادّة: (O'Brien, 2008) (Manappallil, 2010)

1. راتنج مُحفّز حراريّاً (الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر). Heat Activated Resin
2. راتنج مُحفّز كيميائيّاً (الرَّاتنج الأكريليّ ذاتيّ التَّماثر). Chemically Activated Resin
3. صفائح لدنة حراريّاً. Thermoplastic Blank or Powder
4. راتنج مُحفّز ضوئيّاً. Light Activated Resin
5. مادّة تتصلّب بالأمواج الكهرومغناطيسيّة القصيرة (مايكروويف). Microwave-Cured Material

يُعدّ النَّمط الأول والثاني من أكثر الأنماط اســتعمالاً في صــنع الأجهزة المتحرِّكة. (O'Brien, 2008) (Manappallil,2010)

1-1-1: الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر: Heat polymerizing Acrylic Resin

يُستعمل بكثرة في تصنيع الأجهزة الكاملة ويتوافر على الشَّكل التالي:

- مسحوق وسائل.
- جل.

قد يكون المســحوق شــفافاً أو بلون الأســنان أو ورديّ اللَّون (لمحاكاة اللّثة وبعضــها يحتوي على ألياف حمراء لمحاكاة الأوعية الدَّمويّة) (Manappallil, 2010)

مزايا مادة الأكريل المحقون بالحرارة:

1. دقة الأبعاد (التَّقلّص المنخفض).
2. لا تؤدي لارتفاع البعد العمودي للمريض ناجم عن الطَّبخ.

3. تؤمن قاعدة متجانسة للتَّعويض المتحرِّك.
4. محتوى منخفض من المونومير الحر.
5. مقاومة صدم جيّدة.

عيوب مادة الأكريل المحقون بالحرارة:

1. التَّكلفة العالية للمعدَّات.
2. المقاومة الضَّعيفة للتَّصدع.
3. تتطلب بواتق خاصّة.

1-1-2: الرَّاتنج الأكريليّ ذاتيّ التَّماثر: Auto polymerizing Acrylic Resin

يُدعى أيضاً بالرَّاتنج الأكريليّ كيميائيّ التَّماثر، أو الرَّاتنج الأكريليّ البارد، ويتمّ تحفيز المُبدئ الكيميائيّ بيروكسايد البنزويل، بوساطة عنصر كيميائي يُضاف إلى السّائل، الذّي يقوم بدور مُشابه للحرارة في الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر، وهو عبارة عن دي ميتيل بارا توليدين Dimethyl-Para Tolidine المُضاف إلى سائل الرَّاتنج الأكريليّ البارد، بدلاً من الحرارة كما هو الحال في الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر. (Manappallil,2010) (Noort, 2013)

1-1-3: راتنج مُحفّز ضوئيّاً: Light Activated Resin

تقوم فوتونات طاقة الضَّوء بتنشيط المُبدِئ لتوليد الجذور الحرَّة، فعلى سبيل المثال: سوف يتفاعل الكامفروكينون والأمين لتكوين الجذور الحرَّة عندما يتمّ تشعيعها بالضَّوء المرئي. (Manappallil,2010)

1-1-4: تركيب السَّائل: Monomer

ميتيل ميتا أكريلات: تُذيب متعدد التَّماثر؛ ميتيل بارا توليدين: مُحفِّز؛ دي بوتيل فتالات: مُلدِّن؛ غليكول دي ميتا كريلات من1 إلى2%: عامل ربط تصالبيّ؛ هيدروكينون 0.006%: مُثبّط للتماثر يمنع السَّائل من التَّماثر خلال فترة التَّخزين. (Manappallil,2010) (Noort, 2013)

1-1-5: تركيب المسحوق: Polymer

بولي ميتيل ميتا أكريلات: يذوب في وحيد الجزيء لتشكيل العجينة؛ بيروكسيد البنزويل: مُبدئ ولتعزيز مقاومة الصَّدمات؛ مركّبات من كبريتات الزّئبق وكبريتات الكادميوم: أصبغة؛ أوكسيد الزَّنك والتّيتانيوم: للظّلاليّة؛ فتالات دي بوتيل: مُلدِّن؛ مواد مالئة عضويّة مُلوِنة وغير عضويّة مثل الألياف والحبيبات الزّجاجيّة: لتأمين النَّاحية الجماليّة. (Noort, 2013) (Gebelein & Koblitz, 1981) (Manappallil,2010)

1-1-6-: خصائص الميتيل ميتاكريلات وراتنجات الأجهزة السّنيّة :

يعد الـ PMMA راتنجاً شفَّافاً وله نقاوة شبيهة بالماء ويمتلك مقاومة شد عالية حوالي 48-62 ميغاباسكال (Alla et al,2015) كما يُعدُّ شديد الثَّبات فهو لا يتلون تحت تأثير الأشعّة فوق البنفسجيّة ويُبدي خواصاً ممتازة مع مرور الوقت (Anusavice et al,2013) ، كما أنَّه ثابت كيميائيّاً عند تعرضه لدرجة حرارة أقل من 125 درجة مئويّة (Alla et al,2015)، ويصبح طريّاً عند حرارة 125 درجة مئويّة (Zafar et al,2020).

تنعكس عملية التَّماثر بين درجتيّ 125-200 درجة مئويّة ويبدأ تحرر مونوميرات ميتيل ميتاكريلات (Zafar et al,2020) وينعكس التَّماثر بشكل أكبر عند حرارة 450 درجة مئويّة فيتحول حوالي 90% من البوليمير إلى مونوميرات (Anusavice et al,2013) (Manappallil,2010).

تتعرض الأجهزة لضغوط كبيرة وجهود إطباقية عالية في الفم، ويجب أن تلبي المعايير المحدّدة في ANSI/ADA Classification SP. NO. 12 أو تتجاوزها. (Manappallil,2010)

1-1-6-1: سائل الميتيل ميتاكريلات: Methyl Methacrylate (MMA)

ويُعرَف أيضاً بالمونومير وهو سائل شفَّاف وصافٍ ومتطاير في درجة حرارة الغرفة وله رائحة مُميَّزة، يتمّتع بالخصائص الفيزيائيّة التَّالية: (Manappallil,2010)

- درجة الانصهار: 48- درجة مئويّة.
- درجة الغليان: 100 درجة مئويّة.
- الكثافة: 0.945 غرام/مل عند 20 درجة مئويّة.
- حرارة البلمرة: 12.9 كيلو كالوري/مول. (Manappallil,2010)

1-1-7: المُتطلبات المثاليّة للرَّاتنجات السّنيّة:

يجب أن تتمّتع الرَّاتنجات السّنيّة بما يلي: (Manappallil,2010)

1) أن تكون عديمة الطَّعم والرَّائحة وغير سامّة وغير مُهيّجة للأنسجة الفمويّة.
2) يجب أن تكون مُرضـية من النَّاحية الجماليّة، أي يجب أن تكون شـفّافة أو شـبه شـفّافة وسـهلة الصبغ وأن يكون لونها ثابتاً لا يتغير مع مرور الزَّمن.
3) أن تكون مستقرّة الأبعاد.
4) لها القوّة والمرونة ومقاومة التَّآكل الكافية.
5) غير قابلة للذَّوبان وغير منفذة للسّوائل الفمويّة.
6) لها كثافة نوعيّة منخفضة (خفيفة الوزن).
7) تتحمل درجات حرارة أعلى بكثير من درجة حرارة الأطعمة والسّـوائل التّي يتمّ تناولها في الفم دون تلين أو تشوّه غير مُبرّر.
8) سهلة التّصنيع والإصلاح.
9) تتمّتع بناقلية حراريّة جيّدة.
10) ظليلة على الأشعّة السّينيّة البسيطة.
11) عند استخدامها كمادّة ترميميّة للأسنان يجب أن ترتبط كيميائيّاً مع الأسنان، ولها معامل تمّدد حراريّ يطابق معامل بنية الأسنان.

12) رخيصة الثَّمن. (Manappallil,2010)

1-2: الأسنان الاصطناعيّة: Artificial Teeth

وهي الأسنان التّي تُثبَت على القاعدة الأكريليّة مكان الأسنان المفقودة.

قديماً استخدم الإنسان الأسنان المصنوعة أو المنحوتة من الخشب أو العظم أو العاج، ثُمَّ استعمل أسنان الحيوانات لهذا الغرض، كما أُضيفت الشّفرات المعدنيّة لزيادة فعاليّة المضغ، أما في الوقت الحالي فتُستخدم الأسنان الخزفيّة أو الأكريليّة، حيث تطوّرت صناعتها بشكل كبير ملبيةً بذلك الحاجات الوظيفيَّة من حيث المتانة ومقاومة الاهتراء وتأمين النَّواحي التَّجميليَّة (الشَّعراني، 2006)

1-2-1الخصائص المثاليّة للأسنان الاصطناعيّة: (Manappallil, 2003):

للحصول على أجهزة مثاليّة يجب أن تُحقق الأسنان الاصطناعيّة المُتطلبات التّالية:

1. **التّقبل الحيوي:** أي ألَّا تُسبب المادّة أي سميَّة أو حساسيَّة أو تسرطُن للنّسج المخاطيّة الفمويّة.
2. **مُتطلبات مرتبطة بشعور وإحساس المريض** مثل:
   - ألَّا تكون لها رائحة غير مُستحبّة.
   - ألَّا يكون لها أي طعم.
   - وزن خفيف.
   - لون مشابه للون النّسج السّنيّة.
3. **مُتطلبات صحيّة:**
   - إمكانيّة التّطهير.
   - ثبات اللَّون.
   - خالية من المساميّة (porosity).

- سهلة التَّنظيف.
- امتصاص محدود للماء.
- العمر السّريريّ طويل نسبياً.

4. مُتطلبات ميكانيكيّة:

- قساوة كافية عند تطبيق الضّغوط الإطباقيّة.
- قساوة كافية ضد قِوى السَّحل(wear).
- استقرار الأبعاد (dimensional stability) عند مضغ المأكولات السَّاخنة أو تناول المشروبات السَّاخنة.
- إمكانيّة إصلاحها دون أن يؤثر ذلك على انطباق وصلابة الجهاز.
- ارتباط جيّد بين الأسنان الاصطناعيّة وقاعدة الجهاز المتحرِّك.

5. شروط عمل مقبولة:

- سهلة الصَّقل والتَّلميع.
- إمكانيّة التَّعديل بسهولة باستخدام تقنيَّات بسيطة نسبياً.

6. مُتطلبات اقتصاديّة:

- رخيصة الثَّمن.
- ألَّا يحتاج تصنيعها لأجهزة غالية.
- إمكانيّة تخزين المواد دون أن تتعرض للتّلف بسرعة. (Manappallil, 2003)

تتوفر الأسنان الاصطناعيّة بأنواع مُختلفة: 1 – أسنان الخزف، 2 – أسنان الرَّاتنج الأكريليّ ومن أنواعها: الرَّاتنج الأكريليّ المعدَّل، 3– الرَّاتنج المركب Composite (الجدول رقم 1). ويُفترض أن تتوفر هذه الصّفات بالأسنان الاصطناعيّة وهي: الارتباط القويّ بقاعدة الجهاز، ومقاومة الانحلال في السّوائل الفمويّة،

وعدم التّشوّه تحت قوى المضغ ودرجات الحرارة، ومقاومة السَّحل مما يؤمن البعد العمودي المناسب، وأن تكون مرضية جماليّاً من حيث الشّفوفيّة الملائمة وعدم التّصبّغ وتأمين تفاصيل سطح جيّدة، وسهولة التَّعديل والتَّلميع. (Manappallil, 2016)

1-2-2: أنواع الأسنان الاصطناعيّة:

A. الأسنان الخزفيّة.

تُصنع الأسنان الخزفيّة الجاهزة من الخزف عالي درجة الانصهار، والمادّة الأساسيَّة المُشكلة لخزف هذه الأسنان هي الفلدسبار مع حوالي 15% كوارتز و4% كاؤولين لتحسين قابليّة التَّشكيل للمزيج مع أصبغة إضافيّة، وللوصول إلى ألوان مُشابهة لألوان الأسنان الطَّبيعيَّة، تُبنى الأسنان الجاهزة الخزفيّة من عِدة طبقات مُختلفة الشّفوفيَّة: النّواة الأساسيَّة (وهي المادّة الظَّليلة)، وكتلة العاج – الميناء، ويتمّ في النّهاية تزجيجها من زجاج فلدسباريّ، وتُشكَّل الأسنان الجَّاهزة في بوتقة معدنيّة وتُسخَّن في أفران مُفرَّغ منها الهواء للإقلال ما أمكن من المسام (السَّايس، 2003).

B. أسنان الرَّاتنج الأكريليّ: Acrylic Resin Teeth

تتكون الأسنان الرَّاتنجيّة من بولي ميتيل ميتا كريلات مُضافاً لها متعدد تماثر مشارك كعوامل الارتباط التَّصالبيّة Cross-Linking Agents، ومن المألوف استعمال كميّة كبيرة من عوامل الارتباط المتصالبة في الأسنان الرَّاتنجيّة، وتتوضع الكميّة الأكبر من متعدد التَّماثر المسؤول عن الارتباط المتصالب عند الحدود القاطعة والسّطوح الطَّاحنة أكثر من منطقة اتصال الأسنان الأكريليّة بقاعدة الجهاز وذلك تسهيلاً لارتباطها الكيميائيّ إلى قاعدة الجهاز، وتصنَّع الأسنان من طبقات مُختلفة الشّفوفيّة والثّخانة للوصول إلى أسنان أكريليّة مُشابهة للأسنان الطَّبيعيّة. (Sayes & Al-bouny, 2011) (Manappallil,2010)

إنَّ البولي ميتيل ميتاكريلات الدَّاخل في تركيب الأسنان الاصطناعيّة مشابه لقواعد الأجهزة المتحرِّكة إلا أنَّ درجة الرَّبط التَّصالبيّ في الأكريل الدَّاخل في صناعة الأسنان أكبر ممّا هو عليه في قواعد الأجهزة المتحرِّكة وهذا يؤدي إلى تحسين الخواص السّريريّة (Anusavice, 2013).

عامل الرَّبط التَّصالبيّ: Cross-Linking Agent

إنَّ الرّوابط والجسور الكيميائيّة المُتشكلة بين سلاسل البوليمير تحدث بسبب عامل الرَّبط التَّصالبيّ، حيث تتشكل على شكل شبكة ثلاثيّة الأبعاد، ويتجلَّى دورها بـ:

1. زيادة صلابة الرَّاتنج الأكريليّ وإنقاص الذَّوبانيّة في الماء وإنقاص امتصاص الرَّاتنج الأكريليّ للماء.
2. تقاوم الأسنان المليئة بعوامل الرَّبط التَّصالبيّة المُحِلَّات، وتقاوم التَّصدُّع، وتتحمل الجهود السَّطحيّة بشكل أفضل من الأسنان الفقيرة بتلك العوامل. (Sayes & Al-bouny, 2011)

❖ تتميّز هذه الأسنان بـ:

- ارتباطها القويّ بقاعدة الجهاز.
- مقاومة الانحلال بالسَّوائل الفمويّة.
- لا تتشوه عند المضغ والحرارة العالية.
- مقاومة السَّحل لكي تحافظ على البعد العمودي المناسب.
- سهلة التَّعديل والإصلاح والتَّلميع (Loyaga-Rendon et al,2007).

C. أسنان الرَّاتنج المُركب (Composite Resin Teeth)

ظهرت هذه الأسنان عام 1980 وذلك من أجل زيادة مقاومة السَّحل بشكل أكبر من الأسنان الأكريليّة والتَّقليل من سحل الأسنان المقابلة، كما تفعل الأسنان الخزفيّة (Zeng et al, 2005)، وتُصنع هذه

الأسـنان على شـكل أربع طبقات وهي: الطَّبقة الميناءيّة الشَّـفويّة (Labial Enamel) – الطَّبقة الميناءيّة الحنكيّة (Palatinal Enamel) – الجزء العنقي (Cervical) – جسم السّن (Body).

الجدول رقم 1: مقارنة بين خواص أسنان الرَّاتنج الأكريليّ والأسنان الخزفيّة. (Manappallil, 2016)

الخاصيّة	الأسنان الرَّاتنجية الأكريليّة	الأسنان الخزفيّة
الارتباط مع قاعدة الجهاز	كيميائي	ميكانيكي
الخواص الميكانيكيّة	أقل قصافة وأكثر مرونة	قصفة Brittle جداً وقابلة للتَّشظي chip تحت الضَّغط
الانحلاليّة وتغيرات الأبعاد في السّوائل الفمويّة	لا تنحل – بعض التَّغير بالأبعاد	لا تنحل – لا توجد تغيّرات بالأبعاد
الحفاظ على البعد العمودي vertical dimension	قابليّة السَّحل ملحوظة مما يؤدي إلى انخفاض البعد العمودي	مقاومة عالية للسَّحل مما يؤدي إلى الحفاظ على البعد العمودي
التَّأثير على الإطبِاق المقابل Opposing dentition	يمكن استعمالها مقابلة لأسنان طبِيعيّة أو ترميمات معدنيّة	تسحل الأسنان المقابلة، لذلك لا يمكن استعمالها مقابلة لأسنان طبِيعيّة
التَّعديل الإطبِاقي وقابليّة الإنهاء والتَّلميع	سهلة نسبيّاً	صعبة حيث يمكن خسارة تلميع السَّطح الخزفي
الخصائص الجمالية	ممتازة	ممتازة
صوت طقطقة Clicking sound	لا يوجد Silent	يوجد صوت طقطقة مزعج عند وجود أسنان خزفية مقابلة
مقاومة الصَّدمات الحراريّة	مقاومة جيّدة	مقاومة أقل من الأسنان الأكريليّة

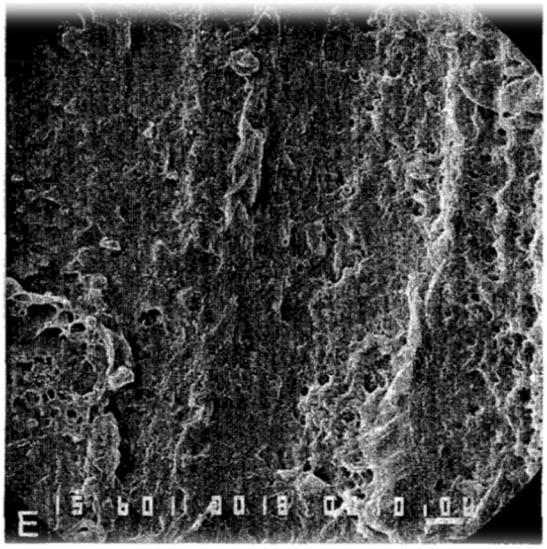
1-3: طرائق معالجة سطوح الرَّاتنج الأكريليّ في سياق تحسين ارتباطها:

إنَّ المواد المُستخدمة في معالجة سطح الرَّاتنج الأكريليّ تُقسم إلى:

1. مواد ذات أساس راتنجيّ:
   a. سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر (MMA) (Vallittu et al, 1994).
   b. مـــادة 4-Methacryloxyethyl Trimellitate Anhydride (4-META) (Suzuki et al,1990).
2. مواد ذات أساس غير راتنجيّ:
   a) كلور الميتيلين Methylene Chloride (Rupp et al, 1971).
   b) كلوروفورم Chloroform (Chung et al, 1995).
   c) أسيتات إيتيل Ethyl Acetate (Shen et al, 1984).

تأثير سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر على سطح الرَّاتنج الأكريليّ:

يقوم سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر بحل dissolve الطَّبقة السَّطحيّة من سطح الرَّاتنج الأكريليّ، وتُوضِح صورة المجهر الإلكترونيّ هذا التَّأثير بعد تطبيق سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر لمدّة 180 ثانية؛ كما هو موضَّح بالشَّكل (1). (Vallittu et al, 1994)



الشَّكل (1): صورة المجهر الإلكترونيّ بعد تطبيق سائل المونومير لمدّة 180 ثانية على سطح الرَّاتنج الأكريليّ. (Vallittu et al, 1994)

تأثير كلور الميتيلين على سطح الرَّاتنج الأكريليّ:

إنَّ إضافة كلور الميتيلين إلى سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر يشكِّلُ نظاماً يسمح بعملية انتباج swelling سطح الرَّاتنج الأكريليّ، ويسمح بانتشار diffusion المواد المُتماثرة داخل سطح الرَّاتنج. (Rupp et al,1971)

تأثير الكلوروفوم على سطح الرَّاتنج الأكريليّ:

يؤدي الكلوروفورم دوراً مشابهاً لتأثير كلور الميتيلين وذلك بعد إضافته إلى سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر (Chung et al, 1995) وعند تطبيق الكلوروفورم لمدّة 5 ثوانٍ زاد ذلك من مساميّة السَّطح Porosity (Shen et al, 1984).

تأثير مركب (4-META) على سطح الرَّاتنج الأكريليّ:

إنَّ إضافة مركب (4-META) إلى سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر يُعزز من ارتشاح infiltration سائل المونومير داخل سطح الرَّاتنج الأكريليّ. (Suzuki et al, 1990)

1-4: التَّصميم والتَّصنيع بمساعدة الحاسوب CAD/CAM :

Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing

يُعبّر الاختصار CAD عن مصطلح Computer-Aided Design ومعناه التّصميم المُساعد حاسوبيّاً (استعمال البرمجيّات الحاسوبيّة لتعيين التَّفاصيل الفراغيّة لشيء ما) (Prpić et al[1], 2020)

ويُعبّر اختصار CAM عن مصطلح Computer-Aided Manufacturing ومعناه التّصنيع المُساعَد حاسوبيّاً (التّحكم الحاسوبي الرَّقمي لإنتاج أشياء مُعقّدة شكليّاً بدقة وبشكل قابل للتّكرار).

وأكّدت الأبحاث أنَّه تمّ استعمال تقنية الـــ CAD-CAM لإنتاج التَّرميمات السّنيّة والتّيجان المعدنيّة في الثمانينيات من القرن الماضي، ومنذ عام 1995 طُوّرت التّقنية لاستعمالها في صناعة الأجهزة السّنيّة المتحرِّكة والغرسات السّنيّة (Engler et al, 2020)

انتشر استخدام الـ CAD/CAM في تطبيقات طبِّ الأسنان فأصبح يُستخدم بشكل روتيني في صناعة Inlays وOnlays وترميمات التّيجان وفي التّعويضات الثَّابتة والمتحرِّكة الكاملة والجزئيّة، وكذلك استُخدِم في التَّعويضات الوجهيَّة الفكيَّة. (Prpić et al[1], 2020).

ساهمت هذه التَّقنية بإحداث التَّطورات في علوم طبِّ الأسنان بشكل جذري، وخاصّة مع المواد التّي تمّت خراطتها بوساطة الحاسوب والبُنى المجهريّة الدَّقيقة بالإضافة إلى البلمرة الجيّدة (Arnold et al,2018)، وتعتمّد هذه التَّقنية على التَّنبؤ الدَّقيق بالأبعاد لمُعاوضة التَّقلّص النَّاتج عن تلبيد المواد الخزفيّة (Sintering)، كما وتستخدم لصناعة النَّماذج الفريدة والمُعقّدة (Nguyen et al,2012).

طَوَّرت تقنية الـ CAD/CAM تصنيع التَّعويضات وأدَّت لزيادة سرعة الإنتاج وتحسُّن جودة مواد التَّعويض وسهَّلت التَّواصل بين فريق العمل. (Ferencz & Silva,2019).

1-4-1: مكوّنات نظام الـ CAD/CAM:

يتكون من 3 مكوّنات وهي: الجهاز الماسح وجهاز التَّصميم وجهاز التَّصنيع.

i. الجهاز الماسح الرَّقمي Digitizing:

يعتمّد على قياس أو مسح سطح السّن المُحضَّرة في العيادة عبر الماسح الفمويّ (oral scan) أو على المثال الجبسيّ في المختبر عبر التقاط مجموعة من الصُّور وربطها وتحليلها باستخدام مجموعة من أدوات القياس بهدف الحصول على بيانات رقميّة للسّن المُراد ترميمها، تدعى هذه الأدوات بالمُرقّمات Digitizers أو الماسحات Scanners. (Beuer et al,2008)

ii. جهاز التّصميم بنظام الـ CAD/CAM:

وهو عبارة عن حاسوب مُزوَّد ببرامج تصميم ثلاثيّة الأبعاد، يمكن استخدامها لتصميم التَّاج أو التَّعويض وذلك حسب النّظام المُستخدَم، وتدعى هذه العمليّة بالتَّشميع الافتراضي (Virtual Waxing) وهي محاكاة رقميّة لعمليّة التَّشميع المُجراة في الطّرق التَّقليديّة (Bilgin et al,2016).

وفيما يتعلق بالتَّعويضات عموماً، تقترح برمجيات الـــ CAD تلقائياً نمط أو تصميم التَّعويض الأنسب ويمكن تعديل هذه الاقتراحات من قبل الطبِّيب أو المُساعِدة السّنيّة المُدربة أو مخبري الأسنان وهذه التَّعديلات تتضمن مكان خط الإنهاء ومظهر انبثاق الدّعامة Emergence Profile وثخانة المادّة والشَّكل التَّشريحيّ للحدبات، كما أنَّ بعض البرمجيَّات تُقدّم للمُستَخدم تشميع افتراضي للتَّرميم المُقتَرح على التَّحضير المُفتَرض قبل حتى المساس بالسّن للوصول الى ضبط دقيق لأبعاد التَّحضير اللَّازمة (Ferencz & Silva,2019).

وقد تطوّرت مكتبات برامج الـــ CAD لتؤمن سهولة أكبر عند اختيار تصميم التَّعويض أو التَّرميم، إضافة لذلك تزوّد البرمجيَّات الحديثة الحاليّة المُستخدمين بخيارات عديدة لتعديلات إضافيّة بما فيها

التَّعديلات الإطباقيّة والمحيط الكبير للسّن ومناطق التماس وتحديد محور الإدخال و الإخراج وسد مناطق الغؤورات (Ferencz & Silva,2019).

- أمثلة على البرمجيَّات التّي تحوي مكتبات تمكِّن المخبري من تصميم ونحت التَّعويضات الرَّقميّة:
  - ☒ 3 Shape.
  - ☒ Amann Girrbach لنحت أقراص الشَّمع أو الـ PMMA.
  - ☒ Exocad، وهو أشهرها (Ferencz & Silva,2019).

- **برنامج (Exocad)**: وهو برنامج تخصصيّ لتصميم ونحت التَّعويضات السّنيّة بمختلف أنواعها باستخدام الـــ CAD/CAM، يستخدم لتصنيع التَّعويضات السّنيّة ومعالجتها رقميّاً قبل خراطتها ويحتوي على مكتبة كبيرة تحوي كل ما يتعلق بطبِّ الأسنان (غرسات، دعامات، تيجان، تصميم الأجهزة الهيكليّة، وصلات الإحكام، Endo Crown). (Bilgin et al,2016)

iii. جهاز التَّصنيع بنظام الـ CAD/CAM: (المخارط)

يقوم هذا الجهاز بنحت قوالب المادّة المُراد التَّعويض بها وصُـــنع التَّعويض اعتماداً على التَّصـــميم الذّي أُنجزَ بتقنيّة الـ CAD/CAM باستخدام سنابل خاصّة على عدة محاور Axis، ويتعلق زمن النَّحت بنوع القوالب المُســـتخدمة والتي يمكن أن تكون من مادّة معدنيّة كالنّيكل كروم أو التّيتانيوم (للدّعامات فوق الغرسات) أو من الزركونيا أو الـــ PMMA أو الـــ PEEK (بولي إيثر إيثر كيتون). (Beuer et al,2008)

1-4-2: طرائق تصنيع التَّرميمات والتَّعويضات الثَّابتة والمتحرِّكة بنظام الـ CAD/CAM :

1) **طريقة النَّحت Milling Method أو المخارط:** تعتمّد على أقراص (Blocks) مُختلفة الثَّخانة والألوان من الزيركون، المعدن...إلخ، يتمّ نحتها وفق الشَّكل المطلوب. (Arnold et al,2018).

2) **طريقة الطبّاعة ثلاثيّة الأبعاد 3D Printing Method :** تعتمّد على سائل خاص، تقوم طابعة خاصّة بتصليبه طبقة طبقة حتى نحصل على التَّعويض النّهائي، وفيها يتمّ إنتاج التَّرميمات والأعواض بكمية مادّة قليلة والقدرة على إنتاج العديد من التّعويضات بذات الوقت. (Beuer et al,2008)

ومع تزايد أعداد أطبّاء الأسنان الذّين يستثُمَّرون في التقنيَّات الرَّقميّة، فإنَّ إمكانيّة تحسين الكفاءات وخفض التَّكاليف والمُساهمة في الارتقاء بمستوى علاجات المرضى ستتوسع وستدفع التَّطورات والاختراعات المستقبليّة باتجاه القبول الواسع النِّطاق لأساليب التَّصميم والتَّصنيع بمساعدة الحاسوب في مجال طبِّ الأسنان (Ferencz & Silva,2019).

1-4-3: الأكريل المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM:

ويقوم مبدأ الـ CAD-CAM على تصميم الأجهزة حاسوبيّاً ومن ثُمَّ نحتها باستعمال آلات مُقادة رقميّاً على أقراص أكريليّة مُصلّبة مُسبقاً، حيث إنَّ هذه الأقراص خضعت لشروط تصليب مثالي من ضغط وحرارة عالية مما يضمن حصول تصلُّب نموذجيّ ومن ثُمَّ تحسين الصّفات الميكانيكيّة للمادّة وزيادة نسبة نجاح المعالجات بها. (Prpić et al[1], 2020)

يجب أن تكون المواد المُستخدمة بنظام الـ CAD/CAM كتلة واحدة (mono lithic) وتكون عادةً على شكل أقراص ذات قطر 100 ملم، وبثخانة 10 أو 12 أو 16 أو 30 ملم، كما توجد بشكل أقراص بعدّة درجات للون الورديّ، ومختلف درجات دليل الألوان السّني بالنّسبة للون الأبيض، وأيضاً هناك أقراص لها لونان أبيض عاجيّ بالأعلى و ورديّ بالأسفل(AlHelal et al,2017) (Arslan et al,2018) (Wang et al,2021).

1-4-4: أقراص الـ PMMA المصلَّبة مُسبقاً:

تُصـنَّع من مادّة بولي ميتيل ميتاكريلات (PMMA) حيث يتمّ التَّصـلُّب عن طريق الحقن تحت ضـغط وحرارة مرتفعين، تسـمح هذه العمليّة بإنتاج مواد ذات محتوى عالٍ من الملء وبالتَّالي إنتاج مادّة ذات خواص ميكانيكيّة أفضل ومساميّة أقل وثبات أفضل باللَّون (Arnold et al,2018).

زاد الاهتمّام بالعديد من البوليميرات المُصنَّعة بنظام الـــ CAD/CAM لترميم الأسنان بدلاً من المواد الخزفيّة، وقد نتج عن اسـتخدام هذا النّظام مادّة متجانسـة مع زيادة باسـتقرار اللَّون والتَّوافق الحيويّ ومقاومة التَّآكل وخواص فيزيائيّة أفضل (Dayan et al,2019) .

1-4-5: الخصائص الميكانيكيّة لأقراص الـ PMMA المُصلَّبة مسبقاً:

تُعد أقراص الـــ PMMA واحدة من المواد المقاومة للصَّدمات المتوافرة حاليّاً، ومن الشَّركات التّي تُصنِّع الأنظمة المتواجدة للأعواض الرَّقميّة:

- ✓ Dentica (Pala).
- ✓ AvaDent.
- ✓ Ivoclar Vivadent.
- ✓ Marco Dental.
- ✓ Baltic (Ferencz & Silva,2019).

وتتصف أقراص الـ (IvoBase CAD, Ivoclar Vivadent) بـ :

مقاومة الانحناء ≤ 65 Mpa (ميغاباسكال)

صلابة الانكسار ≤ 1.9 Mpa (ميغاباسكال) (Ferencz & Silva,2019)

1-4-5-1: الخصائص الميكانيكيّة لأقراص الـــــ PMMA المُصلَّبة مُسبقاً المستخدمة في هذا البحث:

- ☒ نسبة المونومير المتبقية 0.07%.
- ☒ مُعامل المرونة: 2.200 Mpa .
- ☒ الانحلال في الماء: $0.8\ \mu g/mm^2$.
- ☒ قوّة الشَّد Tensile Strength: 75 Mpa .
- ☒ قوّة الانحناء Bending Strength: 100 Mpa .
- ☒ القساوة (اختبار مقاومة شاربي للصّدم) : $1.3\ KJ/M^2$: (Izod) $10\ KJ/M^2$.
- ☒ امتصاص الماء حسب ISO (المنظّمة العالميّة للمعايير) $0\ \mu g/mm^2$ 10477:20.
- ☒ قساوة فيكرز: 135 :HV (10/0.5) (According to Marco Dental).

كما توجد أقراص من الشَّمع الزَّهري وهي مناسبة للنَّحت وتليها عملية التَّماثر الحراريّ (Heat-cured) (Ferencz & Silva,2019)

1-5: المفهوم الفيزيائيّ للارتباط:

تصنيف الارتباط :

صنَّف العالم Anusavice في عام 2003 القوى الدَّاخليَّة (الرَّوابط التّي تجمع الذَّرات والجزيئات مع بعضها البعض) إلى **روابط أوليّة** (تعتمّد على الاشتراك بالإلكترونات بين الذَّرات) **وروابط ثانويّة** (تعتمّد على اختلاف الشَّحنات بين الجُزيئات لإنتاج قوى قطبيّة تجذُب الجزيئات)، إنَّ قوّة الارتباط التّي حصل عندها الانفصال يمكن أن تُحدِّد الخواص الفيزيائيّة للمواد. (Anusavice & Phillips, 2003) وقسَّم **الرَّوابط الأوليّة** إلى 3 أنواع مُختلفة:

1- **الرَّوابط الشَّارديّة lonic bonds** : هي الشَّكل النَّاتج من التَّجاذب المُتبادل بين الشّحنات السَّالبة والموجبة، وكمثال على هذه الرَّوابط: التَّجاذب بين ذرَّتي الصّـوديوم(Na) والكلور(Cl) لتشـكيل كلور الصّـوديوم (Na Cl). ومن المواد السّـنيّة التّي تعتمّد على الرَّوابط الشَّـارديّة في تركيبها: الجبس وإسمنت فوسفات الزَّنك المُستعمل كحَشوات قاعديّة.

2- **الرَّوابط التّســـاهُميَّة Covalent bonds:** تتكون في العديد من المُركَّبات الكيميائيَّة بحيث تتشـــارك ذرَّتان متجاورتان في إلكترونين من الإلكترونات التَّكافؤيّة، كمثال على هذه الرَّوابط ذرَّة الهيدروجين حيث تتشارك ذرَّتا هيدروجين لتشكيل جُزيء هيدروجين H_2، ومن المواد السّنيّة التّي تعتمّد على الرَّوابط التَّساهميّة في تركيبها راتنجات الأجهزة السّنيّة.

3- **الرَّوابط المعدنيّة Metallic bonds:** تحدُث بين ذرَّات معدنيّة تؤدي مســـاهمة الإلكترونات الحرَّة من السَّـــحابة الإلكترونيّة المحيطة بها إلى تكوين أيُّونات موجبة مُعطياً لها شـــحنة موجبة وتتلقاه ذرَّة معدنيّة مُجاورة مما يُكســبها شـــحنة ســالبة ويحدث تجاذب بين الشَّـــحنات الموجبة والسَّالبة. (Anusavice& Phillips,2003).

الرَّوابط الثَّانويّة:

على خِلاف الرَّوابط الأوليَّة لا تتشـــارك الرَّوابط الثَّانويّة في الإلكترونات بين الذَّرات، فهي تعتمّد على اختلاف الشُّحنات بين الجزيئات لإنتاج قوى قطبيّة تجذُب الجزيئات. (Anusavice& Phillips, 2003)

أنواع الرَّوابط الثَّانويّة:

- **روابط هيدروجينيّة:** مثال عليها جُزيء الماء حيث ترتبط ذرَّتا هيدروجين بذرّة الأوكســـجين، إنَّ هذه الرَّوابط هي تساهميّة أو تشاركيّة لأن ذرَّات الأوكسجين والهيدروجين تشاركت بالإلكترونات، إنَّ ذرّة الهيدروجين التّي منحت الإلكترون لتشـكيل هذه الرَّابطة اكتســبت شـــحنة موجبة لفقدها الإلكترون وبالعكس فإن الإلكترونيّن المأخوذين من ذرَّتي هيدروجين يُكســبان ذرّة الأوكســـجين

شحنة سالبة، وهكذا ينتُج جُزيء ثنائي القطبيّة، تنشأ بجواره مع الجزيئات الأخرى من الماء روابط هيدروجينيَّة حيث ترتبط ذرَّات الهيدروجين الموجبة في جُزيء مع ذرات الأكسجين السَّالبة في جُزيء آخر، مثال على هذه الرَّوابط: امتصاص الماء بواسطة الرَّاتنجات الأكريليّة السّنيّة.

- **روابط فاندرفالس:** روابط ضعيفة تجمع بين الذّرَّات والجُزيئات مع بعضها البعض. (Anusavice& Phillips, 2003).

كما صُنّف الارتباط إلى:

- ✓ **ارتباط بينيّ Adhesion:** يحدُث بين مادَّتين يكون بينهما تماس دون أن تتجاذب جزيئات المادَّتين المُرتبطتين، مثل التَّجاذب بين جزيئات الماء والصَّفيحة الزّجاجية عندما نضع قطرة ماء بين صفيحتين زجاجيَّتين مستويتين.
- ✓ **ارتباط داخليّ Cohesion:** يحدُث عندما تكون الذَّرَّات من النّوع نفسه حيث يحدث تجاذب بينهما، كالتَّجاذب بين جزيئات الماء نفسها عندما نضع قطرة ماء بين صفيحتين زجاجيَّتين مستويتين. (Phillips, 1991).

لمحة عن ارتباط الأسنان الاصطناعيّة بقواعد الأجهزة المتحرّكة :

غالباً ما تُفضَّل الأسنان الأكريليّة على الأسنان الخزفيّة للارتباط بقواعد الأجهزة المتحرِّكة وذلك لسهولة تنضيدها وتكلفتها المنخفضة وقدرتها على الارتباط الكيميائيّ بقواعد الأجهزة الأكريليّة (Kawano et al, 2002)، ولازالت مشكلة انفصال الأسنان الاصطناعيّة عن قاعدة الجهاز المتحرِّك من أكثر المشاكل شيوعاً وتكراراً ومما يزيد من أهميَّتها تزايد استخدام الغرسات السّنيّة تحت التَّعويضات المتحرِّكة لما لذلك من دور في زيادة القوى المُطبَّقة على تلك التَّعويضات. (Chaves et al, 2009)

ومن أهم النّقاط التّي تؤثر في قوّة ارتباط الأسنان الاصطناعيّة بقواعد الأجهزة المتحرِّكة:

- ❖ المعالجة الكيميائيّة لسطوح ارتباط الأسنان. (Cunningham & Benington,1999)

- طريقة تصليب الأجهزة. (Cunningham & Benington, 1999)
- بقاء شمع على سطح ارتباط الأسنان (Cunningham & Benington, 1996)
- مقدار واتجاه القوى المطبَّقة على الأسنان. (Darbar et al, 1994)
- التَّثبيت الميكانيكيّ على سطوح ارتباط الأسنان. (Cardash et al, 1990)
- نوع قواعد الأجهزة المُستخدمة. (Saavedra et al, 2004)
- نوع الأسنان الاصطناعيّة المُستخدمة. (Moffit et al, 2008)
- إزالة السَّطح اللَّماع. (Salim et al, 1992)
- التَّرميل. (Chung et al, 2008)
- الطَّلي بالمونومير. (Geerts & Jooste, 1993)

ويمكن التَّمييز بين نوعين من فشل الارتباط، الأول يُدعى بالانفصال البينيّ adhesive ويُرمَز له AD ويكون ذلك إذا حدث الانفصال عند سطح الارتباط المُشترك بين السّن ومادّة الجهاز دون أن يبقى أثر لإحدى المادَّتين ضمن المادّة الأخرى والثَّاني يُدعى بالانفصال المُتماسك cohesive ويُرمَز له CO ويكون ذلك إذا حدث الكسر مع بقاء جزء من السّن ضمن مادّة الجهاز أو بقاء جزء من مادّة الجهاز عند سطح ارتباط السّن. (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2023) .

1-6: التَّرميل Sand Blasting:

تُعتبر طريقة سهلة جداً ويمكن تطبيقها على السّطوح ولا تحتاج إلى مهارة خاصّة أو أجهزة غالية الثَّمن (O'Connor et al, 2009) كما أنَّها تزيد من قوّة الارتباط وذلك من خلال إيجاد فَجَوات مجهريّة تدخل فيها المادّة الأخرى وتزيد من مساحة سطح الارتباط (Rosenstiel et al, 2006).

يتمّ من خلال هذه الطَّريقة تسليط تيّار من الهواء المضغوط المُحمَّل بحبيبات رمليّة خاصّة ذات أحجام مُعيَّنة تقدر بالميكرونات على سطح المادّة لإكسابه تضاريس مجهريّة تزيد من تماسكه مع المواد الأخرى (Shillinburg, 1997).

استُخدمت سابقاً بلورات من الزُّجاج للتَّرميل، ولكنَّ الدّراسات أكدَّت أفضليّة استخدام حُبيبات من أوكسيد الألمنيوم (Coelho et al, 1996)، وغالباً ما يستخدم أوكسيد الألمنيوم بحجم (50 – 250) ميكرون، لكنَّ استخدامه بحجم 50 ميكرون أعطى نتائج أفضل من استخدامه بحجم 250 ميكرون (Sarafianou et al, 2008).

1-6-1 أخطاء عملية التَّرميل Sand Blasting:

1) إنَّ تطبيق التَّرميل بشكل عموديّ ومباشر على السَّطح مع رفع الضَّغط بشكل كبير يؤدي إلى إحداث فجوات أو حُفر مجهريّة تدخل فيها ذرات الرَّمل وتستقر في السَّطح المُرمَّل مُسببةً إغلاق هذه الفجوات.
2) يؤدي استخدام حبيبات الرَّمل أكثر من مرة إلى تغيُّر أحجامها وبالتَّالي لا تعطي التَّخشين المطلوب والنّظامي. (Sarafianou et al, 2008).

1-7: إجهاد القصّ Shear Bond Stress:

عند تطبيق قوّة خارجيّة على مادّة مُعيّنة، فإنَّ هذه المادّة ستُقاوم هذه القوّة الخارجيّة، وتنتشر تلك القوّة على كامل مساحة المادّة، ويُدعى ناتج القوّة المُطبَّقة على واحدة المساحة بالإجهاد Stress، ويقسَّم الإجهاد إلى: إجهاد الضَّغط Stress Compressive، وإجهاد الشَّد Tensile وإجهاد القصّ Shear Stress (Sayes & Al-bouny,2011).

تمّيل المادّة الخاضعة إلى قوّة القصّ إلى مقاومة حركة اللَّي sliding، أو مقاومة حركة الفتل twisting، لمقاومة انزلاق جزء من المادّة على الجزء الآخر، وعلى سبيل المثال: عند تطبيق القوّة على ميناء سطح السّن بوساطة أداة ذات نهاية حد سكين sharp-edged instrument موازية للسَّطح البينيّ بين الميناء والحاصِرة التَّقويميَّة orthodontic bracket، فإنَّ الحاصِرة سوف تنفصل عن سطح الميناء بسبب فشل مقاومة المادّة اللَّاصقة لإجهاد القصّ، ويتمّ حساب إجهاد القصّ بتقسيم القوّة المُطبقة إلى مساحة المنطقة البينيّة. (Anusavice et al, 2013) وذلك من خلال المعادلة:

$$R\ (\text{Resistance}) = \frac{F\ (\text{Force})}{A\ (\text{Area})}$$

R= مقاومة القصّ (ميغا باسكال MPa). F= القوّة المُطبَّقة حتى انفصال العينة (نيوتن N).

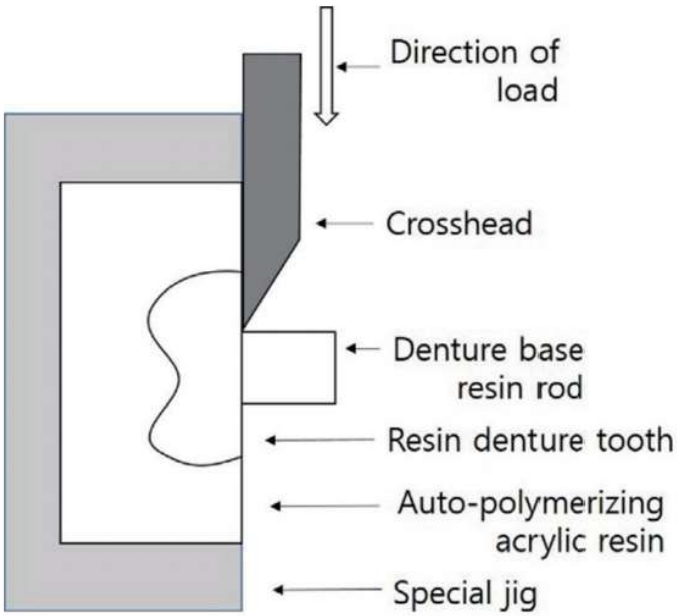
A= مساحة منطقة الارتباط (مم^2) (mm^2) (Dal Piva et al, 2018).

1-8: طرق اختبار مقاومة الارتباط Bond Strength Test Methods:

يُعدُّ اختبار الارتباط سهل القياس نسبيّاً، ويمكن أن يُنجز باستعمال معدَّات رخيصة نسبيّاً، لكن هناك بعض النّقاط المُهمَّة التّي يجب أخذها بالحُسبان عند استعمال اختبار الارتباط في اختيار المادّة سريريّاً:

1. الإجهادات داخل المنطقة البينيَّة interface ليســـت موزَّعة توزيعاً موحداً: إنَّ قيمة الارتباط المُقدَّرة بالـميغا باسكال (MPa) التّي تعبِّر عنها قيمة الإجهاد الوسطي، عبر تقسيم حمولة الفشل مُقدَّرة بالنّيوتن (N) إلى مساحة المنطقة التّي تمّ ربطها مُقدَّرة بالميلليمتر مربَّع (mm^2).
2. حدوث فشـل مختلط بشـكل عالٍ: تخلق الجهود الإطباقيّة على السّـن تركيزاً Concentration لإجهاد الشَّـد الذّي يسـبب حدوث تصـدُّع Crack، وهذا يمنع التَّقدير الدَّقيق لقوّة السَّـطح البينيّ. (Sakaguchi et al, 2019)

3. لا يمكن مقارنة نتائج الدّراسات المُختلفة: تأخذ قيمة الارتباط في مادّة معيّنة عدّة أسس بسبب اختلاف المواد التّي تمّ ربطها، واختلاف طرائق تحضير العيّنة specimen preparation، وظروف التّخزين storage conditions، وطريقة تطبيق الحمولة loading method، علماً أنَّ هناك معايير قياسيّة قليلة بين الدّراسات المخبريَّة؛ لذلك يجب مقارنة المعلومات بحذر.
4. تفتقد اختبارات قيمة الارتباط إلى الأهميّة السّريريّة المحدودة: لا يمكن لاختبارات قيمة الارتباط تحديد القيمة الدُّنيا اللّازمة لأداء سريريّ جيّد، حيث هناك عدّة طرائق لاختبار قيمة الارتباط إمّا تبعاً لأبعاد المنطقة التّي تمّ ربطها: اختبارات الرَّبط الكبيرة Macro shear Bond Strength Tests (4−28 ملم^2)، واختبارات الرَّبط الصّغيرة Micro shear Bond Strength Tests (1 ملم^2 تقريباً)، أو تبعاً لتطبيق الحمولة: إمّا بالشَّد tension أو القصّ shear. (Sakaguchi et al,2019) الشَّكل (2)



الشَّكل رقم (2): رسم تخطيطيّ لاختبار مقاومة القصّ، تمّ تطبيق التَّحميل مباشرة على سطح الارتباط (Han et al, 2020)

1-8: الدّراسات السَّابقة:

1-8-1: الدّراسات السَّابقة المتعلقة بالارتباط بين الأسنان وقواعد الأجهزة وطرائق تحسين هذا الارتباط:

1- قام Takahashi وزملاؤه عام 2000 بمقارنة قوّة ارتباط نوعين من الأسنان الأولى تقليديّة والثَّانية ذات ترابط تصالبيّ مع ثلاثة أنواع من قواعد الأجهزة وهي الرَّاتنج المُصلَّب حراريّاً، والرَّاتنج المصلَّب بالميكروويف، والرَّاتنج كيميائيّ التَّصلُّب. كما تمّ تقسيم الأسنان إلى ثلاث مجموعات الأولى بدون تعديل والثَّانية تحوي فجوات والثَّالثة مُعالجة بمادّة مُذيبة، ثُمَّ تمّ تطبيق القوّة الضَّاغطة على السَّطح الحنكي لكل سن حتى حدوث الكسر، فكانت النَّتيجة أنَّ الأسنان التَّقليديّة تملك قوّة ارتباط أعلى من الأسنان ذات التَّرابط التَّصالبيّ، كما تفوّق الرَّاتنج المُصلّب حراريّاً بقوّة ارتباطه على الرَّاتنج الميكروي، ويأتي في المرتبة الأخيرة الرَّاتنج كيميائيّ التَّصلُّب. ومن جهة أخرى، فإن تطبيق المادّة المُذيبة أدَّى إلى تحسُّن هام في قوّة الارتباط مقارنة مع استخدام الفجوات. (Takahashi et al, 2000)

2- وفي عام 2002 قام Schneider وزملاؤه بمقارنة قوّة ارتباط أربعة أصناف من الأسنان الأكريليّة مع الأكريل المُصلَّب بالحرارة والأكريل المُصلَّب بالميكروويف، حيث تمّ الاختبار لحين حدوث الكسر فكانت النَّتيجة أنَّ القوّة التّي حصل عندها الكسر (5.3 إلى 21.6 MPa) عند استخدام الميكروويف، في حين كانت القوّة (11.2 إلى 39.1 MPa) بطريقة التَّصليب بالحرارة، وتوصَّل Schneider إلى أنَّ نوع المادّة التّي تُصنع منها قاعدة الجهاز بالإضافة إلى نوع الأسنان المُستخدمة يمكن أن يؤثّر على قوّة الرَّبط بين الأسنان والقاعدة. (Schneider et al,2002)

3- قارن منذر وآخرون (2002) بين عدة طرائق لزيادة تثبيت الأسنان الأكريليّة على الأجهزة المتحرِّكة، حيث قسمت العيّنة لأربع مجموعات (تشكيل ميازيب مُثبتة أنسية وحشية داخل سطوح ارتباط الأسنان الأكريليّة، سحل أو تخشين السّطوح، طلي سطوح الارتباط غير المعدَّلة بمحلول المونومير والبوليمير،

إضـافة مادّة مُذيبة أو مُحلَّة للمواد الدَّسمة إلى الماء المستعمل لتنظيف بقايا الشَّمع) وبعد تطبيق اختبار مقاومة القصّ واختبار مقاومة الشَّد تبيَّن ما يلي: إنَّ التَّعديل الميكانيكيّ لسطوح ارتباط الأسنان الأكريليّة لا يُحسِّـن بالضَّـرورة قوّة ارتباطها بقاعدة الجهاز، وإنَّ طلي سـطوح ارتباط الأسـنان الأكريليّة الخلفيّة بمحلول البوليمير والمونومير قبل 10 دقائق من دك أكريل قاعدة الجهاز إلى جانب وجود المادّة المُزيلة لبقايا الشَّـمع يُعزز قوّة ارتباطها بقاعدتها، وأنَّ إزالة كل ملوِّثات سـطح الارتباط على اختلافها أكثر أهمية من التَّحضير الميكانيكي لسطح ارتباط الأسنان الأكريليّة (Monther & Wazir, 2002)

4- أمَّا دراسة Zuckerman وزملاؤه عام 2003 فكان الهدف منها معرفة أثر إجراء تحضير ميكانيكي على سطح ارتباط السّن بقاعدة الجهاز المتحرِّك على قوّة الارتباط، حيث استخدم مجموعتين من الأسنان الأولى تمّ تعديلها بعمل تثبيت ميكانيكيّ على سـطح الارتباط، فيما لم يُجرَ أي تعديل على أسـنان المجموعة الثَّانية، بعد ذلك أُجري الاختبار وطبِّقت القوّة حتى حدوث الكسـر، أظهرت النَّتائج أنَّ قوّة الارتباط كانت أعلى في المجموعة التّي أُجري عليها التَّعديل من المجموعة الأخرى وأنَّ الكسـر في المجموعة الأولى كان يحصل على السّن نفسه دون أن ينفصل عن قاعدة الجهاز (Zuckerman,2003).

5- أما دراسـة Saavedra وزملاؤه عام 2007 فقد كانت حول قوّة ارتباط الأسـنان الأكريليّة بقاعدة الجهاز، حيث تضـمَّنت التَّعديلات على سـطوح الارتباط إجراء السَّـحل على سـطح الارتباط أو عمل ميازيب مُثبِّتة أو تطبيق المونومير أو تطبيق مادّة مُذيبة، وتمّ الاختبار لحين حدوث الكسر فكانت النَّتيجة أنَّ الأسـنان التّي تحوي على أخاديد مُثبِّتة هي التّي تملك أعلى قيمة لقوّة الارتباط، بينما المجموعة التّي طبِّقَ فيها المونومير كانت قوّة الارتباط فيها ضعيفة. (Saavedra et al, 2007)

6- قارن بعيون بين تأثير ثلاث تعديلات مُختلفة على سـطح الخزف على قوّة الارتباط بين الأسـنان الخزفيّة وقواعد الأجهزة الأكريليّة حراريّة التَّماثر، اسـتُعمل في هذا البحث أربع وسـتون عينة قُسِّـمت إلى مجموعتين رئيسـيَّتين حيث طبِّق على المجموعة الأولى اختبار القصّ، وأُجري على المجموعة الثَّانية

اختبار الشَّد وقُسِّمت العيّنات في كل مجموعة إلى أربع مجموعات (شاهدة بدون تعديلات، سحل بسنبلة ماسية مع تطبيق السِّيلان لمدّة دقيقتين، تخريش بواسطة حمض فلور الماء 9.5% لمدّة 4 دقائق ثُمَّ غسل بالماء لمدّة دقيقتين ثُمَّ جفف ثُمَّ طبِّق السّيلان لمدّة دقيقتين، سحل مع تخريش مع سيلان) ثُمَّ أُجري كلا الاختبارين على آلة الشَّد العموميّة (INSTRON) وبسرعة تحميل 1ملم/د، واستنتج بعيون أنَّ التَّعديلات الثَّلاث ساهمت بزيادة قوّة الارتباط بين الأسنان الخزفيّة وقواعد الأجهزة وأفضلها كانت المجموعة الرَّابعة.(بعيون، 2009)

7- حدد شنّاق الشَّكل الأفضل في تحضير الأسنان الأكريليّة للحصول على أفضل ارتباط لها بقواعد الأجهزة المتحرِّكة المرنة ومقارنة قوّة ارتباطها بقوّة ارتباط الأسنان الأكريليّة بقواعد الأجهزة التَّقليديّة، شملت الدّراسة خمس مجموعات متساوية (سن أكريليّ مع القاعدة) بحيث كانت هناك أربع مجموعات لدراسة ارتباط الأسنان الأكريليّة بمادّة Flexite وكانت المجموعات على النَّحو التَّالي (حفرة مُثبّتة، حفرة مُثبّتة مع نفق أنسي وحشي، حفرة مُثبّتة مع نفق أنسي وحشي ونفق من الحفرة المُثبّتة للحفرة المُثبّتة، حفرة مُثبّتة مع نفق أنسي وحشي مع ميزاب من الأنسي للوحشي مروراً بالسَّطح الحنكي) أما المجموعة الخامسة فهي شاهدة لم يُنجز عليها أي تعديل استُخدمت للارتباط بالأكريل حراريّ التَّماثر، ثُمَّ أُجري اختبار القصّ باستخدام آلة الاختبارات العموميّة (Universal Testing Machine) حتى حدوث الفشل، وتمّ تسجيل القوّة التّي حصل عندها الفشل، كما تمّ تسجيل نمط الفشل الحاصل فكانت النَّتائج بأنَّ أفضل طريقة لتحضير الأسنان الأكريليّة المُعدَّة للارتباط بقواعد الأجهزة المرنة هي كما في المجموعة الثَّالثة مع مراعاة ألا يُضعف التَّثبيت المُنجز على الأسنان من متانتها، وأنَّ قوّة ارتباط الأسنان الأكريليّة بقواعد الأجهزة المتحرِّكة المرنة مهما كانت طريقة التَّثبيت تبقى أقل بكثير من قوّة ارتباطها بالأجهزة التَّقليديّة الأكريليّة. (شنّاق، 2010)

8- قارن المحمد بين الأسنان الأكريليّة التَّقليديّة وأسنان الرَّاتنج المُركَّب من حيث القساوة الميكروية وقوّة الارتباط إلى قاعدة الارتباط إلى قاعدة الجهاز، تألَّف البحث من 60 عينة تمّ تقسيمها إلى ثلاث مجموعات (الأولى لاختبار القساوة الميكرويّة والثَّانية لاختبار القصّ والثَّالثة لاختبار الشَّد)، وتمّ تقسيم المجموعات لجزأين (الأول أرحاء أكريليّة تقليديّة والثَّاني أرحاء من الرَّاتنج المُركَّب) وكانت القواعد مؤلفة من متوازي مستطيلات. وأُجريت الاختبارات وتمّ تحليل النَّتائج إحصائيّاً، فاستنتج المحمد أنَّ أسنان الرَّاتنج المُركَّب أفضل من الأسنان الأكريليّة التَّقليديّة في القساوة الميكرويّة وتشابهها في قوّة الارتباط (المحمد، 2010).

9- حدد Robison وزملاؤه العوامل التّي تحدد نقاط الفشل لمجموعات من تصاميم الأسنان المُختلفة وراتنجات قاعدة التَّعويض المصبوبة بالضَّغط أو الحقن، تمّ اختبار ثلاثة أشكال تجاريّة للثَّنايا العلوية (Nanohybrid Composite, NHC) و(IPN, Dentsply) و(MRP, Vita)، تمّ ترميل الأسنان هوائيّاً لمدّة 15 ثانية بذرَّات أوكسيد الألمنيوم 50 ميكرون بضغط 6 بار، ولم يتمّ تطبيق أي مُبدِئ أو مادّة رابطة على سطح الارتباط للأسنان، شُكِّلت قوالب مطاطيّة لصنع القواعد فكانت على شكل أسطوانة (قطرها 25 ملم، وارتفاعها 10 ملم)، ورُبطَت الأسنان مع الرَّاتنج المُقولَب بالضَّغط أو الرَّاتنج المحقون بالطَّريقة التَّقليديّة (البوتقة)، وثُبِّتَت الأسنان بزاوية 45 درجة عند الحافَّة القاطعة وقِيست بجهاز الاختبارات القياسيّ بسرعة 0.5 ملم بالدَّقيقة، كما تمّ تصنيف نمط الكسر المُلاحَظ على أنَّه فشل تماسك أو فشل التصاق أو مختلط، واستنتج Robison أنَّه كان فشل تماسك في الغالب، وأنَّ جميع المجموعات فشِلت عند استخدام الرَّاتنج المحقون بأحمال عالية مقارنة مع طريقة الرَّاتنج بالضَّغط التَّقليديّة. (Robison et al, 2016)

10- درس Prpić وزملاؤه قوى القصّ للعديد من راتنجات قواعد الأجهزة (أكريل ذاتيّ التَّماثر، أكريل حراريّ التَّماثر، أكريل مخروط CAD/CAM) مع أنواع مُختلفة من الأسنان الجاهزة المُصنَّعة مُسبقاً (Acrylic, Nanohybrid Composite, CAD/CAM Milled) عبر تقسيمها لعشر مجموعات، غُطِّست الأسنان الجاهزة بالأكريل البارد لصنع قواعد اسطوانيّة الشَّكل (قطرها 25 ملم، ارتفاعها

2.5 ملم) وكان شكل قاعدة التَّعويض اسطوانيّاً أيضاً (قطره 5 ملم، ارتفاعه 2.5 ملم) وتمّ الإلصاق بمادّة مناسبة (IVO Base CAD Bond) إما باستخدام البلمرة ذاتيّاً أو حراريّاً، وتمّ غمر كل العيّنات بماء مُقطّر بحرارة 37 درجة مئويّة لمدّة 48 ساعة قبل البدء بالاختبارات وتمّ تحديد اختبار مقاومة القصّ بسرعة 1 ملم/بالدقيقة من خلال آلة الاختبار القياسيّة، وأظهرت التَّحاليل الإحصائيّة فروقات بين المجموعات المدروسة، القيمة الأقل كانت مع الرَّاتنج الأكريليّ ذاتيّ التَّماثر وكانت النَّتائج متشابهة بين الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر والرَّاتنج الأكريليّ المُصمّم والمخروط بالـ CAD/CAM. (Prpić et al[2], 2020)

11- بحث Han وزملاؤه في قوى القصّ بين الأسنان المصنوعة من الرَّاتنج بتركيبات مُختلفة وراتنجات قاعدة الجهاز بما في ذلك المواد التَّقليديّة والمواد المستخدمة في الـ CAD/CAM باستخدام قضبان اسطوانيّة (قطرها 6 ملم، وارتفاعها 8 ملم) مُحضَّرة من أقراص راتنج أكريليّ زهريّ لقواعد الأجهزة CAD/CAM مُبلمر مُسبقاً، وتمّ ربطها مع السَّطح القاعديّ لأسنان راتنجيّة من ثلاث شركات مُختلفة باستخدام الاسمنت الرَّاتنجيّ (Super Bond C&B Sun Medical)، طُليت العيّنات لمدّة 30 ثانية بمادّة رابطة Super Bond Monomer قبل تطبيق الاسمنت الرَّاتنجيّ، غُطِست الأسنان الجاهزة جميعها كل سن على حدى بأكريل بارد لتشكل أسطوانة (قطرها 30 ملم، وارتفاعها 20 ملم)، فكانت المجموعة الشَّاهدة من قواعد أكريليّة تقليديّة حراريّة التَّماثر مع أسنان جاهزة، تمّ ربطهما باستخدام طريقة البوتقة والضَّغط التَّقليديّة وغُمرت العيّنات جميعها بالماء المُقطّر بحرارة 37 درجة مئويّة لمدّة 24 ساعة حسب توصيات الـ ISO / TS 11405، وطبِّقت قوى القصّ بسرعة 0.5 ملم بالدّقيقة حتى حدوث الفشل، وكانت النَّتائج بأنَّ قوى الارتباط بين مجموعة قواعد الـ PMMA الحراريّ متشابهة مع قواعد الـ CAD/CAM. (Han et al, 2020)

12- بحثت Joanna Taczała وزملاؤها في بولندا باختيار الطَّريقة المُثلى لإعداد أسطح الأسنان الاصطناعيّة لتحسين التَّرابط مع قواعد الأجهزة، إما من خلال مسحها بكاشف كيميائيّ أو بتوسيع السَّطح عبر حفر ميازيب لزيادة عمر الاستخدام السّريريّ للتعويض، واستُخدم تحليل القِيَم العدديّة لاختيار الشَّكل

والقياس الأنسب للميازيب بأبعاد مُختلفة، تمّ الحصول على 24 نموذج وحُلِّلَت من حيث موقعها الزَّاوي وقوّة التَّحميل باستخدام تحليل العناصر المنتهية (FEM) على الهندسة ثلاثيّة الأبعاد من جسمين من البوليمير، وطبِّقت قوى القصّ بسرعة 2 ملم بالدَّقيقة وكانت النَّتيجة أنَّ أصغر الإجهادات بالعّينة ذات الميازيب متساوية الأبعاد والمُتعامدة.(Taczała et al, 2021)

13- أجرى Helal وزملاؤه هذه الدّراسة المخبريّة لمعرفة تأثير معالجات السَّطح على الـ (SBS) وهي (Shear Bond Strength) لنوعين من الأسنان الأكريليّة الجاهزة (Acrylic, Composite) تألَّفت من 80 عيّنة، تمّ تقطيع الأسنان لشرائح (2X5X5 ملم) ونوعين من قواعد الأجهزة (Heat-Polymerised PMMA, CAD/CAM PMMA) عددها أيضاً 80 قاعدة على شكل أسطوانة (قطرها 10 ملم ،ارتفاعها 2 ملم)، قُسِّمت لأربع مجموعات (شاهدة، ترميل هوائي، تخشين بسنبلة ماسيّة، DCM ((Di Chloro Methane)) مُحل عضويّ دي كلور ميتان)، وأُجري اختبار قوى القصّ عند منطقة الاتصال بسرعة 0.5 ملم بالدَّقيقة حتى حدوث الفشل، وكانت النَّتائج بأنَّ كلاً من التَّرميل الهوائيّ وDCM زادا من قوّة الارتباط مع قواعد الأكريل حراريّ التَّماثر، وأنَّ كل معالجات السّطوح لم تُظهِر أي فروق ذات دلالة إحصائيّاً مع قواعد الـ CAD/CAM. (Helal et al, 2021)

14- درس Klaiber وزملاؤه دمج الأسنان الجاهزة بالقواعد الأكريليّة المخروطة بالـ CAD/CAM وتمّ تقديم نصائح حول الطَّريقة التّي قد تعزز قوى الارتباط، تألفت العيّنات من 120 عينة قُسّمت لمجموعتين كل منها 60 عينة: A أسنان جاهزة مع قاعدة راتنج أكريليّ حراريّ و B أسنان جاهزة مع PMMA CAD/CAM] فكانت القواعد على شكل أسطوانة (قطرها 25 ملم، وارتفاعها 20 ملم)، قُسِّمت كل منها لـ 5 مجموعات فرعيّة (بدون معالجة،MMA (Methyl Meta-Acrylate)) وهو سائل الأكريل الذّي طبِّقَ لمدّة 30 ثانية، ترميل هوائي، بلازما الأوكسجين، بلازما النّتروجين)، وثمّ أُجريَت دورات حراريّة 5000 مرة بين حرارة 5 و55 درجة مئويّة لمحاكاة ظروف البيئة الفمويّة من تدفق السَّوائل واختلاف درجات

الحرارة، وتمّ تطبيق اختبار مقاومة القصّ بسـرعة 1 ملم بالدّقيقة بزاوية 45 درجة وتمّت دراسـة نمط الفشل، واقترح Klaiber تطبيق المونومير كأكثر طرق معالجة السَّطح فعاليّة.(Klaiber et al, 2021) 15- قام Takakusaki وآخرون بتقييم تأثير تصاميم ميازيب التَّثبيت في الأسنان الاصطناعيّة الجاهزة على مقاومة فشل الاتصال مع راتنج القاعدة من الرَّاتنج حراريّ التَّماثر، كانت المجموعات على النَّحو التَّالي (بدون ميازيب، نفق عمودي، نفق أفقي، نفقين متصالبيّن)، تمّ غمر العيّنات بالماء بدرجة حرارة الغرفة 37 درجة مئويّة لمدّة أسبوع، ثُمَّ تمّ تطبيق اختبار قوى القصّ حتى حدوث فشل الاتصال بسرعة 2 ملم بالدّقيقة، أظهرت المجموعة الشَّاهدة أعلى مقاومة للفشل تليها نمط النَّفق المُتصالب، وأكدَّت هذه الدّراسة أنَّ ميازيب التَّثبيت المُتصالبة في باطن الأسنان الاصطناعيّة فعّالة في تحسين الارتباط مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر. (Takakusaki et al, 2022)

1-8-2: الدّراسات السَّابقة المُتعلّقة بخواص الـــ PMMA المنحوت وفق نظام الـ CAD/CAM الفيزيائيّة والكيميائيّة:

1- قارن د. شلَّار عام 2022 بين الرَّاتنج الأكريليّ التَّقليديّ والرَّاتنج المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM بهدف دراسة الخواص الميكانيكيّة (صدم، قساوة، صلابة الكسر) لكلتا المادَّتين، فوجد أنَّ الرَّاتنج المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM أفضل من الرَّاتنج الأكريليّ التَّقليديّ في خاصيّة صلابة الانكسار والصَّدم، وتحسَّنت قِيَم القساوة لصالح الرَّاتنج المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM إلا أنَّه لم يكن هناك فرق ذو دلالة إحصائيّة بينهما. (شلار،2022)

2- درس د. علّوش التَّغيّر اللَّونيّ للأسنان الأكريليّة المنحوتة وفق نظام الـ CAD/CAM بعد غمرها بثلاث محاليل القهوة والشَّاي والكولا لمدّة (يوم، أسبوع، شهر)، كما درس مقاومة اهتراء هذه الأسنان مما ينعكس على الكفاءة الوظيفيّة للجهاز والحفاظ على البعد العموديّ للمريض، وبالتَّالي راحة أكبر لديه؛

أظهرت الأسنان الأكريليّة المنحوتة وفق نظام الـ CAD/CAM تغيّراً لونيّاً أقل من الأسنان الجاهزة، وذلك بعد فترة شهر من الغمر وبفرق دالّ إحصائيّاً، ودرجة اهتراء أقل مع عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائيّة بالمقارنة مع الأسنان الجاهزة. (علوش،2024)

3- وخلَصت دراسة أجرتها الدكتورة هبة الحلو إلى أنَّ مقدار امتصاص الماء للرَّاتنج الأكريليّ المُصنَّع بتقنيّة الـ CAD/CAM أقل من مقدار الامتصاص للرَّاتنج الأكريليّ التَّقليديّ حراريّ التَّماثر، وكما وجدت عدم وجود اختلاف هام في مقدار الانحلاليّة لكلا النّوعين، وأَوصَت باستخدام الرَّاتنج الأكريليّ مُسبق التَّماثر المُصنَّع بتقنيّة الـ CAD/CAM في التَّعويضات المُختلفة لتفوُّق خواصه على الرَّاتنج التَّقليديّ، وهذا أيضاً يدعم استخدام أسنان الـ CAD/CAM كنوع جديد (الحلو،2020).

- ولدى مراجعة هذه الدّراسات السَّابقة، لوحِظ عدم تطرُّقها لأسنان حديثة الانتشار وهي الأسنان الرَّاتنجيّة المُصنَّعة بتقنيّة الـ CAD/CAM، كما أنّه **لا يوجد أيّ بحث سابق محليّاً وعالميّاً** درسَ فكرة ارتباط الأسنان المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM وقواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً، وبعد دراسة زملائنا في قسم تعويضات الأسنان المُتحرِّكة د. شلّار و د. علّوش وبعد النَّتائج المُشجِّعة والإيجابيّة في أبحاثهم التّي فسَّرت السّلوك الميكانيكيّ والاهتراء والتَّلون ومقدار الامتصاص للماء المُنخفض لهذا النّوع من الأسنان، مما استَوجب إجراء دراسة مخبريَّة لارتباط الأسنان المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM وقواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً ودراسة تأثير طرائق تحضير سطوح الأسنان المُختلفة لتحسين هذا الارتباط.

الباب الثَّاني

مناهج البحث وأدواته

Research Methodology and Materials

1.2 مناهج البحث Research Methodology :

1.1.2 تصميم الدّراسة:

دراسة مخبريّة مُقارنة مضبوطة تجريبيّة Experimental Controlled in-vitro Study جرى من خلالها قياس مقاومة القصّ Shear Bond Strength بين أسنان الرَّاتنج الأكريليّ Acrylic Teeth المُصمَّمة والمُصنَّعة بتقنيّة الـ CAD/CAM والأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر Heat-Cured Resin، وتمّ إجراء معالجة سطوح الأسنان (A: بدون إجراء أي تعديل، B: معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر MMA، C: التَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون، D: حفر ميازيب مُتعامدة)، جرى العمل في مخابر التَّعويضات المتحرِّكة في كليّة طبِّ الأسنان في جامعة دمشق، مع قياس مقاومة القصّ باستخدام جهاز الاختبارات الميكانيكيّة لقياس قوّة الارتباط الموجود في كليّة الهندسة الميكانيكيّة والكهربائيّة. (TesT114,Gmbh,TestWinner ,German)

2.2 مواد البحث Materials:

1) طقم تنضيد أسنان من شركة (YAMAHACHI DENTAL, Naperce, JAPAN)، الشَّكل (3).
2) مادّة الرَّاتنج الأكريليّ المنحوت بتقنيّة الـ CAD/CAM، الشَّكل (4) (PMMA Disk, Marco Dental, PRC)، واستُخدم قرص بثخانة (12) مم عند إجراء هذا البحث.
3) جهاز حاسوب وما يرافقه من برمجيَّات حاسوبيّة لتصميم أسنان الـ CAD/CAM على برنامج التَّصميم Exocad إصدار (Dental CAD, 3.1 Rijeka, 8200, Germany)، الشَّكل (5).
4) مِقياس ثخانة (مِسمَاك) أو (بياكوليس)، (Mitutoyo, Japan)، الشَّكل (6).

5) راتنج أكريليّ حراريّ التَّماثر PMMA من (Vertex-Dental B.V., The Netherlands) مؤلَّف من (مسحوق وسائل) المُستخدم في صنع قواعد الأجهزة المتحرِّكة، الشَّكل (7).

6) سائل الرَّاتنج ذاتيّ التَّماثر من (Vertex-Dental B.V., The Netherlands)، الشَّكل (8).

7) قوالب من السّتانلس ستيل مُفرَّغة من الدَّاخل لصُنع عيّنات القواعد.

8) جبس حجري أبيض .Bego stone, Bego, Germany.

9) أدوات ومواد تصليب الأكريل حراريّ التَّماثر.

10) شـمع صـف أحمر BMS Dental modelling wax, Buonarroti, CAPANNOLI (PISA)ITALY، الشَّكل (9).

11) سنبلة تنغستين كارباید شاقَّة 0.5 ملم لإجراء التَّخشين الميكانيكيّ لسطح الارتباط، الشَّكل (10).

12) سنبلة تنغستين كارباید لهب شمعة، لإجراء عملية تشذيب الأسنان الجاهزة، الشَّكل (11).

13) سنبلة تنغستين كارباید اسطوانيّة، لإجراء عملية تشذيب الأسنان الجاهزة، الشَّكل (12).

14) اسباتول لمزج الأكريل.

15) فازلين للعزل، صناعة سورية، الشَّكل رقم (13).

16) مادّة عازلة (سيليكات، لعزل جبس البواتق قبل دك الأكريل ,lvoclar Vivadent).

17) مادّة الغمر: الماء المُقطّر المتوافِر تجاريّاً من شركة المصري للتّجارة، سورية، الشَّكل (14).

18) فراشي بوند، لتطبيق سائل المونومير على سطح ارتباط الأسنان

(TPC Advanced Technology, LAWSON, USA)، الشَّكل رقم (15).

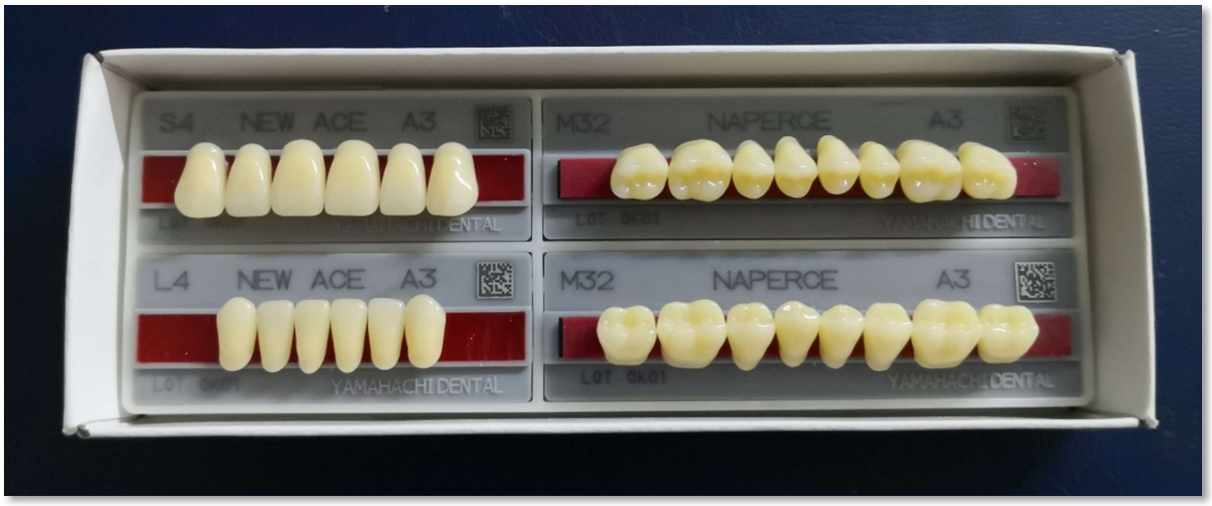
19) فرشاة رسم ناعمة، لتطبيق السّيليكات.

20) محلول مُنظِّف منزلي لتنظيف سطح جبس البوتقة وسطح ارتباط الأسنان من آثار الشَّمع المُتبقيّة بعد حلّه بالماء واستخدام فرشاة خاصّة للتَّنظيف كما هو متَّبع في المخابر السّنيّة.

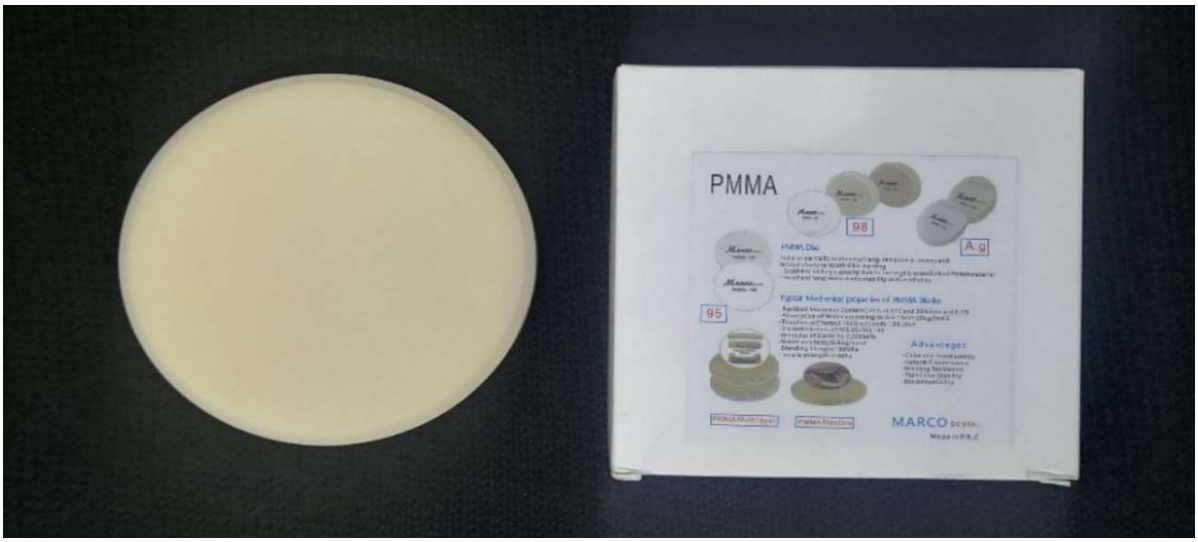
21) أدوات إنهاء الأكريل التَّقليديّة.

22) وعاء لغمر العيّنات بالماء المُقطَّر.

23) حبيبات أوكســـيد الألمنيوم قياس (50) ميكرون (Renfert, Germany) اســـتُخدِمت لإجراء التَّرميل.



الشَّكل (3) الأسنان الجاهزة المُستخدمة في البحث.



الشَّكل (4) قرص الـ CAD/CAM PMMA المُستخدم من شركة MARCO DENTAL.



الشَّكل (5) واجهة برنامج Exocad.



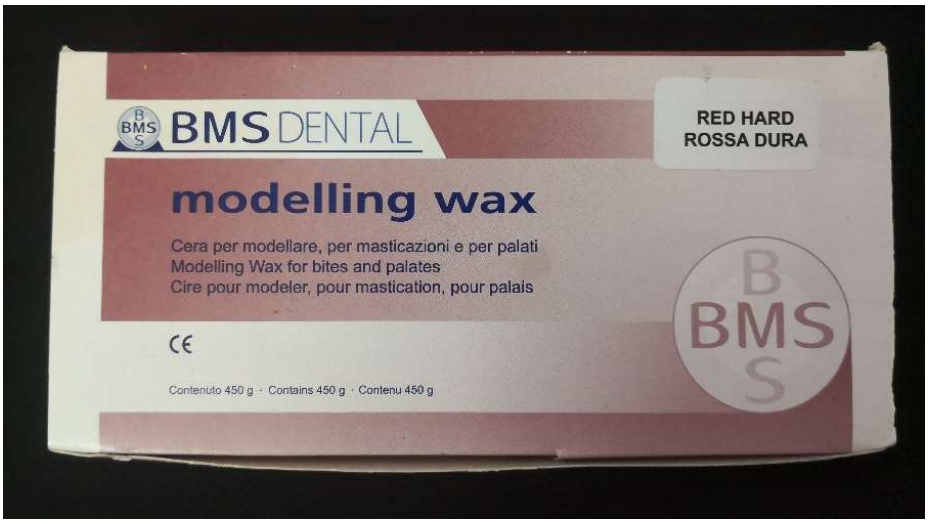
الشَّكل (6) بياكوليس



الشَّكل (7) أكريل Vertex الحراريّ



الشَّكل (8) سائل أكريل Vertex البارد



الشَّكل (9) شمع الصَّف الأحمر



الشَّكل (10) سنبلة تنغستن كارباید شاقة 0.5 ملم



الشَّكل (11) سنبلة تنغستن كارباید لهب شمعة



الشَّكل (12) سنبلة تنغستن كارباید اسطوانيّة



الشَّكل (13) فازلين



الشَّكل (14) ماء مُقطَّر



الشَّكل (15) فراشي بوند

2.2 الأجهزة المُستعملة:

1. جهاز النَّحت: مخرطة ضمن نظام الـ CAD/CAM من شركة MAX، (MAX, DS200-5Z, Computer and Robotics Aided Manufacturing, China)، تعمل بخمس محاور للحفر (5 axis)، الشَّكل (16).
2. جهاز ميكروموتور(Strong 204 من شركة SAESHIN Precision) كوريّ الصّنع، الشَّكل (17).
3. جهاز ترميل (مَرملة) (Droubi, Syria)، الشَّكل (18).
4. بواتق معدنيّة نحاسيّة تقليديّة لدك الأكريل وتصليبه بالطَّريقة التَّقليديّة، الشَّكل (19).
5. الهزاز الآلي لطرد الفقاعات الهوائيّة من الجبس، (AL-Ghabra, GK Dental, Syria)، جامعة دمشق، كليّة طبِّ الأسنان، مخبر الجبس الخاص بطبِّ الأسنان الرَّقميّ، الشَّكل (20).
6. وحدة تصليب الأجهزة التَّعويضيّة الأكريليّة (Hanau Curing Unit, USA) الموجودة في كليّة طبِّ الأسنان، جامعة دمشق، قسم تعويضات الأسنان المتحرِّكة، الشَّكل (21).
7. حاضِنة (Memmert, Germany) لحفظ العيّنات، وهي موجودة في جامعة دمشق، كليّة طبِّ الأسنان، قسم علوم الحياة، الشَّكل (22).
8. آلة الاختبار الخاصّة بمقاومة القصّ: جهاز الاختبارات الميكانيكيّة الموجود في كليّة الهندسة الميكانيكيّة والكهربائيّة (TesT114,Gmbh,TestWinner,Germany)، الشَّكل (23).
9. النَّظّارة المُكبِّرة السّنيّة (Zumax Medical Co., Ltd, Germany)، الشَّكل (24(a,b)).
10. مسطرة ميلليمتريّة مُدرَّجة، صناعة وطنيّة، لقياس مساحة نمط الفشل، الشَّكل (25).



الشَّكل (16) مخرطة نظام الـ CAD/CAM.



الشَّكل (17) جهاز الميكروموتور



الشَّكل (18) مرملة



الشَّكل (19) بوتقة نحاسيّة



الشَّكل (20) جهاز طارد للفقاعات أثناء صبّ الجبس



الشَّكل (21) جهاز التَّصليب الحراريّ Hanau.



الشَّكل (22) حاضِنة



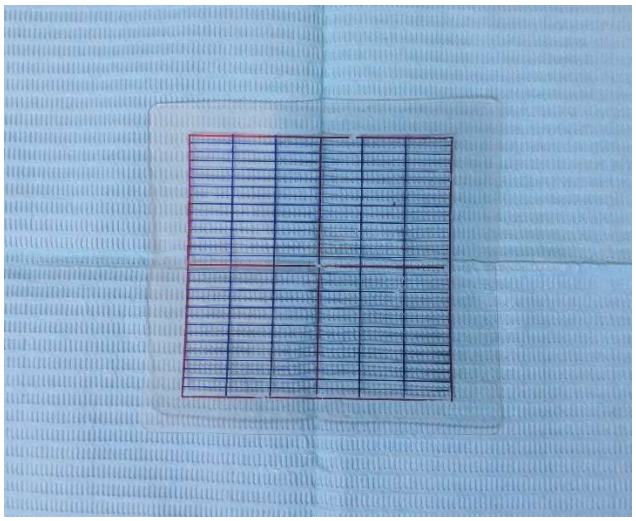
الشَّكل (23) آلة الاختبار الخاصّة بمقاومة القصّ



الشَّكل (24,a) النَّظارة المُكبِّرة السّنيّة



الشَّكل (24,b) النَّظارة المُكبِّرة السّنيّة



الشَّكل (25) مسطرة ميلليمتريّة مُدرَّجة

3.2 وصف العيّنات:

تألَّف العدد الكليّ للعيّنة من 40 سن على شكل متوازي مستطيلات (6x8x10 ملم) قُسِّمت لخمس مجموعات:

a. **المجموعة الأولى (الشّاهدة):** ثماني أسنان جاهزة (أرحاء) شُذِّبت بسنابل الكرباید على الميكروتور الصَّناعي للحصول على الأبعاد المطلوبة، (تمّ تشذيبها لتتساوى مساحة سطح الارتباط مع باقي المجموعات من أجل توحيد المعايير أثناء المُقارنة والتَّحاليل الإحصائيَّة)

b. **المجموعات الأربع المتبقية:** نُحتَت عيّنات أسنان الـ PMMA من الأقراص المعدَّة للنَّحت بتقنيّة الـ CAD/CAM عبر تصميم نموذج رقميّ بشكل مكعّب بالأبعاد المطلوبة (6x8x10 ملم) وأُدخلَت البيانات لجهاز تصدير الـ CAD/CAM لخراطتها، وتألَّفت من 32 عينة كالتالي:

   i. 8 عيّنات للمقارنة بينها وبين العيّنة الشَّاهدة ولدراسة قوّة الارتباط بدون أي إجراء.

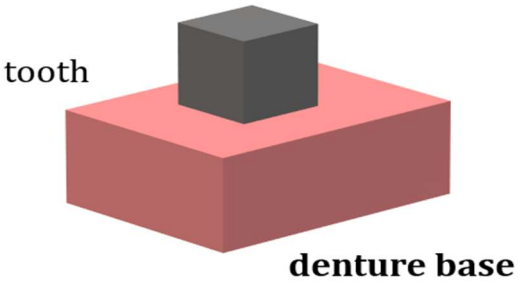
   ii. 8 عيّنات لدراسة قوّة الارتباط بعد معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر (MMA).

   iii. 8 عيّنات لدراسة قوّة الارتباط بعد ترميل وتخشين سطح الارتباط للسن بذرَّات أوكسيد الألمنيوم (AL_2O_3)، ذات حجم 50 ميكرون، على بُعد 10 ملم، ولمدّة 15 ثانية، وبضغط 6 بار، وقد رُمِّزت بعد ذلك بـ: (SB) اختصاراً لـ Sandblasting.

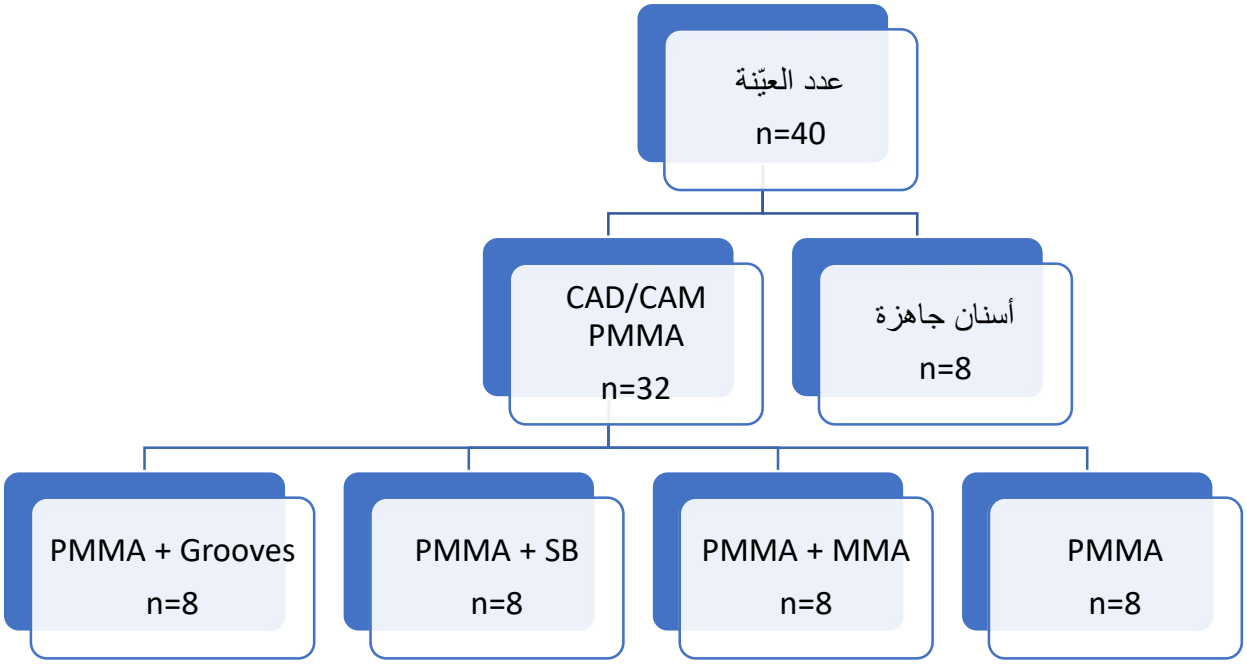
   iv. 8 عيّنات لدراسة قوّة الارتباط بعد إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة على سطح الارتباط للسّن (عرض الميزاب 0.5 ملم وعمقه 0.5 ملم والمسافة بين الميازيب 1 ملم)، وقد رُمِّزت بعد ذلك بـ: Grooves.

وهذا التَّوزيع موضَّح بشكل مفصَّل ضمن المُخطط (1).

أمَّا **القواعد** فكانت كالتَّالي: 40 قطعة شمعيّة على شكل متوازي مستطيلات بأبعاد (10x20x20 ملم) لتتماثر فيما بعد إلى راتنج أكريليّ حراريّ، الشَّكل (37) يوضح الشَّكل النَّهائي للعيّنات قبل إجراء اختبار القصّ.



الشَّكل (26) نموذج ترسيمي يُمثّل أحد العيّنات.

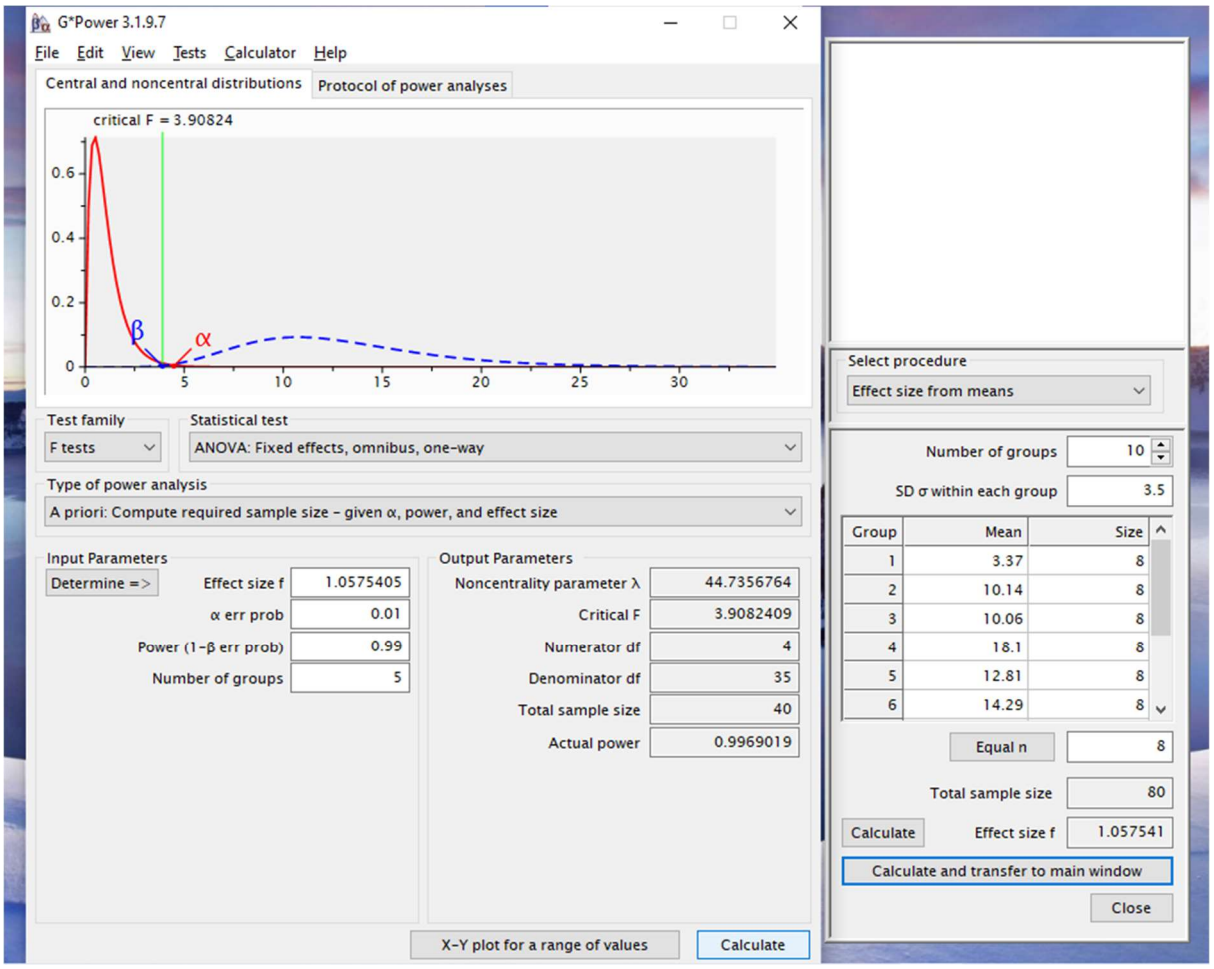


المُخطط (1) تَوزّع المجموعات

وحُدّدَ حجم العيّنة باستخدام برنامج G*Power version 3.1.9.7 وعند مستوى دلالة (α=0.01) وقوّة دراسة (0.99) كما هو موضَّح في الشَّكل (27)، اعتماداً على دراسة (Prpić et al[2],

2020) التّي استندنا إليها في تعيين المتوسطات والانحرافات المعياريّة من أجل استنتاج (Size Effect)

ومنه تبيَّن أنَّ حجم عيِّنة البحث هو 40 قاعدة PMMA حراريّ و 40 سن اصطناعي.



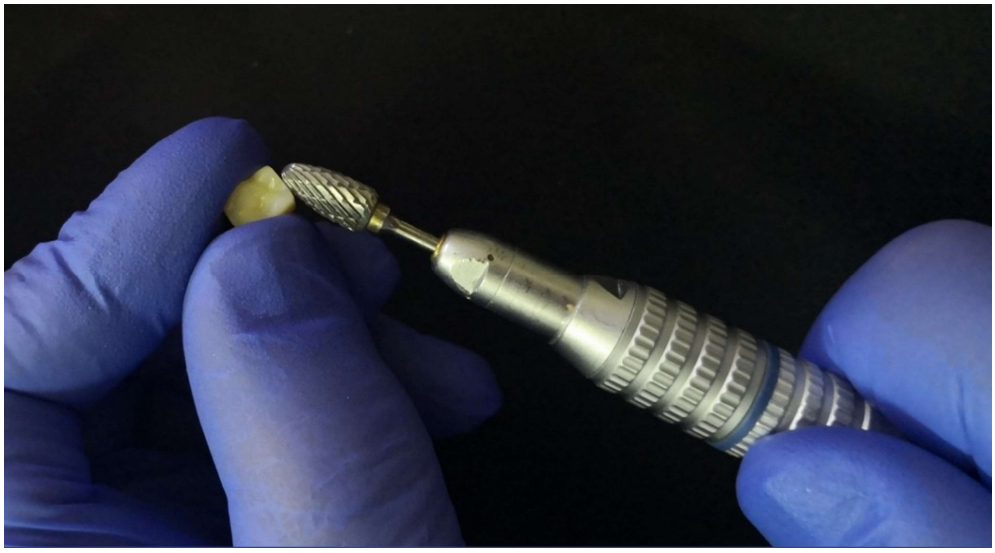
الشَّكل (27) نافذة برنامج الـ G*Power version 3.1.9.7

4.2 طريقة تحضير العيّنات:

1.4.2 تحضير عيّنات الأسنان الجاهزة الخاصّة بالمجموعة الشَّاهدة:

استُخدِمت أسنان التَّنضيد الجاهزة المُصنَّعة من قبل شركة YAMAHACHI/JAPAN الشَّكل (3)، وتمّ انتقاء طقم كبير لتكون أحجامها تزيد أو تتناسب مع أبعاد العيّنة المُنتقاة، فاستُخدِمت الأرحاء العلويّة والسّفليّة الأولى والثَّانية وتمّ تقليص أبعادها لـــ(8x6) مم بالقبضة المُستقيمة، وشُذِّب السَّطح الدَّاخليّ

للأرحاء ليصبح مستوياً ليماثِل سطح الارتباط في عيّنات أسنان الـــــCAD/CAM لتوحيد المعايير بين جميع العيّنات أثناء إجراء الاختبارات، كما في الشَّكل (28).

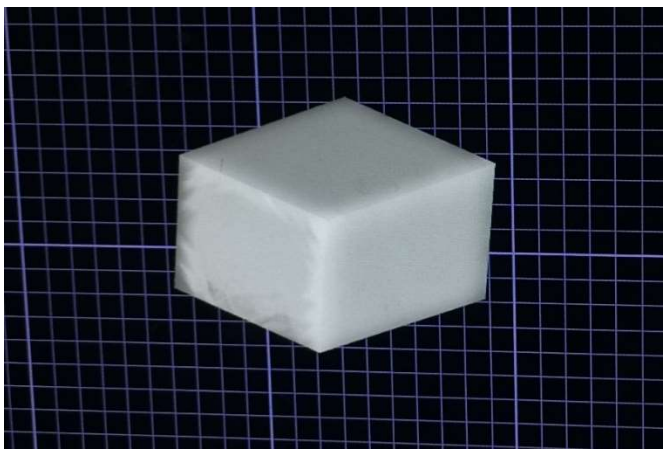


الشَّكل (28) طريقة تشذيب الأسنان الجاهزة

2.4.2 عيّنات الأسنان الرَّاتنجيّة الأكريليّة المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM:

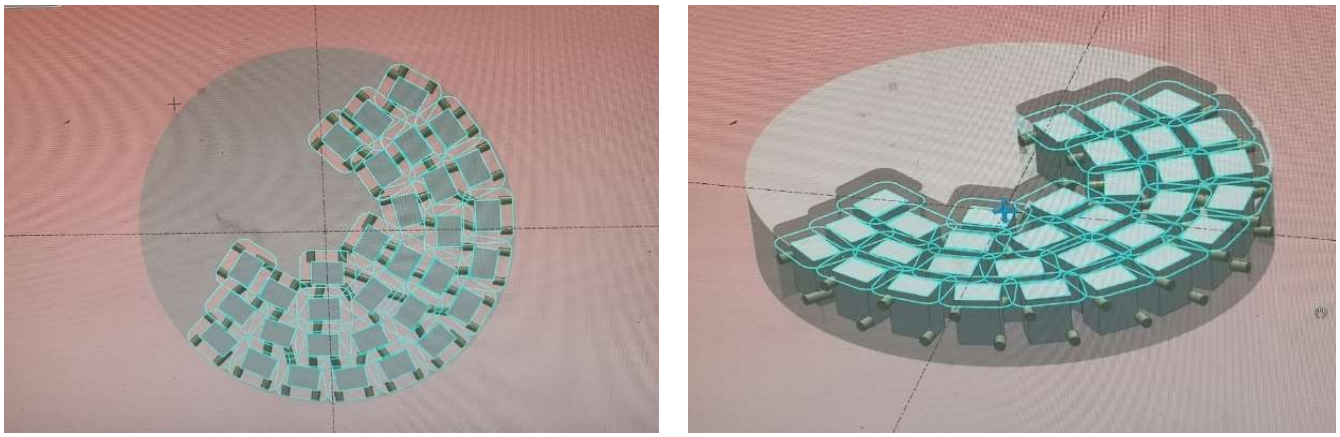
1.2.4.2 تصميم العيّنات:

اختيرت العيّنات بشكل متوازي مستطيلات بأبعاد (10x8x6) ميليمتر لتتشابه مع أبعاد الأرحاء عموماً، وصُمِمت العيّنات بواسطة برنامج تصميم Exocad الظَّاهر بالشَّكل (29).



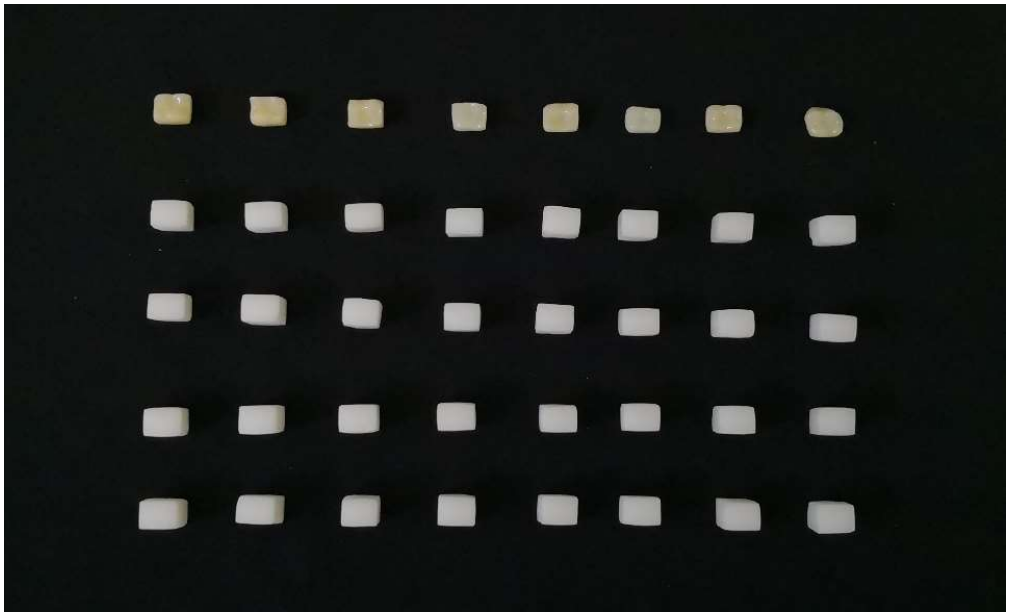
الشَّكل (29) عيّنة الأسنان المُصمَّمة وفق برنامج Exocad.

تمّ تلقين المعلومات للبرنامج الخاص لتحديد أماكن ارتصاف الأسنان على قرص الـــ PMMA المُصلَّب مُســبقاً لإعطاء الأوامر للمخرطة، تجهيزاً للبدء بنحت الأســنان وفق الآتي، الشَّــكل 30 (a,b)، ونُحتَت الأقراص المُصـلَّبة مُسبقاً بأبعاد (10x8x6) ملم الشَّكل (31) وذلك بمساعدة الحاسوب حيث تمّ إنشاء نموذج رقميّ للعيّنات المُراد تصنيعها الشَّكل (29)، ثُمَّ نُفذَّت بواسطة آلة خاصّة بتصميم النَّماذج الرَّقميّة. (مخرطة MAX) الشَّكل (16).



الشَّكل 30 (a,b) أماكن ارتصاف الأسنان على قرص الـ PMMA.

أُدخِلت البيانات إلى النّظام مع القسم الرَّقميّ لإنشاء المحاكاة اللَّازمة وتصميم النَّموذج، وبعد التَّصميم باستخدام برنامج الـــــ (Exocad) المُستخدم لتصميم كل ما يتعلَّق بطبِّ الأسنان (التّصميم بواسطة الحاسوب CAD) تمّ تحويله إلى مُنتَج (التّصنيع بواسطة الحاسوب CAM)، حيث تمّ وضع الأقراص الأكريليّة المُصلَّبة مُسبَقاً كمواد أوليّة لتصنيع النَّماذج الأكريليّة، وأُدخِل النَّموذج المُصمم لها على شكل خوارزميّة رقميّة، وتمّ نحت العيّنات من قبل الآلة، وبعد استلام العيّنات جاهزة من المخبر قِيست أبعادُها يدويّاً لأهميّة مســـاحة ســـطح الارتباط في بحثنا للتأكّد من أيّ تفاوت بالأبعاد وتفادي أي مشـــكلة قبل حدوثها.



الشَّكل (31) جميع عيّنات الأسنان قبل البدء بتعديلها وربطها بالقواعد.

رُمِّزَت الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM لأربع مجموعات لسهولة التَّمييز بينها:

- **المجموعة PMMA:** مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والتّي لم يُجرَ عليها أي تعديل.
- **المجموعة PMMA + MMA:** مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والتّي تمّ مُعالجة سطح ارتباط عيّناتها كيميائيّاً بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر (MMA).
- **المجموعة PMMA + SB:** مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والتّي تمّ ترميل وتخشين سطح الارتباط للسّن بذرَّات أوكسيد الألمنيوم (AL_2O_3).
- **المجموعة PMMA + Grooves:** مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM بعد إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة على سطح الارتباط للسّن، ثُمَّ رُقِّمت عيّنات المجموعة الواحدة من 1 إلى 8 و وُضِعت كل مجموعة في عبوة منفصلة.

2.2.4.2 تعديل سطح الارتباط لعيّنات الأسنان الرَّاتنجيّة الأكريليّة المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM حسب المجموعة المدروسة:

- ✓ **طريقة تعديل المجموعة PMMA:**

لم يُجر عليها أي تعديل قبل إلصاقها مع عيّنات القواعد الشَّمعيّة.

- ✓ **طريقة تعديل المجموعة PMMA + MMA :**

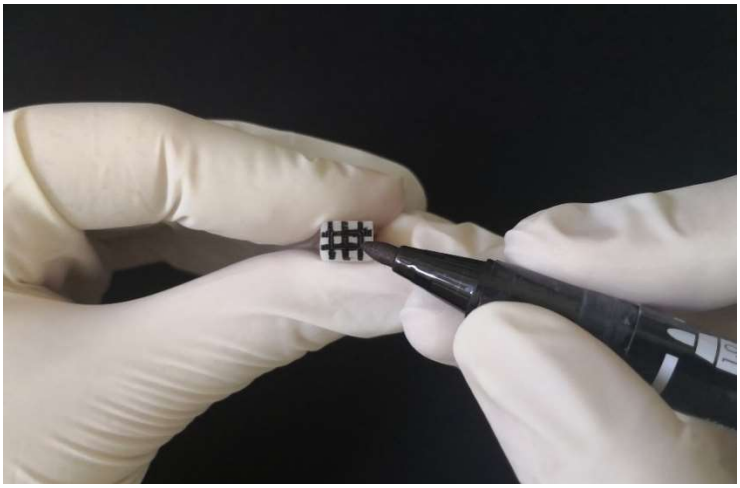
أُلصِقَت مع القاعدة الشَّمعيّة فوراً، وتمّ تطبيق سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر على سطح الارتباط للسّن مرّتين مُتتاليتين بعد فتح البواتق وذوبان شمع الصَّف الأحمر، بحيث تمّ دهنه بفرشاة البوند، وتُرِكَ حتى يجُف وكُررت العمليّة مرَّة ثانية فكان زمن التَّطبيق بالمُجمل 180 ثانية (1994 Vallittu et al,).

- ✓ **طريقة تعديل المجموعة PMMA + SB :**

رُمِّلَت سطوح الارتباط لهذه المجموعة فقط بواسطة تيَّار من مسحوق ذرات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون، الذّي طبّق من خلال مرملة (على بعد 1 سم مدة 15 ثانية وبضغط 6 بار)، وبتوجيه ذراع الآلة بزاوية 90 درجة على سطح الارتباط، ثُمَّ غُسِلت الأسنان وجُففَت بواسطة تيَّار هوائي لطيف. (Klaiber et al, 2021).

- ✓ **طريقة تعديل المجموعة PMMA + Grooves:**

رُسِمَت الميازيب بقلم حبر أسود وفق القياسات المُحدَّدة بشكل واضح على العيَّنة كما في الشَّكل (32)، وحُفِرَت الميازيب عبر الميكروتور الصَّناعي والذّي ركبَّت عليه القبضة المُستقيمة بسنبلة شاقَّة رفيعة على شكل خطوط مُتعامدة على سطح الارتباط للسّن (عرض الميزاب 0.5 ملم وعمقه 0.5 ملم والمسافة بين الميازيب 1 ملم)، الشَّكل (33) (Takakusaki et al,2022) و (Taczała et al,2021).



الشَّكل (32) رسم الميازيب المُتعامدة بقلم أسود وفق القياسات المطلوبة.

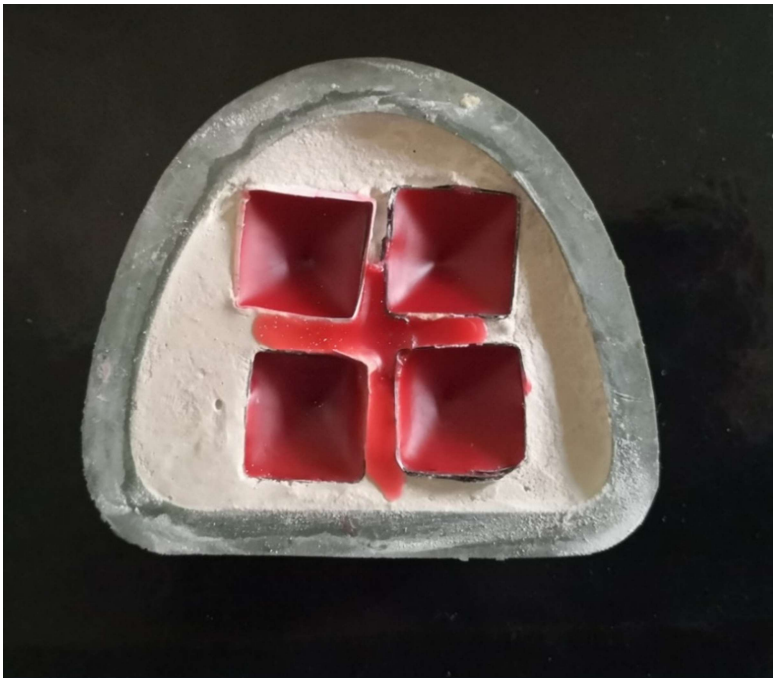


الشَّكل (33) حفر الميازيب المُتعامدة.

3.4.2 تحضير قواعد العيّنات :

كان لابد من الحصول على نموذج شمعيّ بأبعاد (10x20x20) مم ليصبح بعد التَّماثر الحراريّ قاعدة أكريليّة، استُعملت رقائق من السَّتانلس ستيل بثخانة 0.7 ملم تمّ ليّها بمطواة مستقيمة وفق الأبعاد السَّابقة، وإلصاقها بشريط لاصق لتشكيل 4 قوالب وُضعَت ضمن قاعدة مطاطيّة، وتمّت إضافة الجبس الحجريّ حول هذه القوالب حتى امتلاء القاعدة المطاطيّة، وأُذيب شمع الصَّف الأحمر ضمن وعاء مناسب وسُكب بلطف بالقالب وكُررت العمليّة 10 مرات للوصول للعدد المطلوب وهو 40 عيّنة، وبملاحظة أنَّ ارتفاع صفيحة الألمنيوم أكثر من 10 ملم بما يقارب الـ 15 ملم للتَّغلّب على ظاهرة التَّقلّص التَّصلُّبي للشَّمع، لهذا

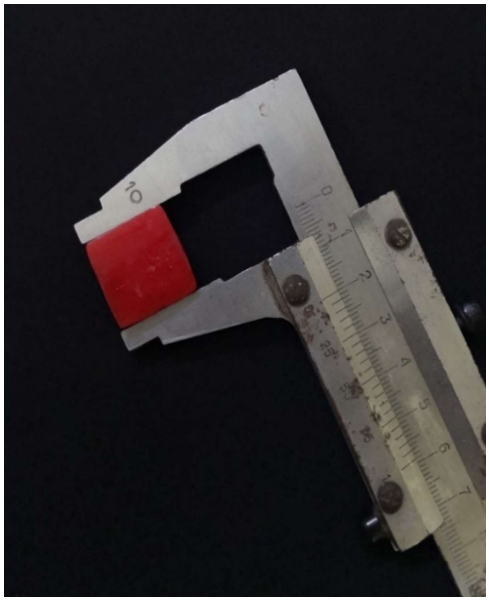
تمّت زيادة الارتفاع قليلاً وتمّت معايرة وقياس الأبعاد يدويّاً وتعديل كل عيّنة على حدى، وقِيست أبعاد العيّنات باستخدام البياكوليس يدويّاً، الشَّكل (35) و(36) لتكون بارتفاع موحَّد وهو 10 ملم. وبالتَّالي، حصلنا على نماذج شمعيّة لصنع العيّنات اللَّازمة لإجراء اختبار القصّ Shear test وهي مجسَّمات شمعيّة يدويّة الصّنع على شكل متوازي مستطيلات بأبعاد (20X20X10 ملم)، كما هو مبيَّن في الشَّكل (34).



الشَّكل (34) صبّ الشَّمع الأحمر ضمن القوالب



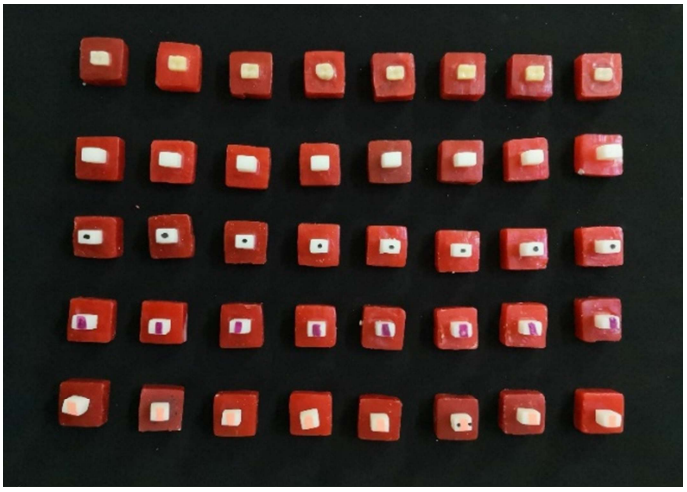
الشَّكل (35) قياس ارتفاع القاعدة يدويّاً



الشَّكل (36) قياس عرض القاعدة يدويّاً

4.4.2 طريقة ربط الأسنان بالقواعد:

أُلصق السّن الصّناعي بإحماء طرف سكين شمع على أحد طرفيّ النَّموذج الشَّمعيّ، وهو على شكل متوازي مستطيلات بأبعاد (10x20x20 ملم)، بحيث ينغرز سطح الارتباط Ridge Lap فقط ضمن المجسَّم الشَّمعيّ بمقدار 1 ملم، الشَّكل (37).



الشَّكل (37) جميع العيّنات قبل بدء عملية التَّصليب الحراريّ

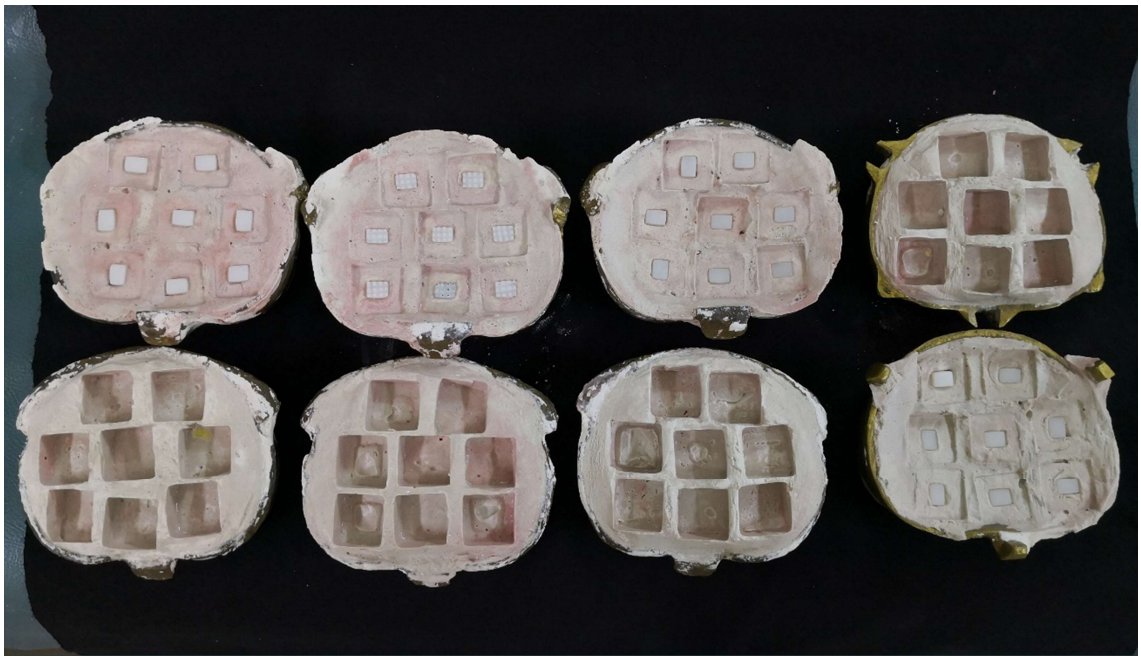
5.4.2 طريقة التَّماثر الحراريّ:

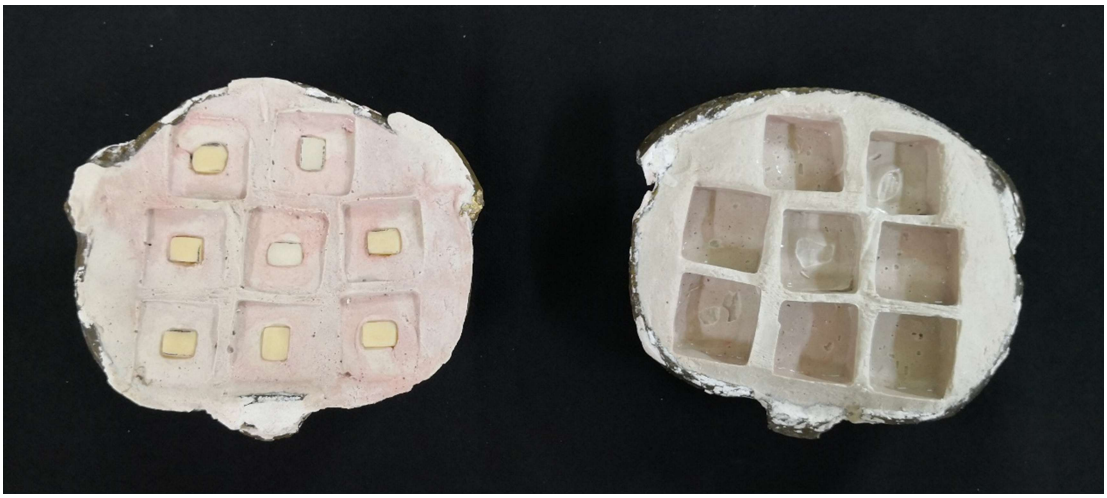
استُخدمت بوتقة تقليديّة حيث عُزِل السَّطح الدَّاخلي للبوتقة بالفازلين لسهولة تنظيفها لاحقاً، بعد ذلك مُزِج جبس أبيض حجريّ بقوام مناسب، ووُضِعَ في أحد نصفيّ البوتقة ومن ثُمَّ وُضِع المجسَّم الشَّمعيّ مع السّن الاصطناعي ضمن النَّصف السّفلي من البوتقة، بحيث غُطِسَ النَّموذج الشَّمعيّ ضمن الجبس كما في الشَّكل (38).



الشَّكل (38) تغطيس النَّموذج الشَّمعيّ ضمن الجبس.

وبعد تصلُّب الجبس عُزِلَ بواسطة السّيليكات، وتمّ تطبيق الجزء الثَّاني من البوتقة وصبّ الجبس حتى امتلائها، وبعد تمّام التَّصلُّب وُضعَت البوتقة ضمن الماء الغالي لمدّة 4–6 دقيقة لإذابة الشَّمع، ومن ثُمَّ فُتِحت البوتقة، وأُزيل الشَّمع وغُسل سطح ارتباط الأسنان بماء مغلي نظيف مرَّتين متتاليتين، وبحيث أُضيفَ للماء المغلي في المرَّة الثَّانية من الغسل مسحوق مواد مُنظِّفة (صابون سائل) مع التَّنظيف والفرك جيّداً بفرشاة ناعمة، الشَّكل (39).





الشَّكل (39) المجموعات الخمس جميعها أثناء مرحلة فتح البواتق

وقبل مزج الرَّاتنج الأكريليّ وبعد إزالة وتنظيف كل بقايا الشَّمع تماماً، عُزِلَ الجبس الرَّطب في نصفيّ البوتقة بالسّيليكات عدا سطح ارتباط الأسنان، أُحضِر بعدها مقدار من الرَّاتنج الأكريليّ بحجم 15 مل من السَّائل داخل وعاء مزج مُناسب، وأُضيفَ إليه مقدار 35غ من المسحوق ومُزِجَ بواسطة مِلوقة معدنيّة لمدّة دقيقة واحدة (وفقاً لتعليمات الشّركة الصَّانعة) مع هز الحنجور أكثر من مرّة، وذلك لتأمين تجانس المزيج واندخال السَّائل في حبيبات المسحوق ويُغطَّى الوعاء حتى يصل المزيج إلى نهاية المرحلة الخيطيّة وبداية المرحلة العجينيّة ودليل ذلك عدم التصاقه بالأصابع أو جدران الوعاء، ثُمَّ لُبسَت القفازات المطاطيّة لمنع تلوث الأكريل أو الأيدي وقبل دك الأكريل أُجريت التَّعديلات على المجموعة PMMA+MMA على سطح ارتباط سن الـ CAD/CAM (معالجة السَّطح بواسطة سائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر)، وذلك عن طريق دهن سطح الارتباط بسائل الأكريل عبر فرشاة تطبيق البوند مرَّتين متتاليتين لمدّة 180 ثانية (Vallittu et , 1994 al)، أما المجموعات التّي ذُكرَت سابقاً جرى تطبيق التَّعديلات قبل إلصاق السّن مع المجسَّم الشّمعي.

وبعد ذلك وُضع الأكريل ضمن القالب الجبسيّ بجهة الأسنان وفي الجزء الآخر من البوتقة، وضُغط نصفيّ البوتقة تدريجيَّاً لإزالة الزَّوائد الأكريليّة، وذلك بواسطة المكبس الهيدروليكيّ وبضغطٍ مقداره (1250Kgf) مع وضع ورق قصدير بين نصفيّ البوتقة، ثُمَّ فُتحت من جديد وأُزيلَت الزَّوائد المُتسربة ثُمَّ

أُجري الإغلاق النّهائي بعد إزالة ورق القصدير تحت ضغط المكبس وتُركت مستقرة تحت المكبس لمدّة 15 دقيقة، ثُمَّ توضع على المربط الخاص للبوتقة، الشَّكل (40).



الشَّكل (40) ضغط البواتق تحت المكبس الهيدروليكيّ وخروج الأكريل الزَّائد

وُضِعَت البوتقة في مربطها وغُمِرت في جهاز هانو للتَّصليب، بحيث تمّ التَّصليب على مرحلتين الأولى لمدّة 8 ساعات بدرجة حرارة 74 مئويّة والمرحلة الثَّانية لمدّة نصف ساعة بدرجة الغليان. وعند الانتهاء، تُركَت البوتقة لتبرد تلقائيّاً إلى درجة حرارة الغرفة لمدّة يوم كامل (Gebelein & Koblitz, 1981)، بعدها تُفتَح البواتق وتُزال العيّنات منها، ويُشذَّب الأكريل المُحيط بأعناق العيّنات بسنبلة ماسيّة اسطوانيّة بحيث يبقى سطح ارتباط الأسنان فقط على تماس مع الرَّاتنج الأكريليّ، ونُعِّم الأكريل وصُقِل بورق الزّجاج، ومن ثُمَّ كُررَت العمليّة حتى الانتهاء من تصنيع جميع عيّنات الاختبار، ورُقِمَت القواعد والأسنان لدراسة نمط الفشل الحاصل فيما بعد، الشَّكل (41).



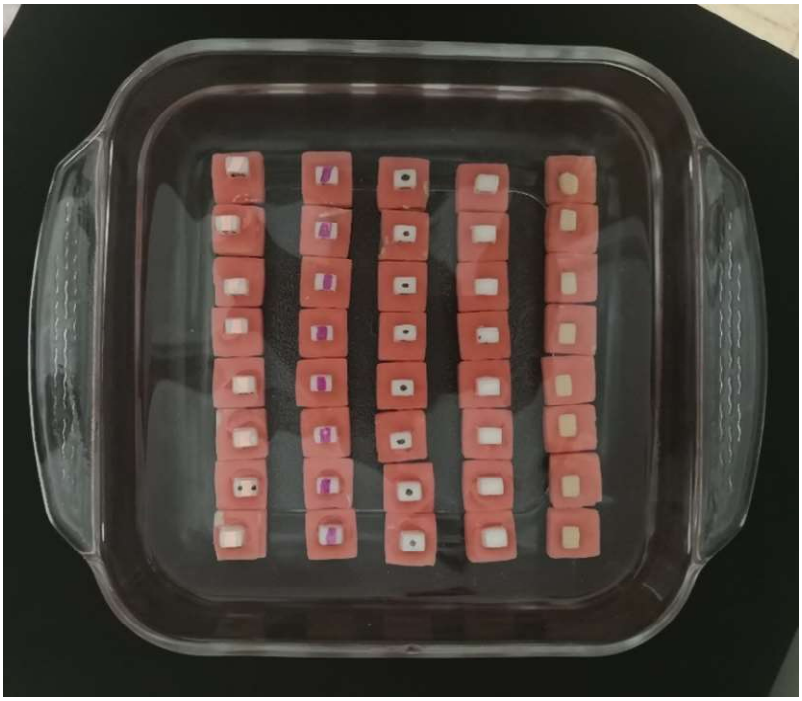
الشَّكل (41) ترقِيم العيّنات

6.4.2 طريقة الغمر:

حُفِظت العيّنات بعد الانتهاء من عمليات التَّصنيع والتَّشذيب بالماء المُقطّر كما في الشَّكل (42) و(43)، ونُقِلت إلى الحاضِـــنة الموجودة في قســـم علوم الحياة في كليّة طبِّ الأســـنان بحرارة 37 درجة مئويّة، ووُضِعَت هناك حتى يوم تنفيذ الاختبار.



الشَّكل (42) حفظ العيّنات في الماء المُقطّر.



الشَّكل (43) حفظ العيّنات

5.2 القيام باختبار القصّ:

1.5.2 طريقة عمل اختبار القصّ Shear Test:

أُجريَت اختبارات القصّ على سـطح ارتباط السّـن مع الإكريل ضـمن درجة حرارة الغرفة، وذلك على آلة الاختبارات الميكانيكيّة العامّة (Universal testing machine) من نوع انســـترون instron نموذج 114 ألمانية الصّـنع بمجال تحميل أعظميّ (100 Kg)، مع اسـتخدام سـرعة رأس التَّحميل مسـاوية إلى 1ملم/بالدّقيقة، وقد تمّت معايرة الآلة قبل البدء بالاختبار بواســـطة حلقة المُعايرة، وبعد ذلك تمّ تثبيت العيّنات على المِمســـك الخاص (طاولة مُمغنَطة عليها فك خاص لتثبيت العيّنة)، ورُبط إلى الفك العلوي لآلة الاختبار ساق معدنيّة الشَّكل (44)، لوحِظ أنَّ السَّاق الموجودة بكليّة الهندسة قصيرة كما هو ظاهر في الشَّـكل (44) فتمّ تصـنيع سـاق من النّيكل كروم أطول من السَّـابقة ورأسـها العامل بعرض 0.7 ملم خاصـة لهذا البحث وبعد ذلك تمّ تشـغيل الآلة، الشَّـكل (45)، وقام رأس التَّحميل بالضَّـغط على السَّـطح العريض للمُســتطيل (8 ملم) وذلك بزاوية قدرها 90 درجة، وكانت نتيجة الاختبار انفصـــال السّـــن عن

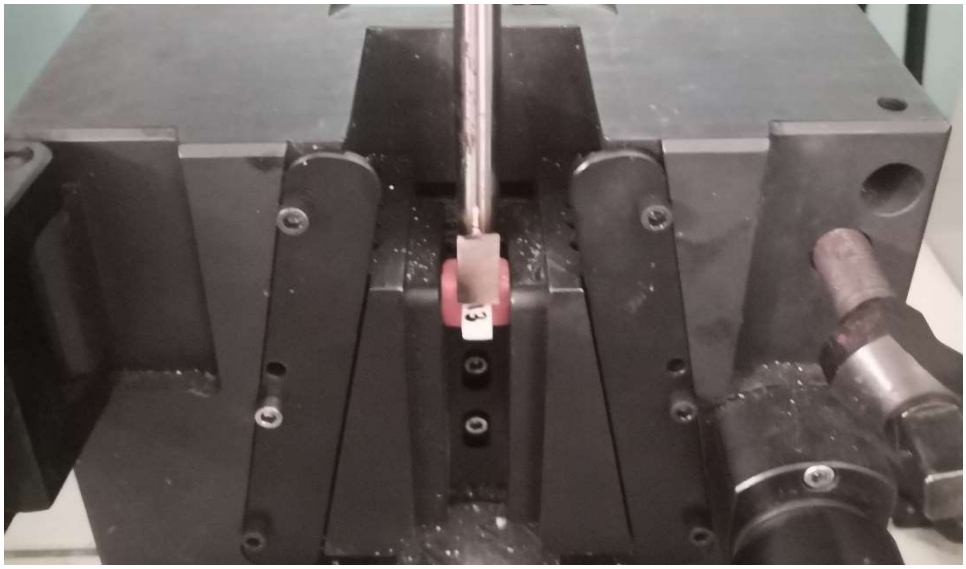
الأكريل عند سطح الارتباط Adhesive (Ad)، أو حدوث كسر ضمن مادّة السّن أو ضمن مادّة الأكريل Cohesive (Co) للحصول على إجهاد القصّ بـ MPa: S = F\S.A

حيث S تعبر عن قوى القصّ (Shear Bond) ، F تعبر عن القوّة (Force)،

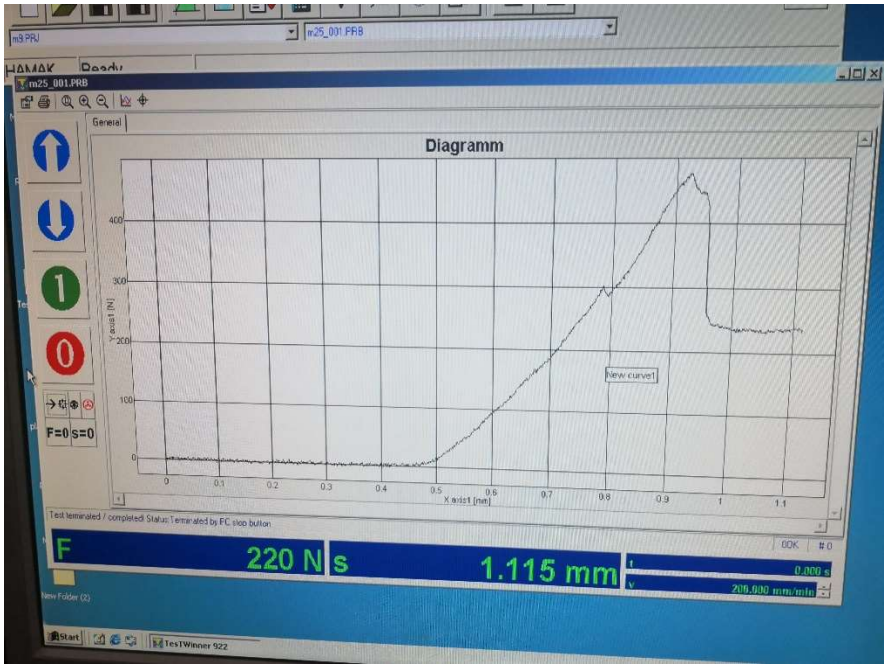
S.A تعبر عن مساحة السَّطح (Surface Area)، وسُجِّلت قيمة القوّة المُطبَّقة بالنّيوتن، الشَّكل (46)، وقُسِّمت على مساحة منطقة الارتباط التّي حُسِبت بالمعادَلة: الطّول x العرض = المساحة بالـــــ ($مم^2$) فكانت 6*8=48 $مم^2$ وبهذه الطَّريقة تمّ الحصول على نتائج قياس قِيَم مقاومة القصّ.



الشَّكل (44) لاحظ قصر السَّاق العموديّة على اليمين واستبدالها بساق جديدة أطول



الشَّكل (45): طريقة تطبيق القوّة في اختبار مقاومة القصّ.



الشَّكل (46) إحدى القِيَم المُقدَّرة بالنّيوتن الظَّاهرة على شاشة الحاسوب

6.2 طريقة دراسة نمط الفشل:

فُحِصَت سطوح الارتباط بواسطة النَّظّارة المُكبِّرة السّنيّة Dental Loupes وبنسبة تكبير (X5) لتقييم نموذج الفشل، الشَّكل (47)، حيث لوحِظ النَّمط الغالب للفشل وصُنِّف إلى: Adhesive أو Cohesive

إذا كان أي من النَّمطين هو الغالب، وصُنِّف إلى Combination في حال كان الفشل مُختلطاً وبشكل متساوٍ بين النَّمطين، وقِيس ذلك بواسطة مِسطرة ميليمتريّة مُدرَّجة حيث:

1) **فشل التماسك Cohesive**:الفشل ضمن مادّة السّن أو ضمن مادّة الرَّاتنج الأكريليّ، الشَّكل (48).
2) **فشل الالتصاق Adhesive**:انفصال السّن عن الرَّاتنج الأكريليّ عند سطح الارتباط، الشَّكل (49)
3) **فشل مختلط Combination**: انفصال المادّة بنسبة 50% لفشل التماسك وبنسبة 50% لفشل الالتصاق، الشَّكل (50).



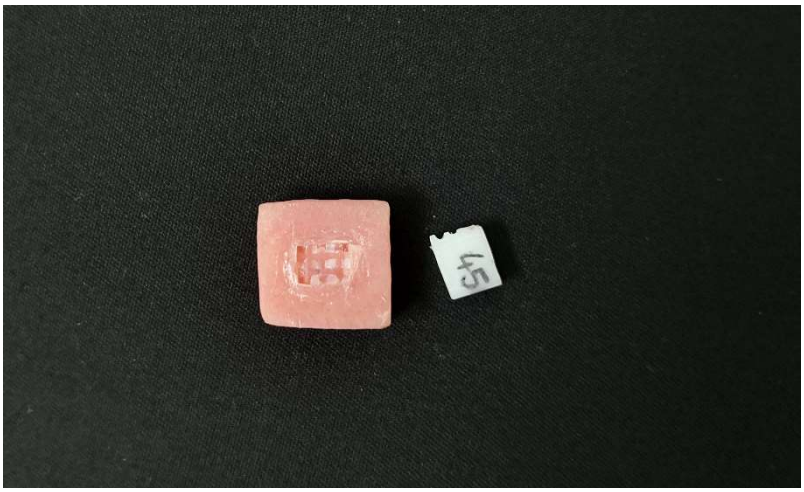
الشَّكل (47) جميع العيّنات بعد إجراء اختبار القصّ



الشَّكل (48) صورة تُوضِح نمط فشل التماسك Cohesive.



الشَّكل (49) صورة تُوضِح نمط فشل الالتصاق Adhesive.



الشَّكل (50) صورة تُوضِح نمط الفشل المُختلط Combination.

الباب الثالث

النَّتائج والدِّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة

Results and Statistical Analysis

3-1- النَّتائج Results:

إنَّ القِيَم الموجودة بالجدول (2) تعبر عن نتائج قياس قِيَم مقاومة القصّ في كل مجموعة من مجموعات الدّراسة، مقاسة بواحدة النّيوتن N.

العينة	control	PMMA	PMMA + MMA	PMMA+SB	PMMA + Grooves
1	14.58	0.73	13.96	10.94	7.46
2	9.79	11.67	16.67	7.6	13.54
3	4.06	2.19	13.02	5.63	8.33
4	10.63	1.96	14.48	6.25	11.98
5	11.98	9.38	14.58	13.54	9.79
6	13.02	3.67	14.58	3.23	17.19
7	10	11.04	10.94	7.29	2.71
8	9.79	8.54	14.17	9.79	3.79

الجدول (2) نتائج قياس قِيَم مقاومة القصّ في كل مجموعة من مجموعات الدّراسة.

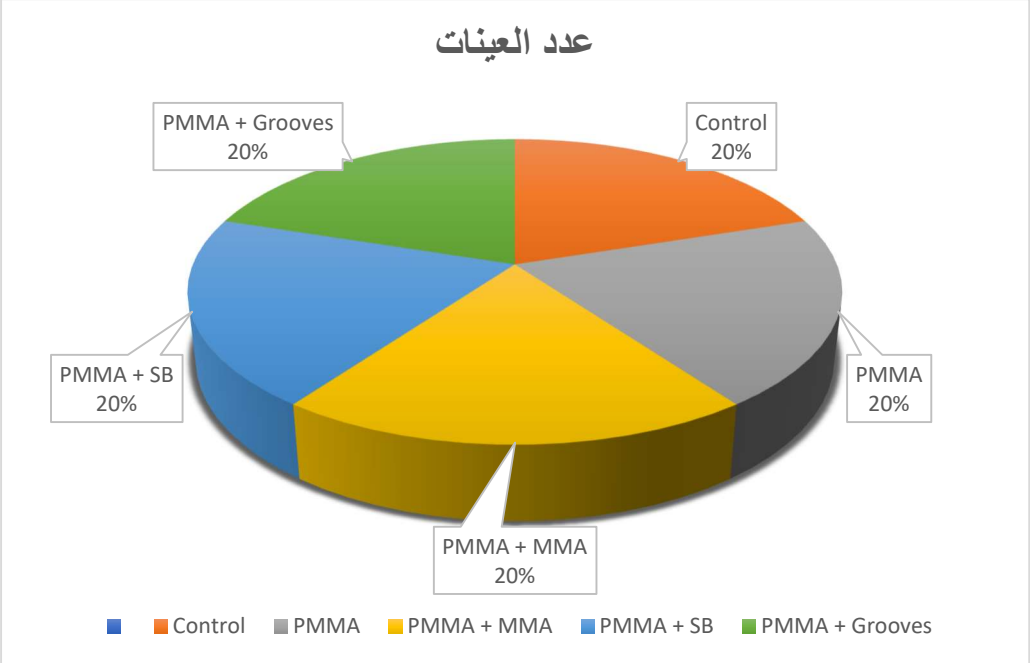
3-1-1- تَوزّع عيّنة الدّراسة وفق مجموعات البحث:

قُسِّمَت العيّنات وفقاً لمجموعات البحث إلى خمس مجموعات:

المجموعة الأولى وهي المجموعة الشَّاهدة (CONTROL) والتّي تألَّفت من ثماني أسنان جاهزة، بينما رُمِّزَت الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM لأربع مجموعات لسهولة التَّمييز بينها:

- **المجموعة PMMA:** مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والتّي لم يُجرَ عليها أي تعديل.
- **المجموعة PMMA + MMA:** مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والتّي تمّ مُعالجة سطح ارتباط عيّناتها كيميائيّاً بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر (MMA).
- **المجموعة PMMA + SB :** مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM والتّي تمّ ترميل وتخشين سطح الارتباط للسّن بذرَّات أوكسيد الألمنيوم (AL_2O_3) ذات حجم 50 ميكرون، على بُعد 10 ملم، ولمدّة 15 ثانية، وبضغط 6 بار، وبزاوية 90 درجة.

- **المجموعة PMMA + Grooves** : مجموعة الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM بعد إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة على سطح الارتباط للسّن (عرض الميزاب 0.5 ملم، وعمقه 0.5 ملم، والمسافة بين الميازيب 1 ملم)، يُبيّن المُخطط (2) النّسب المئويّة لتَوزّع عيّنة البحث وفقاً للعيّنة الفرعيّة المدروسة وطريقة التَّثبيت المُتَّبعة.



مُخطط (2) يمثل النّسبة المئويّة لتَوزّع عيّنة البحث وفقاً للعيّنة الفرعيّة المدروسة وطريقة التَّثبيت المُتَّبعة.

3-2- الدّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة Statistical Analysis:

استُخدِم برنامج SPSS (IBM SPSS Statistics) إصدار 21 للقيام بالدّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة لكل الاختبارات التّي طبّقت على العيّنات.

3-2-1- الدّراسة الإحصائيّة لنتائج اختبار مقاومة القصّ للعيّنات :

3-2-1-1- الإحصاء الوصفيّ:

أُجريَ الإحصاء الوصفيّ لمتوسطات مقاومة القصّ للعيّنات الذّي يُبيّن قِيَم المتوسط الحسابي والانحراف المعياريّ والخطأ المعياريّ، وأدنى قيمة، وأعلى قيمة ضـــمن مجال موثوقيّة 95%، وأعلى وأدنى قيمة

ضـمن المجموعة نفسـها، إذ كانت أعلى قيمة لمتوسـط مقاومة القصّ 14.05 ميغاباسـكال في مجموعة CAD/CAM PMMA مع إجراء ميـازيـب مُتعـامـدة، وأدنى قيمـة لمتوســـط مقـاومـة القصّ 6.15 ميغاباسكال في مجموعة CAD/CAM PMMA مع التَّخشين بسائل المونومير MMA.

يوضِّــح الجدول (3) قِيَم المتوسـطات الحسـابيّة لمقاومة القصّ في كل مجموعة والتَّغيرات التّي تطرأ عليها بعد إجراء التَّعديلات المُختلفة (سائل المونومير، التَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم، حفر ميازيب مُتعامدة) والذّي بيَّن أعلى قيمة لمقاومة القصّ لمجموعة ســـائل المونومير، وأدنى قيمة لمقاومة القصّ لمجموعة الـ PMMA بدون أيّة تعديلات، كما أظهر قِيَم متوسطة لمجموعة الأسنان الجاهزة.

	عدد العيّنات	المتوسط	الانحراف المعياريّ	الخطأ المعياريّ	المتوسط ضمن مجال ثقة 95%		أدنى قيمة	أعلى قيمة
					الحد الأدنى	الحد الأعلى		
Control	8	10.4813	3.11524	1.10140	7.8768	13.0857	4.06	14.58
PMMA	8	6.1475	4.46081	1.57714	2.4182	9.8768	0.73	11.67
PMMA + MMA	8	14.0500	1.61981	0.57269	12.6958	15.4042	10.94	16.67
PMMA + SB	8	8.0338	3.26511	1.15439	5.3041	10.7634	3.23	13.54
PMMA + Grooves	8	9.3488	4.86603	1.72040	5.2806	13.4169	2.71	17.19
المجموع	40	9.6123	4.37382	0.69156	8.2134	11.0111	0.73	17.19

الجدول (3) يوضِح الإحصاء الوصفيّ لقِيَم مقاومة القصّ باختلاف طرائق معالجة السَّطح.



المُخطط (3) مُخطط بَيانيّ لقِيَم المتوسطات الحسابيَّة لمقاومة القصّ في كل مجموعة باختلاف طرائق معالجة السَّطح.

3-2-1-2- تحديد نمط تَوزّع البيانات:

أُجريَ اختبار طبيعة التَوزّع Kolmogorov-Smirnov وShapiro-Wilk لتحديد فيما إذا كان تَوزّع البيانات طبيعيّاً أم لا عند مستوى دلالة 0.05، كانت قِيَم مستوى الدَّلالة أعلى من 0.05، وتبيَّن وجود تَوزّع طبِّيعي بين المجموعات، وعليه استُخدمِت الاختبارات المعلمية، كما هو مبين بالجدول (4)

المجموعة	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	الإحصاء	عدد العيّنات	مستوى الدَّلالة	الإحصاء	عدد العيّنات	مستوى الدَّلالة
Control	0.287	8	0.051	0.897	8	0.271
PMMA	0.211	8	0.200	0.873	8	0.160
PMMA +MMA	0.247	8	0.165	0.909	8	0.349
PMMA +SB	0.178	8	0.200	0.981	8	0.967
PMMA +Grooves	0.123	8	0.200	0.976	8	0.941

الجدول (4) قِيَم اختبار Kolomogorov-Smirnov وShapiro-Wilk لقِيَم مقاومة القصّ عند مستوى دلالة 0.05.

3-2-1-3- دراسة تجانس العيّنات :

أُجريَ اختبار تجانس التَّباينات Homogeneity of Variances لتحديد فيما إذا كانت التَّباينات متجانسة أم لا عند مستوى دلالة 0.01. (α=0.01)

Test of Homogeneity of Variances			
مقاومة القصّ			
اختبار ليفين	درجة الحريّة الأولى	درجة الحريّة الثَّانية	مستوى الدَّلالة
3.270	4	35	0.022

الجدول (5) قِيَم اختبار Homogeneity of Variances عند مستوى دلالة 0.01.

نلاحظ من الجدول (5) أنَّ اختبار تجانس التَّباينات غير معنوي؛ لأن مســـتوى الدَّلالة (sig=0.022) وهو أكبر من مســـتوى الدَّلالة المفروض ،0.01 وبالتَّالي فإنَّنا نقبل فرضـــيّة العدم التّي تنص على أنَّ التَّباينات مُتجانسة.

النَّتيجة: نجد أن شرط تجانس البيانات محقق، أي أن شرط تطبيق اختبار ANOVA محقق

3-2-1-4- دراسة وجود فروق بين المجموعات باختلاف طريقة معالجة السَّطح:

أُجريَ اختبار One way ANOVA لتحديد فيما إذا كان هناك فروق في قيمة مقاومة القصّ بين المجموعات المدروســة، وتبيَّن بالاختبار وجود فروق جوهريّة بين المجموعات الخمس عند مســتوى دلالة 0.01 وفق الجدول (6).

	مجموع التربيعات	عدد الفروق	متوسط التربيع	مستوى الدَّلالة
بين المجموعات	280.115	4	70.029	0.002
ضمن المجموعات	465.966	35	13.313	
المجموع	746.081	39		

الجدول (6) قِيَم اختبار One-way ANOVA لقِيَم مقاومة القصّ عند مستوى دلالة 0.01

نلاحظ أنَّ اختبار تحليل التَّباين معنوي؛ لأن قيمة مستوى الدَّلالة (sig=0.002) وهي أصغر من مستوى الدَّلالة المفروض 0.01، وبما أنَّ الاختبار معنوي فإننا نرفض فرضـيّة العدم H_0، ونقبل الفرضـيّة البديلة H_1؛ أي يوجد على الأقل متوسط واحد مُختلف.

3-2-1-5- تحديد مصدر الفروق الحاصلة بين المجموعات:

أُجري اختبار Tukey HSD لتحديد مكان حدوث الفروق بين المجموعات، وقيمة الفرق الذّي تُوضِـــح وجوده من خلال اختبار One way ANOVA.

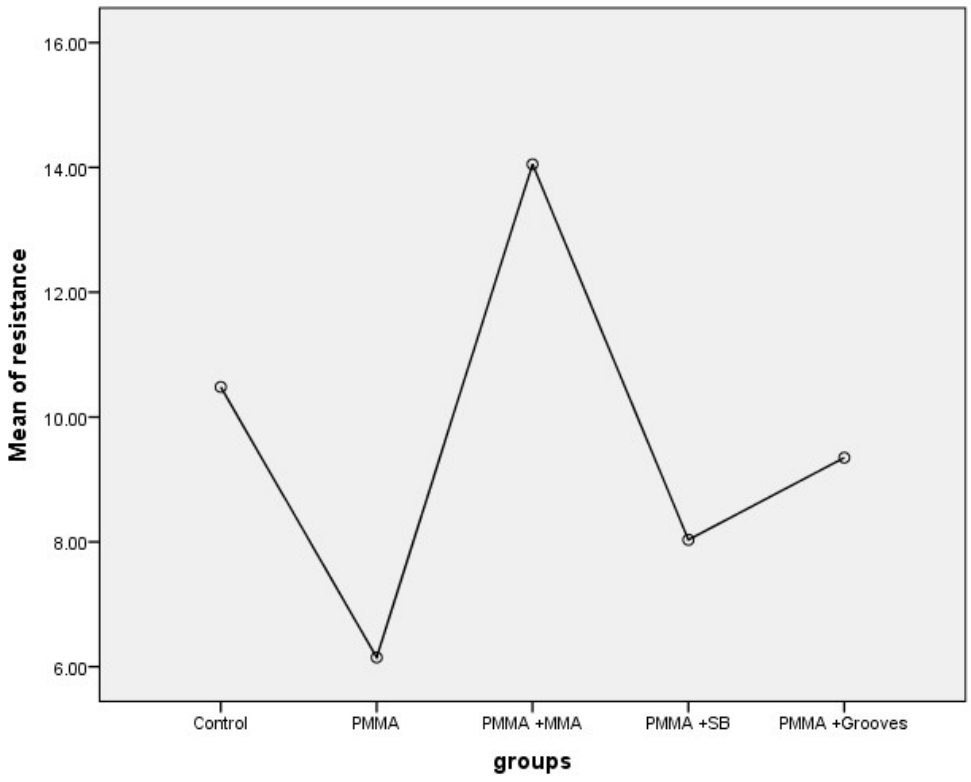
النتائج والدراسة الإحصائية التحليلية		متوسط الفرق	الخطأ	مستوى الدَّلالة	ضمن مجال ثقة 99%	
المجموعة (أ)	المجموعة (ب)	(أ–ب)	المعياريّ		الحد الأدنى	الحد الأعلى
Control	PMMA	4.33375	1.82437	0.146	−2.0911	10.7586
	PMMA + MMA	−3.56875	1.82437	0.308	−9.9936	2.8561
	PMMA +SB	2.44750	1.82437	0.668	−3.9773	8.8723
	PMMA +Grooves	1.13250	1.82437	0.971	−5.2923	7.5573
PMMA	Control	−4.33375	1.82437	0.146	−10.7586	2.0911
	PMMA + MMA	−7.90250*	1.82437	0.001	−14.3273	−1.4777
	PMMA +SB	−1.88625	1.82437	0.838	−8.3111	4.5386
	PMMA +Grooves	−3.20125	1.82437	0.415	−9.6261	3.2236
PMMA + MMA	Control	3.56875	1.82437	0.308	−2.8561	9.9936
	PMMA	7.90250*	1.82437	0.001	1.4777	14.3273
	PMMA + SB	6.01625	1.82437	0.018	−0.4086	12.4411
	PMMA +Grooves	4.70125	1.82437	0.950	−1.7236	11.1261
PMMA + SB	Control	−2.44750	1.82437	0.971	−8.8723	3.9773
	PMMA	1.88625	1.82437	0.415	−4.5386	8.3111
	PMMA + MMA	−6.01625	1.82437	0.097	−12.4411	0.4086
	PMMA +Grooves	−1.31500	1.82437	0.950	−7.7398	5.1098
PMMA +Grooves	Control	−1.13250	1.82437	0.231	−7.5573	5.2923
	PMMA	3.20125	1.82437	0.585	−3.2236	9.6261
	PMMA + MMA	−4.70125	1.82437	1.000	−11.1261	1.7236
	PMMA + SB	1.31500	1.82437	1.000	−5.1098	7.7398

الجدول (7) قِيَم اختبار Tukey HSD لمقاومة القصّ عند مستوى دلالة 0.01.

يشير الجدول (7) إلى النَّتائج التالية:

- لا يوجد فروق دالّة إحصائيّاً بين قوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM (بدون تعديلات) والأسنان الجاهزة مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّ المُتماثر حراريّاً.

- **يوجد فرق جوهريّ** بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ مُعالجة سطحها.
- لا يوجد فروق دالّة إحصائيّاً بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد التَّخشين بالتَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ ترميلها.
- لا يوجد فروق دالّة إحصائيّاً بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ تعديلها.



المُخطط (4) مُخطط بَيانيّ لمتوسطات قيم رابطة القص يوضِح مكان حدوث الفروق بين المجموعات

3-3- دراسة سطح الارتباط:

دُرِسَ سـطح الارتباط للعيّنة بواسـطة النَّظّارة المُكبِّرة السّـنيّة (Dental Loupes) ولوحِظ نمط الفشـل الحاصل، وكانت النَّتائج وفقاً للمجموعة المدروسة كما في الجدول الآتي:

PMMA + Grooves	PMMA + SB	PMMA + MMA	PMMA	Control	
Com	Ad	Co	Ad	Ad	1
Co	Ad	Co	Ad	Ad	2
Ad	Ad	Co	Ad	Ad	3
Com	Ad	Ad	Ad	Ad	4
Co	Ad	Com	Ad	Ad	5
Co	Ad	Co	Ad	Ad	6
Co	Ad	Ad	Ad	Ad	7
Co	Ad	Com	Ad	Ad	8

الجدول (8) نتائج دراسة سطح الارتباط.

حيث:

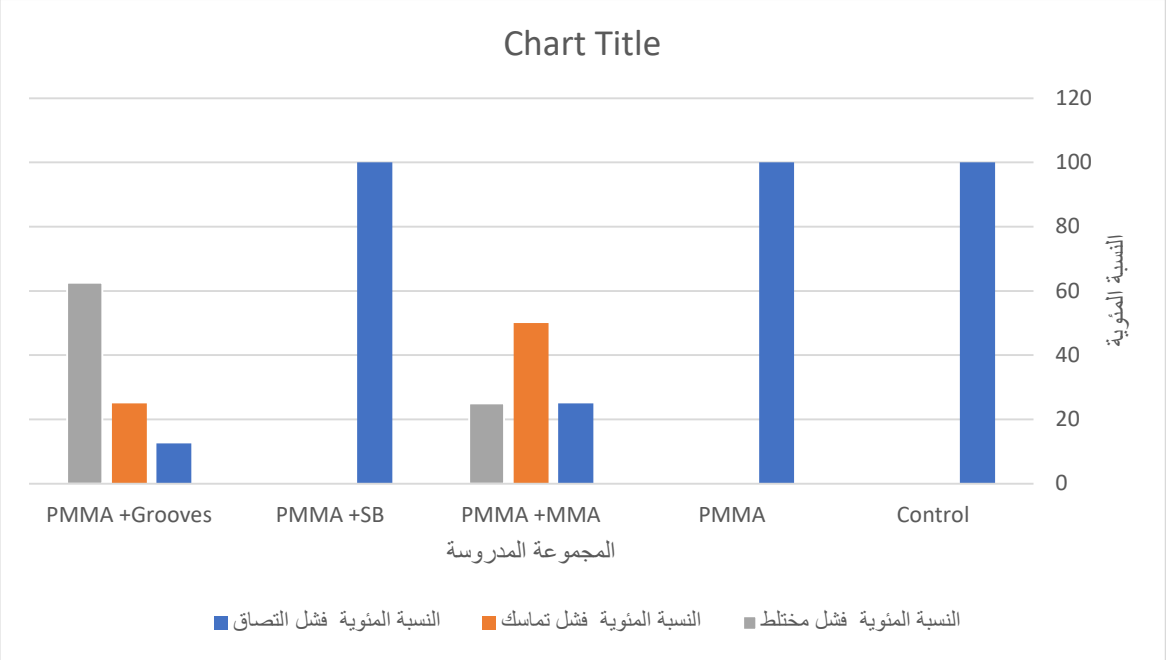
Ad (Adhesive) فشل التصاق أو فشل بينيّ، Co(Cohesive) فشل تماسكيّ ، Com فشل مُختلط.

3-3-1- النّسب المئويّة لنتائج تقييم نمط الفشل الحاصل:

أوضَح الجدول (9) النّسب المئوية لنتائج تقييم نمط الحاصل وكانت النَّتائج وفقاً للمجموعة المدروسة كما في الجدول الآتي:

المجموعة المدروسة	عدد النّماذج				النّسبة المئويّة			
	فشل التصاق	فشل تماسك	فشل مختلط	المجموع	فشل التصاق	فشل تماسك	فشل مختلط	المجموع
Control	8	0	0	8	100	0	0	100
PMMA	8	0	0	8	100	0	0	100
PMMA +MMA	2	4	2	8	25	50	25	100
PMMA +SB	8	0	0	8	100	0	0	100
PMMA +Grooves	1	2	5	8	12.5	25	62.5	100

الجدول (9) يظهر النّسب المئويّة لنتائج تقييم نمط الفشل الحاصل



المُخطط (5) مُخطط بَيانيّ يبيّن النّسب المئويّة لنتائج تقييم نمط الفشل الحاصل

3-3-2- دراسة تأثير طريقة التَّثبيت المُتَّبعة على تكرارات أنماط الفشل الحاصلة:

لدراسة دلالات الفروق في تكرارات أنماط الفشل الحاصلة بين المجموعات الخمس المدروسة في عيّنة البحث، تمّ إجراء اختبار كاي مربَّع كما يلي:

المتغيّران المدروسان = طريقة التَّثبيت المُتَّبعة X أنماط الفشل				
عدد الأسنان	قيمة كاي مربَّع	درجات الحريّة	مستوى الدَّلالة	دلالة الفروق
40	29.259	8	0.000	توجد فروق دالّة

الجدول (10) يُبيّن نتائج اختبار كاي مربَّع لدراسة دلالة الفروق في تكرارات حدوث أنماط الفشل بين المجموعات الخمس المدروسة.

يُبيّن الجدول أعلاه أنَّ قيمة مستوى الدَّلالة أصغر بكثير من القيمة 0.01، أي أنَّه عند مستوى الثّقة 99% توجد فروق دالّة إحصائيّاً في تكرارات أنماط الفشل الحاصلة بين المجموعات الخمسة المدروسة في عيّنة البحث **أي أنَّ طريقة التَّثبيت المُتَّبعة تُؤثِّر في نمط الفشل الحاصل.**

وبالرّجوع إلى جدول التَّكرارات والنّسب المئويّة الموافق يُلاحظ أنَّ نسبة الانفصال البينيّ (الالتصاق) في المجموعة الأولى والثَّانية والرَّابعة كانت 100% أي أنَّ الارتباط كان بأضعف حالاته، بينما كانت نسبة الانفصال المُتماسك 50% في المجموعة الثَّالثة (الفشل اللَّدن) مما يؤكد تحسُّن ارتباط عيّنات هذه المجموعة بنسبة لا بأس بها، ونلاحظ أنَّ نسبة الفشل المُختلط بالمجموعة الأخيرة 62.5% وهي أكبر بكثير من نسبة الانفصال البينيّ (الالتصاق) 12.5%، في حين كانت نسبة الانفصال المُتماسك 25% في المجموعة الخامسة.

الباب الرابع

المُناقشة

Discussion

مُناقشة فكرة البحث:

بالرغم من كثرة الدّراســـات حول تعزيز الارتباط بين قواعد الأجهزة التَّقليديّة والأســـنان الجاهزة الرَّاتنجيّة باســـتخدام طرائق مُختلفة، إلا أنَّ هذا البحث يعدُّ الأول من نوعه الذّي يدرس ارتباط أســـنان الـ CAD/CAM الأكريليّة بقواعد الأجهزة المتحرّكة الحراريّة، ويبحث في طرائق تحســين الارتباط المُتداولة في المخابر السّـــوريّة والمُعتمدة عالميًّاً لمعرفة الطَّريقة الأكثر فعاليّة لاعتمادها مســـتقبلاً، حيث لابد من الإشارة إلى **أنَّه لا يوجد أي بحث تناول دراسة ارتباط** أسنان الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM من حيث قوّة ارتباطها مع قواعد الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر **من قبل**.

مُناقشة المواد المستعملة والأبعاد المنتقاة:

اختيرت قاعدة أكريليّة مصنوعة من الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر لنماثِل ما تُصنَع منه الأجهزة المتحرِّكة بشكل مُعتاد في جامعة دمشق وسوريّا عموماً وبسبب الحاجة المستمرّة له عند إصلاح وتبطين الأجهزة، كما واختيرت أبعاد (10x20x20) مم وذلك لتصبح ملائمة لأبعاد قاعدة جهاز الاختبارات العام الموجود في كليّة الهندسة الميكانيكيّة والكهربائيّة في جامعة دمشق.

كان لابد من الحصول على مُجسَّم شمعيّ بأبعاد (10x20x20) مم ليصبح بعد التَّماثر الحراريّ وفق دراســتَيّ (المحمد، 2010) (Han et al, 2020) بمثابة قاعدة عِوَض أكريليّ، مع الأخذ بعين الاعتبار لظاهرة التَّقلّص التَّصـــلُّبي للشَّـــمع، لهذا تمّت زيادة الارتفاع قليلاً وتمّت معايرة وقياس الأبعاد يدويّاً بالبياكوليس، وتعديل كل عيّنة على حدى حتى الوصول للأبعاد المذكورة سابقاً.

استُعملت مادّة (Marco CAD\CAM Resin) من بين مواد الرَّاتنج الأكريليّ المُصلَّب مُسبقاً المطروحة للتَّداول في سوق المواد السّنيّة لكونها مادّة حديثة، واختير شكل متوازي المستطيلات (10X8X6) مم ليشابه أبعاد سطح ارتباط الرَّحى، وهو موافق لأبعاد الأسنان في دراسة (Han et al,2020) وكان سطح

الارتباط مُستوياً لا يشابه باطن الأسنان الاصطناعيّة أيّاً كان نوعها لتُعمم التَّجربة، فالهدف الأساسي قياس الارتباط وهذا السَّطح المستوي سهَّل حساب مساحة السَّطح المدروس لتفادي الصّعوبات التّي كنّا سنواجهها لو كان السَّطح مقعَّراً أو غير مُنتظماً، بملاحظة أنَّه بعد استلام العيّنات مخروطة من المخبر قيست أبعادها يدويّاً باستخدام البياكوليس للتأكّد من دقة الأبعاد وتفادي أيّة مشكلة قبل حدوثها، والذّي سيؤثر سلباً على البحث لأهمية مساحة سطح الارتباط في دراستنا الحاليّة.

وقد ثُبتَت عينة السّـن من خلال تليين طبقة الشَّـمع السَّـطحيّة بسـكين شـمع مُحمَّاة وتغطيس السّـن بمسـافة 1 ملم لإلصـاقه (أي التصـاق سـطح لسـطح Ridge Lap)، وهذا لا يشـبه الوضـع عند تنضـيد الأسـنان مخبريّاً فهي تُغطَّس بالشَّـمع لعمق أكبر وسـطحها الباطن غير منتظم، مما ينعكس على نتائج أقوى ونجاح أكبر عند التَّطبيق السّريريّ.

مُناقشة الإجراءات المخبريّة:

أُجريَ في هذه الدّراسـة تحضـير عيّنات الأكريل حراريّ التَّماثر ضـمن قالب من الجبس الحجريّ وفقاً للطَّريقة التَّقليديّة، وضـمن دورة موحدة للبواتق الخمس أي في ظروف عمل موحّدة وفقاً لتوصـيات الشّركة المُصـنِّعة للأكريل وتعليمات الاسـتخدام لجهاز هانو، وذلك لضـمان توحيد خطوات العمل وتوفيراً للوقت، واسـتبعاداً للتَّشـوهات والفروق المخبريّة واليدويّة التّي يمكن أن تطرأ أثناء العمل مع مراعاة نقطة هامّة جدّاً وهي إزالة بقايا الشَّـمع المُنصـهر بشـكل ممتاز، لما له من تأثير على قوّة الارتباط المدروسـة وهو السَّـبب الأكبر لفصل الارتباط لاحقاً، حيث تعمل بقايا الشَّمع بشكل خاص على إضعاف قوّة ارتباط السّن بقاعدة العِوَض المتحرِّك. (Spratley, 1987) (Cunningham & Benington, 1996) (Cunningham & Benington, 1997) (Klaiber et al, 2021).

بعد فتح البواتق والحصول على العيّنات النَّهائيّة، شُذِّبَت العيّنات من الجانب الذّي يحوي السّن الأكريليّ بلطف للتأكّد من إزالة جميع زوائد الرَّاتنج الأكريليّ الخاص بالقاعدة الأكريليّة من على سطح السّن الأكريليّ، وغُمِرت العيّنات بدرجة 37^{o} في الماء المُقطّر لمدّة 24 ساعة، حسب توصيات الـ ISO (TS 11405:2003) المُوضَّحة في الشَّكل التَّالي (51) و وفقاً لدراسة (Han et al, 2020)، ودون تغيير الماء المُقطّر خلال فترة الغمر، وتُرِكَت في الماء المُقطّر لحين إجراء اختبار القصّ.

5.2.4.5 Storage of test specimens

Test specimens should be prepared at (23 ± 2) °C and stored in water at (37 ± 2) °C prior to testing. Storage in water for 24 h is normally sufficient to discriminate between those materials that cannot and those that can withstand a wet environment. Thermal cycling between 5 °C and 55 °C may be used as an accelerated ageing test. Longer periods of water storage may be necessary to show durability of the bond.

The recommended procedures are the following.

— Test type 1: short-term test after 24 h in water at 37 °C.

© ISO 2003 — All rights reserved

الشَّكل (51) صورة مأخوذة من توصيات الـ ISO (TS 11405:2003)

مُناقشة اختبار قوّة الارتباط:

نُشرِت في الأدبيات الطبيّة طرائق مُختلفة لاختبار سلوك الارتباط للأسنان الجاهزة مع الـ PMMA : رَكزت بعض الدّراسات على اختبار مقاومة القصّ (SBS) (Akin et al, 2013) (Klaiber et al, 2021)، يبدو أنَّ سرعة القصّ لها تأثير على قوّة الارتباط (De Abreu et al, 2014)، وتشير الأدبيات إلى تلك القِيَم التّي تتراوح بين 0.5 و 2 ملم/دقيقة ومع ذلك توصي إرشادات الـ ISO بتطبيق سرعة تتراوح بين 0.45 و 1.05 ملم/دقيقة (TR 11405:1994) وحسب دراسة الباحث (Prpić et al[2], 2020)، في هذه الدّراسة تمّ تلقين الجهاز وفقاً لمعايير الـ ISO للعيّنات فور إزالتها من الماء المُقطّر تحت الشّروط المذكورة سابقاً، ضُبطَت السّرعة على 1ملم/دقيقة، وطبِّقت عند سطح الارتباط للأسنان الجاهزة أو أسنان

الرَّاتنج الأكريليّ المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM مع الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر، وسُجّلت قيمة القوّة المُطبقة التّي أدَّت لحدوث الفشل لكل عيّنة على حدى، وهذا مكنَّنا من إجراء مقارنات سهلة لقوّة ارتباط المجموعات المدروسة.

مُناقشة نتائج قوّة الارتباط:

عند المقارنة بين قوّة ارتباط الأسنان المُصنَّعة بتقنيّة الـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بالمقارنة مع ارتباط الأسنان الاصطناعيّة الجاهزة (المجموعة الشَّاهدة) **لم يكن هنالك أيّة فروق جوهريّة**، وهذا تَوضَّح بالدّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة لبيانات مقاومة القصّ، لم تكن هناك أيَّة دراسة سابقة مماثِلة ولكنَّ هذه النَّتيجة تتناسب مع نتائج Prpić[2] وزملائه عام 2020 الذّي قارن بين ارتباط الأسنان الجاهزة مع القواعد الأكريليّة الحراريّة والقواعد المنحوتة بالـ CAD/CAM ولم يجد أي فارق بينهما، وتتشابه مع نتائج دراسة الباحث Han عام 2020 الذّي درس عدّة أنواع من الأسنان المصنوعة من الرَّاتنج بتركيبات مُختلفة، وقارنها مع راتنجات قاعدة الجهاز من مواد تقليديّة حراريّة والقواعد المستخدِمة للـ CAD/CAM عبر ربطِها باستخدام بوند خاص.

من الدّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة لبيانات متوسطات مقاومة القصّ، وُجِدَت فروق ذات دلّالة إحصائيّاً بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الأجهزة الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ مُعالجة سطح ارتباطها، وبالتَّالي **رُفضت فرضيّة العدم** وهذا يؤكّد بأنَّ معالجة السَّطح بالـ MMA ساهمت في تحسين ارتباط الأسنان الرَّاتنجيّة الأكريليّة المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM مع الأكريل التَّقليديّ حراريّ التَّماثر، وقد نُفسِّر هذا بدور سائل الميتيل ميتاكريلات (MMA) الذّي يعمل كمُبدِئ كيميائيّ للتَّفاعل مع القاعدة الأكريليّة مما يؤدي لتكوين كوبوليمير من خلال تكوين روابط تساهميّة وروابط هيدروجينيّة وأيضاً روابط

بين جزيئيّة (Ali et al.2015) زادت من قيم مقاومة القص، كما يمكن تعليله بأنَّ سائل المونومير ذاتيّ التَّماثر يقوم بحل dissolve الطَّبقة السَّطحيّة من سطح الرَّاتنج الأكريليّ مما أدَّى لهذا التَّحسن الكبير في الارتباط بعد معالجة السَّطح (Vallittu et al,1994).

تتوافق هذه النَّتيجة مع نتائج Palitsch وزملائه عام 2012، والتّي تنص أنَّ الميتيل ميتاكريلات المعيار الذَّهبي الذّي يزيد من قوّة الارتباط مقارنةً بتعديلات السَّطح الأُخرى (Palitsch et al,2012)، ولكنَّه أجرى هذا التَّعديل على الأسنان الجاهزة، كما اتّفقت هذه النَّتيجة مع نتيجة Takahashi وآخرين عام 2000، كما واتّفقت مع دراسة Klaiber وزملائه عام 2021 حيث أسفر تطبيق MMA عن أعلى قِيَم لمقاومة القصّ بين الأسنان الاصطناعيّة الجاهزة وقواعد الـ PMMA.

بينما اختلفت مع نتائج Saavedra وزملائه عام 2007 الذّي استنتج عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائيّاً بارتباط الأسنان الجاهزة بعد طلي سطحها بالـ MMA وقد نُفسِّر هذه النَّتيجة بسبب الاختلاف في طريقة ومدّة تطبيق الميتيل ميتاكريلات على سطح الارتباط حيث قام الباحث Saavedra بدهن السَّائل لمرّة واحدة وتركَه ليجِف لمدّة 5 دقائق.

- اعتُمّدت طريقة التَّرميل الهوائيّ عبر تيار عالي الضَّغط من ذرات أوكسيد الألمنيوم باتجاه سطح المادّة المجهزة للارتباط (Chung et al, 2008) وبأحجام ذرَّات مُختلفة تتراوح من (250–50) ميكرون، ويتمّ استخدامها لتعديل سطح الـ PMMA وبالتَّالي توفير مساحة سطح أكبر وبالتَّالي تعزير الارتباط وتشكيل روابط أقوى (Akin et al, 2011)، ولوحِظ أنَّ التَّرميل أحدث زيادة بقوّة الارتباط وقد يُفسَّر ذلك بكشف الطَّبقة السَّطحيّة وإزالتها للوصول لسطح ذات طاقة سطحيّة حرَّة أعلى Bhochhibhoya et al, 2016)، وتكون الطاقة السَّطحيّة الحرَّة لسطح الرَّاتنج الأكريليّ المُرمَّل حديثاً أكبر من تلك

الموجودة في السَّطح غير المُعالج مما قد يكون سبباً لتحسين الارتباط (Barbosa et al,2009) (Hammad et al, 2013) (Bahrani & Khaledi, 2014).

تبيَّن بالدّراسة الإحصائيّة التَّحليليّة لبيانات متوسطات مقاومة القصّ تحسُّن قِيَم مقاومة القصّ نسبيّاً، ولكن مع عدم وجود فروق جوهريّة بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد التَّخشين بالتَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون بالمقارنة مع الأسنان التّي لم يتمّ ترميلها وبالتَّالي **قُبلت فرضيّة العدم الثَّانية**، نعزو ارتفاع متوسط قِيَم رابطة القصّ لزيادة مساحة سطح الارتباط النَّاتجة عن عملية التَّرميل، إلا أنَّ ذرات أوكسيد الألمنيوم لم تكن فعّالة بشكل كافٍ لزيادة الطَّاقة السَّطحيّة الحرَّة، وكما هو معلوم أنَّ تأثير التَّرميل تأثير ميكانيكيّ مجهريّ بحت مما أدَّى لتخشين السَّطح فقط وهذا بدوره لم يُحسِّن الارتباط بشكل ملحوظ.

كانت هذه النَّتائج متوافقة مع الدّراسات السَّابقة التّي قِيَمت تأثير معالجات السَّطح على مقاومة القصّ للأسنان الاصطناعيّة الجاهزة وقواعد الأجهزة المتحرِّكة كدراسة Helal وزملائه عام 2022 في السّعودية، الذّي وجد بأنَّ طريقة التَّرميل الهوائيّ لمعالجة السَّطح لم تكن فعّالة بتحسين الارتباط بين الأسنان الجاهزة وقواعد الـ CAD/CAM، باختلاف أنَّه أجرى هذا التَّعديل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم 250 ميكرون وبضغط 70 بار لمدّة 15 ثانية على بعد 10 ملم على سطح الأسنان الاصطناعيّة الجاهزة، ومع دراسة Klaiber وآخرين لعام 2021 الذّي اعتبر التَّرميل الهوائيّ خياراً موثوقاً لتعديل السَّطح بحيث أسفر عن أعلى قِيَم للخشونة، ومع ذلك لم يعثُر الباحث على أي دور إيجابي للتَّرميل بزيادة قِيَم مقاومة القصّ، بفارق أنَّ التَّرميل في هذه الدّراسة تمّ بذرَّات 250 ميكرون وضغط 0.3 ميغا باسكال لمدّة 30 ثانية على بعد 10 ملم، كما اتفقنا مع دراسة HAN وزملائه عام 2020 الذّي استنتج بأنَّ التَّرميل الهوائيّ على أسنان Vita MFT لم يؤدِ لزيادة قِيَم مقاومة القصّ بين أسنان Vita MFT وراتنجات القاعدة المُتماثرة حراريّاً.

قُبلت فرضيّة العدم الرّابعة H_{04} والتّي تقوم على عدم وجود فروق جوهريّة بقوّة ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـــ CAD/CAM مع قواعد الرّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً بعد إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة بالمقارنة مع الأســـنان التّي لم يتمّ تعديلها، اعتُمّدت هذه الطّريقة اســـتناداً لنتائج Takakusaki في اليابان عام 2022 الذّي وجد أنَّ حفر ميازيب التّثبيت المُتعامدة سيكون فعّالاً في رفع قِيَم قوى القصّ، وتحسين الارتباط بين الأسنان الاصطناعيّة وقواعد الرّاتنج حراريّ التّماثر. وبعد إجراء الاختبار الميكانيكيّ، أوضحت الدّراسة الإحصائيّة التّحليليّة لبيانات متوسطات مقاومة القصّ تحسُّن قِيَم مقاومة القصّ لكن مع عدم وجود فروق دالّة إحصائيّاً، قد يعود ذلك إلى ضعف متانة الجزء المُحضَّر من السّن بسبب التّحضير الكبير الذّي أُنجِز عليه، مما قد يُفسّر ارتفاع نسبة الفشل المختلط في هذه المجموعة (حفر ميازيب مُتعامدة: عرض الميزاب 0.5 ملم وعمقه 0.5 ملم والمســـافة بين الميازيب 1 ملم) فكانت النّتيجة كسر السّن مع بقاء الجزء المكسور ضمن القاعدة الأكريليّة.

اختلفت هذه النتيجة مع نتائج Saavedra وآخرون عام 2007 الذّي خلُص بحثهم إلى أنَّ ميازيب التّثبيت المُتعامدة ذات نتائج أفضل من سائل الأكريل ذاتيّ التّماثر وكما اختلفت مع نتائج الباحثة Joanna Taczała عام 2021 التّي اســـتنتجت أنَّ أصـــغر الإجهادات كانت بالعينة ذات الميازيب المُتعامدة، وكذلك اختلفنا مع نتائج Takakusaki عام 2022 الذّي أكّدَ أنَّ ميازيب التّثبيت المُتصـــالبة في باطن الأسنان الاصطناعيّة فعّالة في تحسين الارتباط مع قواعد الرّاتنج الأكريليّ حراريّ التّماثر، وقد يُعزى كل ما سبق إلى اختلاف المادّة التّي صُنِّعت منها الأسنان.

مُناقشة دراسة نمط الفشل:

دُرِسَ سـطح الارتباط الوحيد للسّـن تحت تكبير (X5) وذلك باسـتخدام النَّظّارة المُكبِّرة السّـنيّة (Dental loupes) بوقت واحد وبنفس البعد بين العدسـة المُكبِّرة والعيّنة المدروسـة من أجل توحيد شـروط الدّراسـة، واستخدمت المسطرة المليمتريّة التَّقويميّة المدرَّجة لحساب نسبة فشل الالتصاق وفشل التماسك.

بيَّنت الدّراسـة الإحصـائيّة وفقاً لاختبار كاي مربَّع أنَّه عند مسـتوى الثقة 99% توجد فروق ذات دلّالة إحصائيّاً في تكرارات أنماط الفشل الحاصلة بين المجموعات الخمسة المدروسة في عينة البحث أي **أنَّ طريقة التَّثبيت المُتَّبعة تؤثّر في نمط الفشل الحاصل.**

لوحظ حدوث فشل التصاق بنسبة 100% في مجموعات (الشَّاهدة و PMMA بدون أيَّة تعديلات والتَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم) وقد يُعزى ذلك إلى ضعف التَّرابط بين المادَّتين. وأما عيّنات مجموعة معالجة السَّطح بسائل الأكريل ذاتيّ التَّماثر، فقد أظهرت انفصالاً من النّوع المُتماسك بنسبة 50% وهذا دليل على قوّة ارتباط المادَّتين كيميائيّاً والتَّطبيق الصَّحيح والالتزام بتعليمات الشَّركة المُصنِّعة. أما في مجموعة الميازيب المُتعامدة، فقد لوحِظ وجود الفشل من النّوع المُختلط بنسبة 62.5% وبعدها كانت نسبة الفشل المُتماسك 25% وهو يتوافق مع دراسة Akin وآخرون عام 2014[2]، ومع ربط النَّتائج السَّابقة بالمُشاهدات العيانيّة لوحِظ أنَّها استغرقت وقتاً طويلاً لحدوث الفشل بالمقارنة مع المجموعات المدروسة الأخرى، وهذا له انعكاس سريري على طول مدة بقاء الجهاز سليماً في الفم قبل انفصال الأسنان عنه.

الباب الخامس

الاستنتاجات

Conclusions

الاستنتاجات

ضمن حدود هذه الدّراسة يمكن استنتاج الآتي:

1- زادت مُعالجة سطح الارتباط بسائل المونومير من مقاومة القصّ بين الأسنان الرَّاتنجية الأكريليّة المُصمَّمة والمنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM وقواعد الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر.

2- لم يساهم التَّرميل بذرَّات أوكسيد الألمنيوم بحجم 50 ميكرون بتحسين ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً.

3- لم يساهم إجراء ميازيب على شكل خطوط مُتعامدة بتحسين ارتباط الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً.

4- ليس هنالك فرق بين الأسنان المُصمَّمة والمنحوتة بالـ CAD/CAM والأسنان الجاهزة من حيث قوّة ارتباطها مع قواعد الرَّاتنج الأكريليّة المُتماثرة حراريّاً.

5- إنَّ طرائق تحضير سطوح الأسنان المُتَّبعة تُؤثِّر في نمط الفشل الحاصل.

الباب السَّادس

المُقترحات والتَّوصيات

Suggestions and Recommendations

1.6 المُقترحات Suggestions:

- نقترح إجراء دراسة مخبريّة لمعرفة تأثير استخدام حجوم مُختلفة من ذرات أوكسيد الألمنيوم على قوّة الارتباط.
- نقترح اختبار ارتباط الأسنان المطبوعة ثلاثيّة الأبعاد مع قواعد الأجهزة المُصنَّعة من الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر والرَّاتنج الأكريليّ المُصلَّب مُسبقاً بالـ CAD/CAM.
- نقترح إجراء دراسة عن معالجة سطوح الأسنان الأكريليّة المنحوتة وفق نظام الـ CAD/CAM في قوّة ارتباطها مع الكومبوزيت ضوئيّ التَّصلُّب.
- نقترح إجراء دراسة سريريّة لمعرفة ديمومة الارتباط السّريريّ لهذا النّوع الجديد من الأسنان في مجال التَّعويضات المتحرِّكة.

2.6 التَّوصيات Recommendations:

- نوصي باعتماد معالجة السَّطح بسائل المونومير ذاتيّ التَّماثر لمدّة 180 ثانية لتحسين قوّة الارتباط بين الأسنان الرَّاتنجيّة الأكريليّة المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM وقواعد الرَّاتنج الأكريليّ حراريّ التَّماثر.
- يمكن استخدام الأسنان الرَّاتنجيّة الأكريليّة المنحوتة بتقنيّة الـ CAD/CAM لصناعة الأجهزة المتحرِّكة لأنها أظهرت قوى ارتباط مُشابِهة للأسنان الجاهزة.

الباب السَّابع

المراجع

References

- Akin, H., Tugut, F., Mutaf, B., Guney, U., (2011). Effect of sandblasting with different size of aluminum oxide particles on tensile bond strength of resilient liner to denture base. **Journal of Cumhuriyet Dent**, 14(1), 5-11.

- Akin, H., Tugut, F., Guney, U., Akar, T., (2013). Shear Bond Strength of Denture Teeth to Two Chemically Different Denture Base Resins after Various Surface Treatments. **Journal of prosthodontics**, 23(2), 152-156.

- Akin, H., Tugut, F., Guney, U., & Akar, T. (2014). Shear bond strength of denture teeth to two chemically different denture base resins after various surface treatments. **Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists**, *23*(2), 152–156. [1]

- Akin, H., Kirmali, O., Tugut, F., & Coskun, M. E. (2014). Effects of different surface treatments on the bond strength of acrylic denture teeth to polymethylmethacrylate denture base material. **Photomedicine and laser surgery**, 32(9), 512–516. [2]

- Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., Goodacre, C. J., & Özcan, M. (2019). A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). **Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists**, *28*(4), 452–457.

- AlHelal, A., AlRumaih, H. S., Kattadiyil, M. T., Baba, N. Z., & Goodacre, C. J. (2017). Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: A clinical study. **The Journal of prosthetic dentistry**, *117*(2), 233–238.

- Ali, U., Karim, K. J. Bt. A., & Buang, N. A. (2015). A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). **Polymer Reviews**, *55*(4), 678–705.

- Alla, Rama Krishna & Swamy, K.N. & Vyas, Ritu & Konakanchi, Anusha. (2015). Conventional and Contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I – Overview, composition and properties. **International Journal of Applied Dental Sciences.** 1. 82-89.

- Alouch, E., Karkoutly, M., & Teriaky, O. (2024). Effect of various staining beverages on the color stability of CAD/CAM PMMA denture teeth: An in vitro study. **Clinical and experimental dental research**, *10*(2), e869.

- Andrade de Freitas, S. L., Brandt, W. C., Miranda, M. E., & Vitti, R. P. (2018). Effect of Thermocycling, Teeth, and Polymerization Methods on Bond Strength Teeth-Denture Base. **International journal of dentistry**, *2018*, 2374327.

- Anusavice, J. K., Phillips, W. R. (2003)."**Phillips' Sciene of Dental Materials**". 11th Edition, Elsevier Health Science. St. Louis, Mo. 45-154.

-Anusavice, K.J., Phillips, R.W., Shen, C. & Rawls, H.R. (2013). **Phillips' Science of Dental Materials**. 18th Edition, Elsevier/Saunders, St. Louis. Ch8, p:92-110.

- Arnold, C., Hey, J., Schweyen, R., & Setz, J. M. (2018). Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. **The Journal of prosthetic dentistry**, *119*(4), 586–592.

-Arslan, M., Murat, S., Alp, G., & Zaimoglu, A. (2018). Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. **International journal of computerized dentistry**, *21*(1), 31–40.

- Bahrani, F., & Khaledi, A. A. (2014). Effect of surface treatments on shear bond strength of denture teeth to denture base resins. **Dental research journal**, 11(1), 114–118.

- Barbosa, D. B., Barão, V. A., Monteiro, D. R., Compagnoni, M. A., & Marra, J. (2008). Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. **Gerodontology**, *25*(4), 237–244.

- Barbosa, D. B., Monteiro, D. R., Barão, V. A., Pero, A. C., & Compagnoni, M. A. (2009). Effect of monomer treatment and polymerisation methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. **Gerodontology**, *26*(3), 225–231.

- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. **British dental journal**, *204*(9), 505–511.

- Bhochhibhoya, A., Mathema, S., Maskey, B., (2016). An evaluation on effect of surface treatment and mechanical modifications on shear bond strength between acrylic denture teeth and heat cure acrylic denture base resin. **EC Dental Science**, 6, 1450-1462.

- Bilgin, M. S., Baytaroğlu, E. N., Erdem, A., & Dilber, E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. **European journal of dentistry**, *10*(2), 286–291.

- Boucher C. O. (1975). Complete denture prosthodontics-the state of the art. **The Journal of prosthetic dentistry**, *34*(4), 372–383.

- Cardash, H. S., Applebaum, B., Baharav, H., & Liberman, R. (1990). Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. **The Journal of prosthetic dentistry**, 64(4), 492–496.

- Chaves, C. A., Regis, R. R., Machado, A. L., & Souza, R. F. (2009). Effect of ridge lap surface treatment and thermocycling on microtensile bond strength of acrylic teeth to denture base resins. **Brazilian dental journal**, 20(2), 127–131.

- Choi, J. J. E., Uy, C. E., Plaksina, P., Ramani, R. S., Ganjigatti, R., & Waddell, J. N. (2020). Bond Strength of Denture Teeth to Heat-Cured, CAD/CAM and 3D Printed Denture Acrylics. **Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists**, *29*(5), 415–421.

- Chung, R. W., Clark, R. K., & Darvell, B. W. (1995). The bonding of cold-cured acrylic resin to acrylic denture teeth. **Australian dental journal**, *40*(4), 241–245.

- Chung, K. H., Chung, C. Y., Chung, C. Y., & Chan, D. C. (2008). Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. **Journal of oral rehabilitation**, *35*(4), 268–275.

- Cunningham, J. L., & Benington, I. C. (1996). A new technique for determining the denture tooth bond. **Journal of oral rehabilitation**, 23(3), 202–209.

- Cunningham, J. L., Benington, I. C. (1997). A survey of the pre-bonding preparation of denture teeth and the efficiency of dewaxing methods. **Journal of Dentistry**, 25, 125-128.

- Cunningham, J. L., Benington, I. C. (1999). An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. **Journal of dentistry**, 27(2), 129–135.

- Coelho, C. M., Rubo, J. H., & Pegoraro, L. F. (1996). Tensile bond strength of a resinous cement to a nickel-chromium alloy modified with five surface treatments. **The Journal of prosthetic dentistry**, 76(3), 246–249.

-Dal Piva, A., Tribst, J., & Bottino, M. (2018). Evaluation of shear bond strength and shear stress on zirconia reinforced lithium silicate and high translucency zirconia. **Journal of Oral Research**, *7(1), 30-36.*

- Dandiwal, N., Kumar, S., Jain, S., Aggarwal, R., Singla, N., & Reddy, N. K. (2019). Evaluation of Shear Bond Strength of Three Different Acrylic Resin and Artificial Denture Teeth with and without Monomer Application. **The journal of contemporary dental practice**, *20*(1), 94–100.

- Darbar, U. R., Huggett, R., & Harrison, A. (1994). Denture fracture--a survey. **British dental journal**, 176(9), 342–345.

-Dayan, C., Guven, M. C., Gencel, B., & Bural, C. (2019). A Comparison of the Color Stability of Conventional and CAD/CAM Polymethyl Methacrylate Denture Base Materials. **Acta stomatologica Croatica**, *53*(2), 158–167.

- Denizoğlu, S., Hanyaloğlu, C. S., & Aksakal, B. (2009). Tensile bond strength of composite luting cements to metal alloys after various surface treatments. **Indian journal of dental research**: official publication of Indian Society for Dental Research, 20(2), 174–179.

-De Abreu, C. W., Filho, G. D., Kojima, A. N., Joias, R. M., Mesquita, A. M. M. (2014). **Brazilian Dental Science**. 17(3), 50-53

- El-mahdy, M., El-gheriani, W., Idris, B., & Saad, A. (2005). Effect of coupling agents on the important physio-mechanical properties of acrylic resin reinforced with ceramic filler. **Ainshams Dental Journal**, 8, 243-254.

- Engler, M., J. F. Guth, C. Keul, K. Eerselt, D. Edelhoff and A. Liebermann (2020). " Residual monomer elution from different conventional and CAD/CAM dental polymers during artificial aging." **Clinical Oral INVESTING**, 24(1): 277-284.

- Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., (2019). **Fundamentals of CAD/CAM Dentistry. American College of Prosthodontists**, Ch 2.6, 323- 370.

- Geerts, G. A., & Jooste, C. H. (1993). A comparison of the bond strengths of microwave- and water bath-cured denture material. **The Journal of prosthetic dentistry**, 70(5), 406–409.

- Gebelein, G. C., & Koblitz, F. F., (1981). **Biomedical and Dental Applications of Polymers**. American Chemical Society, Houston, Texas, Ch (9), P:317-341.

- Gharebagh, T. G., Hamedirad, F., & Miruzadeh, K. (2019). Comparison of Bond Strength of Acrylic, Composite, and Nanocomposite Artificial Teeth to Heat-Cure Acrylic Denture Base Resin. **Frontiers in dentistry**, *16*(3), 166–172.

- Han, S. Y., Moon, Y. H., & Lee, J. (2020). Shear bond strength between CAD/CAM denture base resin and denture artificial teeth when bonded with resin cement. **The journal of advanced prosthodontics**, *12*(5), 251–258.

- Hammad, S. M., & El Banna, M. S. (2013). Effects of cyclic loading on the shear bond strength of metal orthodontic brackets bonded to resin composite veneer surface using different conditioning protocols. **Progress in orthodontics**, 14, 14.

- Helal, M. A., Al-Gazzar, A. E., Abas, M., Akhtar, S., Gad, M. M., & Al-Thobity, A. M. (2022). Comparative Effect of Different Surface Treatments on the Shear Bond Strength of Two Types of Artificial Teeth Bonded to Two Types of Denture Base Resins. **Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists**, *31*(5), 427–433.

-Kailembo, A., Preet, R., & Stewart Williams, J. (2016). Common risk factors and edentulism in adults, aged 50 years and over, in China, Ghana, India and South Africa: results from the WHO Study on global AGEing and adult health (SAGE). **BMC oral health**, *17*(1), 29.

- Kawano, F., Ohguri, T., Ichikawa, T., Mizuno, I., & Hasegawa, A. (2002). Shock absorbability and hardness of commercially available denture teeth. **The International journal of prosthodontics**, 15(3), 243–247.

- Klaiber, D., Spintzyk, S., Geis-Gerstorfer, J., Klink, A., Unkovskiy, A., & Huettig, F. (2021). Bonding Behavior of Conventional PMMA towards Industrial CAD/CAM PMMA and Artificial Resin Teeth for Complete Denture Manufacturing in a Digital Workflow. **Materials (Basel, Switzerland)**, *14*(14), 3822.

- Kurt, M., Saraç, Y. Ş., Ural, C., & Saraç, D. (2012). Effect of pre-processing methods on bond strength between acrylic resin teeth and acrylic denture base resin. **Gerodontology**, *29*(2), e357–e362.

- Lagouvardos, P. E., & Polyzois, G. L. (2003). Shear bond strength between composite resin and denture teeth; effect of tooth type and surface treatments. **The International Journal of Prosthdontics**,*16,*499-504.

- Lai, C. P., Tsai, M. H., Chen, M., Chang, H. S., & Tay, H. H., (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. **Dental Materials**, 20, 133-141.

- Lima, J. M., Anami, L. C., Araujo, R. M., & Pavanelli, C. A. (2014). Removable partial dentures: use of rapid prototyping. **Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists**, *23*(7), 588–591.

- Loyaga-Rendon, P. G., Takahashi, H., Hayakawa, I., & Iwasaki, N. (2007). Compositional characteristics and hardness of acrylic and composite resin artificial teeth. **The Journal of prosthetic dentistry**, *98*(2), 141–149.

-MacEntee, M. I., & Walton, J. N. (1998). The economics of complete dentures and implant-related services: a framework for analysis and preliminary outcomes. **The Journal of prosthetic dentistry**, *79*(1), 24–30.

- Machado, C., Sanchez, E., Azar, S. S., & Uribe, J. M. (2007). Comparative study of the transverse strength of the three denture base materials. **Journal of Dentistry**, 35, 930-933.

- Manappallil, J. J. (2003). Denture resin and Polymers. **Basic Dental Materials**. Manappallil, J. J. 2nd ed. Jaypee Brothers Medical Pub. Ch8. P:100-135.

- Manappallil, J. J. (2010). Denture resin and Polymers**. Basic Dental Materials**. Manappallil, J. J. 3rd ed. Jaypee Brothers Medical Pub. Ch25. P:381-405.

- Manappallil, J. J. (2016). Denture resin and Polymers. **Basic Dental Materials**. Manappallil, J. J. 4TH ed. Jaypee Digital. Ch25.P:531-554.

- Meng, T. R., Jr, & Latta, M. A. (2005). Physical properties of four acrylic denture base resins. **The journal of contemporary dental practice**, *6*(4), 93–100.

- Moffitt, A. R., Woody, R. D., Parel, S. M., & Miller, B. H. (2008). Failure modes with point loading of three commercially available denture teeth. **Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists**, 17(6), 432–438.

- Monther, B., Wazir, G., (2002). Comparative study of increasing retention of acrylic teeth to the base of removable dentures. (**Master)**, Damascus university. (30).

- Nguyen, J. F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. **Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials**, *28*(5), 529–534.

- Noort, R. V. (2013). Laboratory and Related Dental Materials. **Introduction to Dental Materials**. E-Book. Noort, R. V. Elsevier. Ch3. P:173-175.

- O'Brein, W. J. (2008) **Dental Materials and Their Selection**. O'Brein, W. J. 4th ED. Quintessence. P:80 – 81.

- O'Connor, R. P., Nayyar, A., & Kovarik, R. E. (1990). Effect of internal microblasting on retention of cemented cast crowns. **The Journal of prosthetic dentistry**, 64(5), 557–562.

- Robison, N. E., Tantbirojn, D., Versluis, A., & Cagna, D. R. (2016). Failure strengths of denture teeth fabricated on injection molded or compression molded denture base resins. **The Journal of prosthetic dentistry**, *116*(2), 292–299.

-Rosentiel, S. F., Land, M. F.& Fujimoto, J. (2006). **Contemporary Fixed Prosthodontics**. 4th ed, Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, P:336-378.

-Rupp, N. W, Bowen, R. L., & Pafffenbarger. G. C. (1971). Bonding Cold-Curing Denture Base Acrylic Resin to Acrylic Resin Teeth. **The Journal of the American Dental Association**, *82(3),* 601-606.

-Saavedra, G., Neisser, MP., Sinhoreti, MA., Machado, C., (2004) Evaluation of bond strength of denture teeth bonded to heat polymerized acrylic resin denture bases. **Brazilian Journal of Oral Sciences**, 3(9), 458-464.

- Saavedra, G., Valandro, L. F., Leite, F. P., Amaral, R., Ozcan, M., Bottino, M. A., & Kimpara, E. T. (2007). Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. **The International journal of prosthodontics**, 20(2), 199–201.

- Salim, S., Sadamori, S., & Hamada, T. (1992). The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **The Journal of prosthetic dentistry**, 67(6), 879–881.

- Sakaguchi, R., Ferracane, j. (2019). Testing of Dental Materials and Biomechanics. **Craig's Restorative Dental Materials**. Sakaguchi, R., Ferracane, j., & Powers, J. 14th ED. Elsevier. Ch5. P :80-82.

- Sarafianou, A., Seimenis, I., & Papadopoulos, T. (2008). Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. **The Journal of prosthetic dentistry**, 99(5), 377–387.

- Sayes, S., & Al-bouny, S. (2011). **Textbook in Dental Materials**, 610-697.

- Schneider, R. L., Curtis, E. R., & Clancy, J. M. (2002). Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base**. The Journal of prosthetic dentistry**, 88(2), 145–150.

- Shen, C., Colaizzi, F. A., & Birns, B. (1984). Strength of denture repairs as influenced by surface treatment. **The Journal of prosthetic dentistry**, *52*(6), 844–848.

- Shillinburg, TH. (1997). **Finishing and Cementation, fundamental of fixed prosthesis**, 3rd ed. Quintessence, 398-399.

- Shimoyama, K., Uchida, T., Nagao, M., Odagiri, K., Shirasaki, Y., & Tateishi, T. (1993). Mechanical properties of artificial teeth. **The Bulletin of Tokyo Medical and Dental University**, *40*(1), 13–16.

-Sirisha, K., Rambabu, T., Shankar, Y. R., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. **Journal of conservative dentistry: JCD**, *17*(4), 305–311.

- Suzuki, S., Sakoh, M., & Shiba, A. (1990). Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. **Journal of biomedical materials research**, *24*(8), 1091–1103.

- Spratly, M. (1987). An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. **The Journal of prosthetic dentistry**, 58(3), 358-392.

- Taczała, J., Rak, K., Sawicki, J., & Krasowski, M. (2021). Numerical Analysis of the Bond Strength between Two Methacrylic Polymers by Surface Modification. **Materials (Basel, Switzerland)**, *14*(14), 3927.

- Takahashi, Y., Chai, J., Takahashi, T., & Habu, T. (2000). Bond strength of denture teeth to denture base resins. **The International journal of prosthodontics**, *13*(1), 59–65.

- Takaichi, A., Fueki, K., Murakami, N., Ueno, T., Inamochi, Y., Wada, J., Arai, Y., & Wakabayashi, N. (2022). A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. **Journal of prosthodontic research**, *66*(1), 53–67.

- Takakusaki, K., Murakami, N., Wada, J., Kasai, T., Matsuno, H., Yamazaki, T., Iwasaki, N., Yatabe, M., Takahashi, H., & Wakabayashi, N. (2022). Effect of retention hole designs in artificial teeth on failure resistance of the connection with thermoplastic resin. **Dental materials journal**, *41*(4), 573–579.

- Tandon, R., Gupta, S., & Agarwal, S. K. (2010). Denture base materials: from past to future. **Indian Journal of Dental Sciences**, 2, 33-39.

- The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition. (2023). **The Journal of prosthetic dentistry**, 130(4 Suppl 1), e1–e3.

- Palitsch, A., Hannig, M., Ferger, P., Balkenhol, M., (2012). Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: The role of conditioning liquids. **Journal of Dentistry**, 40(3), 210-221.

- Petersen P. E. (2003). The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century-the approach of the WHO Global Oral Health Programme. **Community dentistry and oral epidemiology**, *31 Suppl 1*, 3–23.

- Phillips R. W. (1991). **Science of dental material**. Phillips R. W. 9th ed. Saunders Co. Philadelphia. 256-279

- Prpić, V., Schauperl, Z., Ćatić, A., Dulčić, N., & Čimić, S. (2020). Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials**. Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists**, 29(6), 524–528. [1]

- Prpić, V., Schauperl, Z., Glavina, D., Ćatić, A., & Čimić, S. (2020). Comparison of shear bond strengths of different types of denture teeth to different denture base resins. **The journal of advanced prosthodontics**, *12*(6), 376–382. [2]

- Vallittu, P. K., Lassila, V. P., & Lappalainen, R. (1994). Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. **The Journal of prosthetic dentistry**, *72*(6), 639–643.

- Vojdani, M., Sattari, M. SH. K., & Farzin, M. (2010). Cytotoxicity of resin-based cleansers: an in vitro study. **Iranian Red Crescent Medical Journal**, 2010, 152-162.

- Vojdani, M. & Giti, R. (2015). Polyamide as a Denture Base Material: A Literature Review. **Journal of Dental (Shiraz),** 16(1 Suppl), 1-9.

- Vongvachvasin, K., Thaweboon, S., Churnjitapirom, P., Kaophun, S., Chotprasert, N. (2018) "The Physical Properties of PMMA Denture base Resin Incorporated with Vanillin. **Key Engineering Materials,** 77(3), 338-343.

- Wang, C., Shi, Y. F., Xie, P. J., & Wu, J. H. (2021). Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. **The Journal of prosthetic dentistry**, 125(2), 249–256.

- Wataha, J. C. (2002). Alloys for prosthodontic restorations. **The Journal of prosthetic dentistry**, 87, 351-363.

- Zafar M. S. (2020). Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. **Polymers**, *12*(10), 2299.

- Zarb, George & Bolender, C.L. (2004). **Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses**. 12th ed. St. Louis: Mosby Inc. 190-207.

- Zeng, J., Sato, Y., Ohkubo, C., &Hosoi, T. (2005). In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. **The Journal of prosthetic dentistry**, 94(5), 453-457.

- Zuckerman G. R. (2003). A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. **The Journal of prosthetic dentistry**, 89(6), 603–607.

المراجع باللُّغة العربيّة:

- الحلو، هبة. (2020، حزيران،15). تقييم امتصـاص الماء والانحلاليّة للرَّاتنج الأكريليّ المُصـنَّع بتقنية CAD-CAM والرَّاتنج الأكريليّ التقليديّ، **مجلة جامعة حمص**، 42، 218-225.

– السَّايس، سهام (2003). "**المواد السّنيّة التَّعويضيّة**"، دمشق.

– السَّعدي، مهند (2010) " **المعجم الشَّارح لمصطلحات التَّعويضات السّنيّة**"، دار القدس للعلوم.

– الشَّعراني، إياد، والوزير، غسَّان. (2006) "**التَّعويضات المتحرِّكة الكاملة والتَّعويضات الوجهيّة الفكيّة (2)**"، منشورات جامعة دمشق.

– المحمد، نورس (2010). "دراسة مخبريّة مقارنة للقساوة الميكرويّة وقوّة الارتباط مع القاعدة الأكريليّة للجهاز بين الأسنان الأكريليّة التَّقليديّة وأسنان الرَّاتنج المركّب." ماجستير، دمشق.

– بعيون، خالد، أحمد (2009). "دراسة مخبريّة مقارنة لبعض طرائق تثبيت الأسنان الخزفيّة على الصَّفائح القاعديّة للأجهزة الأكريليّة المتحرِّكة". ماجستير، دمشق.

– شلَّار، عمار (2022). " دراسة مخبريّة لمقارنة مقاومة الصَّدم وصلابة الانكسار لمادّة الرَّاتنج الأكريليّ التَّقليديّ والرَّاتنج الأكريليّ المنحوت بطريقة الـ **CAD/CAM**". ماجستير، دمشق.

– شنّاق، أحمد (2010). "دراسة مخبرية مقارنة بين قوّة ارتباط الأسنان الأكريليّة بقواعد الأجهزة المتحرِّكة المرنة وقواعد الأجهزة التَّقليديّة". ماجستير، دمشق.

– علّوش، إيهاب (2024). "تقييم التَّغيّر اللَّوني وقابليّة الاهتراء للأسنان الرَّاتنجيّة المُصنَّعة وفق نظام الـ CAD/CAM (دراسة مخبريّة)" . ماجستير، دمشق.

Abstract

Background:

The bond strength of artificial teeth to denture base is affected with the materials used in those teeth. Recently, Teeth designed and milled by CAD/CAM introduced as a new technique for making removable denture.

Purpose:

The purpose of this study was to investigate the effect of four surface treatment methods on bond strength of teeth milled by CAD/CAM to heat-cured acrylic denture base to decide which option is best for clinical use.

Materials and Methods:

This study had 40 samples (acrylic tooth with acrylic base), it was prepared in prosthodontics' lab of Damascus University and these samples were divided into five groups: control group to compare with pre-fabricated artificial teeth and the four other groups which are different in preparing the bonding surface of the teeth: (1) no surface treatment, (2) chemical etching with methyl methacrylate, (3) sandblasting, (4) perpendicular grooves. Bond strength was evaluated in Mechanical and Electrical Engineering Faculty with a universal testing machine, speed of the cross-head 1mm/min and maximum load 100 kg until failure. Data were statistically analyzed by using ANOVA and Tukey HSD test: $P \leq 0.01$.

Results:

The group of chemical etching with Methyl Methacrylate had the best bond strength and it was better than control group, other groups have no statistically differences.

Conclusions:

Within the limits of this study, chemical etching with Methyl Methacrylate was found to be the most effective method for enhancing the bond strength between CAD/CAM-milled tooth surface and heat-cured acrylic denture bases. Other surface treatment methods were found to have lower bond strength compared to this method.

Keywords:

Heat-Cured Acrylic, Bonding Strengths, Removable Dentures, Surface Treatment, Self-Cured Acrylic Liquid, Shear Bond Strength; Mode of Failure.

Syrian Arab Republic
Damascus University
Faculty of Dentistry
Department of Removable Prosthodontics

Evaluation of Bond Strength of Teeth Milled by CAD/CAM to Heat-Cured Acrylic Denture Base (In vitro study)

A Dissertation submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Master Degree in Removable Prosthodontics

By

Nour Al Houda Anwar Al-Homsi

Supervisor

ASS. Prof. Ammar Al-Moustafa

2025