الجمهورية العربية السورية

جامعة دمشق

كلية طب الأسنان

قسم تعويضات الأسنان المتحركة

مقارنة قوة ارتباط المرممات المعدنية والزيركونية والمصنوعة من الكومبوزيت مع الأسنان الأكريلية الاصطناعية / دراسة مخبرية /

رسالة مُقدمة إلى جامعة دمشق لنيل درجة الماجستير في علوم طب الأسنان

قسم تعويضات الأسنان المتحركة

إعداد الباحثة:

سارة جواد مرتضى

إشراف:

المدرس الدكتور جمال صقر

2025

تصريح:

"أُصـرح بأنه لا يوجد أي جزء من البحث الموصـوف في الأطروحة، بعنوان (مقارنة قوة ارتباط المرممات المعدنية والزيركونية والمصنوعة من الكومبوزيت مع الأسنان الأكريلية الاصطناعية / دراسة مخبرية /).

تمّ أخذه بالكامل من عملٍ آخر، أو أُنجز للحصول على شهادة أخرى في هذه الجامعة أو في أي جامعة أخرى أو أي معهد تعليمي، وأنّ كـافــة الأعـمـال والنتائج المذكـورة هـي نتيجـة جهـودي الشخصـية وبتـوجـيه من الأسـتاذ المـشــرف، وأن أيّــة معلومات أو نتائـج أخرى ذُكـرت قد نُسـبت إلى مصادرها ومؤلفيـها في النـص وفي قائمة المراجع."

كلمة شكر وتقدير

بدايةً الشكر والمنّةُ للهِ عزَّ وجلّ على فضلهِ وتوفيقه لي في انجاز هذا البحث، اللهمَّ لكَ الحمدُ ولك الشكر على ماوهبت وأعطيت.

ومن ثمَّ أتوجه بالشكرِ الجزيل إلى((وزارة التعليم والبحث العلمي)) ممثلةً بالسيد الوزير ((أ.د.مروان الحلبي))، لدعمهم المستمر للطلاب في المراحل الجامعية المختلفة، وأتقدم بالشكر الجزيل إلى جامعة دمشق ممثلة برئيسها ((أ.د.مصطفى صائم الدهر))، فهي ذلكَ الصرح العظيم الذي نفتخرُ به أمام العالم أجمع، لمى خرجت من باحثين وأطباءٍ أكفّاءٍ على مستوى العالم، وكل الشكر والامتنان إلى((كليّة طبِّ الأسنان)) ممثلةً بعميد الكلية ((أ.د.عمر حشمة))، وكل من الأستاذ الدكتور ((محمد لفلوف))، نائب العميد للشؤون العلمية، والأستاذ الدكتور ((حسان عاشور))،نائب العميد للشؤون الإدارية، لجهودهم المبذولة وعملهم الدؤوب على رفع سوية جامعة دمشق.

وأخصُ هنا بجزيل الشكر والإمتنان لأستاذي المشرف ((م.د.جمال صقر))، المدرس في قسم التعويضات المتحركة...لقد كنت يا أستاذي المعلّم والسند...ومهدت لي الطريق بكلّ تفانٍ وإخلاص ورحابة صدر، أشكر لكَ تعاونك، وحُسن معاملتك، فقد قدمتَ لي المساعدة والإرشاد، ويسرت لي كلَّ الصعوبات...وبذلت الجهد والوقت في مساندتي وتوجيهي...وختام هذه المرحلة ...آمل أنني كنت على قدر من المسؤولية وعند حُسنِ ظنك..لن أنسى فضلك عليّ ..وجزاك الله عني كل خير...

وأتوجه بخالص الشكر والامتنان إلى أساتذتي الأفاضل أعضاء لجنة التحكيم:

أ.د. إياد الشعراني، الأستاذ في قسم التعويضات المتحركة ،كم امتنُّ إليك، أستاذي الفاضل، على تكريس الوقت والجهد لقراءة رسالتي وتقويمها، وهذا ليس غريباً عليك، فقد كنت دائماً مرجعاً، ومساعداً، وموجهاً لنا في كلِّ مراحلِ دراستنا الجامعية...

أ.م.د.شذى قنوط، الأستاذة في قسم التعويضات المثابتة، بجامعة دمشق، أتشرف بتكرمك لقبول رسالتي هذه، وإغناؤها بملاحظاتك القيمة...واعتبرها وساماً على صدري فأنت بحرٌ من العلم وزادك الله بجمال خلقك وحسن معاملتك، لك مني يا أستاذتي الفاضلة كل الشكر والامتنان...

وأتوجه بخالص الشكر والتقدير والعرفان لجهود أساتذتي كافة في القسم:

أ.د.علاء سلوم، أ.م.عمار المصطفى، أ.د.محمد السعدي، أ.م.عمر تريلقي...

وهنا أرجو أن تكون هذه الرسالة ((رسالة الماجستير)) بداية طريقٍ للنجاح والإنجاز في بلدنا سويا الحبيبة في ظل حكومتنا الجديدة، التي نأمل أن يكون فيها كل الخير لبلادنا في ظل قائدنا ورئيسنا((أحمد الشرع))، حفظه الله لنا وسدد خطاه لما فيه خيرُ البلاد والعباد...

إهداء:

إلى الغائب عن عيني الحاضر في قلبي ووجداني، إلى من زرع فيني العزيمة والإصرار وعلى الفضيلة رباني، إلى والدي الحبيب أنت مصدر فخري وامتناني، كم أفتقدرك بجانبي وأفتقد حبك والحنان

والدي الحبيب ((المهندس جواد مرتضى)).

إلى من ضحت وسهرت وتعبت، وتحملت المسؤولية، لتكمل مشوار أبي في رعايتنا وتربيتنا، بصبرٍ وإيمانٍ دون كللٍ أو ملل، وقدمت كل غالٍ وثمين لأجلنا، إلى من أنشأتني على حب العلم والطموح إلى المعالي،وذللت الصعوبات في طريقي

والدتي الحبيبة ((الدكتورة عبير الطباع)).

إلى رفيق طفولتي وصباي، وسندي بعد أبي، شقيقي ونور عيني

أخي ((المهندس حمزة مرتضى)).

إلى من ساقته الأقدار في طريقي، وشاء الله عز وجل أن يكون نصفي الثاني، إلى من يرسم الضحكة على وجهي، ومن يتصف بالرجولة والحنان

إلى خطيبي((المهندس وليد القليح)).

إلى الرفيقة والصديقة والأخت الغالية، زهرة عائلتنا

زوجة أخي((ولاء فاطوش)).

إلى إخوتي الذين لم تلدهم لي أمي، يامن كنتم عوناً لي ومعيناً في مسيرة بحثي وعلمي، وقدمتم لي المساعدة بكلِّ تفاني وإخلاص

((نور وميسم)).

إلى أصدقائي ورفيقاتي في معظم مراحل حياتي

((ريماز،سارة، يسرى،سارة، غادة)).

المحتويات:

الملخَّص..... 1

المقدمة Introduction: 4

مشكلة البحث:..... 5

الهدف من البحث:..... 6

أهمية البحث:..... 6

مبررات البحث:..... 7

محدوديات البحث:..... 7

تساؤلات البحث:..... 7

فرضيات البحث:..... 8

الباب الأول 9

المراجعة النظريةLiterature Review..... 9

1-1استخدام المعادن في التعويضات المتحركة The use of metals in removable prostheses: 10

1-2 استخدام الزيركونيا في التعويضات المتحركة The use of zirconia in removable prostheses: . 10

1-3 استخدام الكوميبوزيت في التعويضات المتحركة The use of composite in removable prostheses:11

1-4 الراتنج الأكريلي Acrylic Risin:.....12

1-4-1 راتنج البولي ميتيل ميتاكريلات Poly Methyl Methacrylate resin:.....13

1-5 الأسنان الإصطناعية Artificial Teet: 14

1-5-1 أسنان الراتنج الأكريلي Aylic Resin Teeth:.....16

1-5-2 عامل الربط التصالبي Cross-Linking Agent;.....17

1-6 الخزف السني Dental Ceramic:.....17

1-6-1 تصنيف الخزف السني:.....18

1-7 الزيركونيا Zirconia:.....19

1-7-1 أنواع الزيركونيا المستخدة في التطبيقات السنية:.....22

1-8 الراتنج المركب Composite Resin:.....26

1-8-1 القالب الراتنجي Resin Matrix:.....26

1-8-2 الجزيئات المالئة اللاعضوية Inorganic Filler Particles:.....26
1-8-3 العوامل الرابطة Coupling Agent:.....27
1-9 وحدات التصليب الضوئي Light Curing Units:.....27
1-10 عوامل الربط Bond Agent:.....28
1-10-1 عامل الربط الجيل الخامس Fifth Generation Bond:.....28
1-11 تصليب الكومبوزيت Polymerization of Composite:.....29
1-12 الخلائط المعدنية Mineral mixtures:.....29
1-13 الإجهادات Stress:.....30
1-13-1 إجهاد القص Shear Stress:.....30
1-13-2 إجهاد الشد Tensile Stress:.....31
1-14 القوى الإطباقية على الترميمات Force on Restorations:.....31
1-15 طرق اختبار مقاومة الارتباط Bond Strength Test Methods: 31
1-16 الترميل Sandblasting: 32
1-16-1 أنواع حبيبات الترميل: 33
1-16-2 استخدامات الترميل: 33
1-16-3 مزايا الترميل: 33
1-17 اسمنتات الإلصاق: 34
1-17-1 أنواع إسمنتات الإلصاق: 35
1-1-17-1 الإسمنتات الراتنجية:.....35
1-1-1-17-1 تصنيف الإسمنتات الراتنجية:.....36
1-1-1-1-17-1 الإسمنتات الراتنجية حسب حجم ذرات المادة المالئة الداخلة في تركيبها: 36
2-1-1-1-17-1 الإسمنتات الراتنجية حسب آلية تصلبها: 37
1-2-1-1-1-17-1 الإسمنتات الراتنجية المحفزة ذاتياً أو كيميائية التصلب: 37
2-2-1-1-1-17-1 الإسمنتات الراتنجية ضوئية التصلب: 37
3-2-1-1-1-17-1 الإسمنتات الراتنجية ثنائية التصلب: 38
2-17-1 متطلبات مادة الإلصاق :.....39
الدراسات السابقة previous studies:..... 40

الباب الثاني: 45

منهج البحث وأدواتهResearch Methodology 45

2-1 عينة الدراسة Study Sample: 46

2-2 المواد والأدوات والتجهيزات Material &Instruments &Supplies: 47

2-3 الطرائق:Methods 51

2-4-1 اجراءات العمل: 51

الباب الثالث: 67

النتائجResults: 67

3-1 وصف العيّنة: 70

3-1-1 توزع عينة البحث وفقاً للعينة الفرعية المدروسة: 70

3-1-2 توزع عينة البحث وفقاً للمادة المرممة المستخدمة و العينة الفرعية المدروسة: 71

3-1-3 توزع عينة دراسة قوى القص وفقاً للمادة المرممة المستخدمة: 72

3-1-4 توزع عينة دراسة قوى الشد وفقاً للمادة المرممة المستخدمة: 73

3-2 الدراسة الإحصائية التحليلية: 74

3-2-1 دراسة قوى القص: 74

3-2-1-1 دراسة مقدار قوة القص: 74

3-2-1-1-1 دراسة تأثير المادة المرممة المستخدمة في قيم مقدار قوة القص: 74

3-2-1-1-2 دراسة القبول السريري لقوة القص بالمقارنة مع 5,9 ميغاباسكال: 77

3-2-2 دراسة قوى الشد: 80

3-2-2-1 دراسة مقدار قوة الشد: 80

3-2-2-1-1 دراسة تأثير المادة المرممة المستخدمة في قيم مقدار قوة الشد 80

3-2-2-1-2 دراسة القبول السريري لقوة الشد بالمقارنة مع 5,9 ميغا باسكال: 83

الباب الرابع: 86

المناقشةDiscussion 86

4-1-1 مناقشة أهمية البحث وهدفه: 87

4-1-2 مناقشة المواد والطرائق: 87

2-4 مناقشة نتائج البحث:.....89

4-2-1 مناقشة مكان حدوث الفشل في الارتباط: 89

4-2-1-1 أولاً بالنسبة لعينة اختبار مقاومة القص: 89

4-2-1-2 ثانياً بالنسبة لعينة اختبار مقاومة الشد:..... 90

4-2-2-1 مناقشة قيم المتوسط الحسابي لعينة القص:..... 92

4-2-2-2 مناقشة قيم المتوسط الحسابي لعينة الشد: 93

4-2-2-3 مناقشة قيم المتوسط الحسابي لعينة القص والشد على حد سواء: 93

4-2-3-1 مناقشة القبول السريري لعينة القص: 94

4-2-3-2 مناقشة القبول السريري لعينة الشد:.....94

4-2-4-1 مناقشة نوع القوى التي تتعرض لها الأسنان الأكريلية في الحفرة الفموية:.....95

4-2-4-2 مناقشة أي نوع من القوى تتعرض لها الأسنان الأكريلية أكثر ضمن الحفرة الفموية وربط هذا بنتائج بحثنا وترشيح أي من المواد الترميمية أفضل في الاستخدام السريري:.....96

5.الباب الخامس: الاستنتاجات.....97

6.الباب السادس: المقترحات والتوصياتSuggestion and recommendations. 99

7. الباب السابع:المراجع Rrferances...102

قائمة الأشكال List of figures:	الرقم
الشكل 1-1: رسم تخطيطي يوضح أشكال بلورات الزيركونيا.	21
الشكل 1-2: صورة بالمجهر الالكتروني لZTA ، Z: حبيبات الزيركونيا، A: حبيبات الألومينا.	23
الشكل1-3: صورة ل Y,TBZ تبدو فيها ظاهرة ال Ageing عند إجراء الارتصاص إلى درجة حرارة مرتفعة 1600 درجة.	25
الشكل2-1: جهاز القياس الموحد Testometric.	46
الشكل2-2: دليل سيليكوني من المطاط القاسي لضمان قطع موحد لجميع الأسنان الإصطناعية الأكريلية عند نفس العمق.	49
الشكل2-3: قبضة مستقيمة مع رأس فصل من التنغستين كارباید.	49
الشكل2-4: دليل من صفائح الفاكيوم لعينه القص.	49
الشكل2-5: دليل من صفائح الفاكيوم لعينة الشد.	49
الشكل2-6: الكومبوزيت السيال.	50
الشكل2-7: أكريل بارد.	50
الشكل2-8: دليل سيليكوني من المطاط القاسي لصناعة القواعد الأكريلية لنستطيع أن نركب العينات على جهاز القياس.	50
الشكل2-9: برايمر.	51

الشكل2-10: الإسمنت الريزيني ثنائي التصلب.	51
الشكل2-11: شكل الخط الذي يمثل مكان القطع.	52
الشكل2-12:أسنان أكريلية إصطناعية بعدما تم إجراء القطع لها عن طريق الدليل السيليكوني المصنوع من المطاط القاسي لضمان قطع متماثل لجميع أسنان العينه	52
الشكل2-13: الدليل السيليكوني المصنع من المطاط القاسي وعليه السن الإصطناعية التي أزيل سطحها الإطباقي وصنع عليها النموذج الشمعي الذي سوف تأخذ شكله المرممة النهائية.	53
الشكل2-14: جهاز المسح الضوئي.	54
الشكل2-15: جهاز خراطة الزيركونيا.	55
الشكل2-16: قرص الزيركونيا.	55
الشكل2-17: شكل جهاز التلبيد.	56
الشكل2-18: رأس هتلس للتلميع.	56
الشكل2-19: الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (القص).	56
الشكل2-20: الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (الشد).	57
الشكل 2-21: شكل جهاز الطباعة الليزرية للمعدن.	57
الشكل2-22: شكل حبيبات معدن الكوبالت كروم المستخدمة في جهاز الطباعة الليزرية لصناعة مرممات المعدن.	58

الشكل2-23: الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (القص).	58
الشكل2-24: الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (الشد).	59
الشكل2-25: أ: الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (القص). ب: الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (الشد).	59
الشكل2-26: المسافة بين رأس المرملة ومرممة الكومبوزيت.	60
الشكل2-27: تنظيف مرممة الكومبوزيت بحمض الفوسفور 37% لمدة 20 ثانية.	60
الشكل2-28: أ: الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (الشد) بعد الالصاق. الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (القص) بعد الالصاق.	61
الشكل2-29: المسافة بين رأس المرملة ومرممة الزيركونيا.	62
الشكل2-30: أ: الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (الشد) بعد الالصاق. الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (القص) بعد الالصاق.	62
الشكل2-31: المسافة بين رأس المرملة ومرممة معدن الكوبالت كروم.	63
الشكل2-32: الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (الشد) بعد الالصاق. الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (القص) بعد الالصاق.	64
الشكل2-33: الشكل النهائي للعينات بعد صنع القواعد الأكريلية ووضع الأسلاك المعدنية.	65

الشكل2-34: أ: عينة الزيركونيا وهي مثبته على جهاز الشد. **ب: عينة معدن الكوبالت كروم وهي مثبته على جهاز الشد.** **ت: عينة الكومبوزيت وهي مثبته على جهاز الشد.** **ث: عينة الزيركونيا وهي مثبته على جهاز القص.** **ج: عينة معدن الكوبالت كروم وهي مثبته على جهاز القص.** **ح: عينة الكومبوزيت وهي مثبته على جهاز القص.**	**65-66**

قائمة الجداول List of tables :	الرقم
الجدول(1-1): مقارنة بين خواص أسنان الراتنج الأكريلي والأسنان الخزفية.	15
الجدول(1-2): طرائق تصنيف الخزف السني والأنواع المدرجة ضمن كل طريقة.	18
الجدول(3-1): نتائج قياس قيم مقاومة القص لمرممات الزيركونيا والكوبالت كروم والكومبوزيت بالميغاباسكال.	68
الجدول(3-2): نتائج قياس قيم مقاومة الشد لمرممات الزيركونيا والكوبالت كروم والكومبوزيت بالميغاباسكال.	69
الجدول(3-3): يبين توزع عينة البحث وفقاً للعينة الفرعية المدروسة.	70
الجدول(3-4): يبين توزع عينة البحث وفقاً للمادة المرممة المستخدمة والعينة الفرعية المدروسة.	71
الجول(3-5): يبين توزع عينة دراسة قوى القص وفقاً للمادة المرممة المستخدمة.	72
الجدول(3-6): يبين توزع عينة دراسة قوى الشد وفقاً للمادة المرممة المستخدمة.	73
الجدول(3-7): يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأعلى والأدنى لقيم مقدار قوة القص في عينة دراسة قوى القص وفقاً للمادة المرممة المستخدمة.	74

الجدول(3-8): يبين نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم مقدار قوة القصّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ.	75
الجدول(3-9): يبين المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط قيم مقدار قوة القصّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ.	76
الجدول(3-10): يبين نتائج تحديد القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	77
الجدول(3-11): يبين نتائج اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق في تكرارات القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ.	79
الجدول(3-12): يبين اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق الثنائية في تكرارات القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ.	80
الجدول(3-13): يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأعلى والحد الأدنى لقيم مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	81
الجدول(3-14): يبين نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال) بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.	82

الجدول(3-15): يبين المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط قيم مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال) بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.	83
الجدول(3-16): يبين نتائج تحديد القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة	84
الجدول(3-17): يبين نتائج اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.	85
الجدول(3-18): يبين اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق الثنائية في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.	86

قائمة المخططات List of charts:	الرقم
المخطط(3-1): يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة البحث وفقاً للعينة الفرعية المدروسة.	70
المخطط(3-2): يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة البحث وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة والعينة الفرعية المدروسة.	71
المخطط(3-3): يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	72
المخطط(3-4): يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	73
المخطط(3-5): يمثل المتوسط الحسابي لقيم مقدار قوة القصّ (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	75
المخطط(3-6): يمثل النسبة المئوية لنتائج تحديد القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	78
المخطط(3-7): يمثل المتوسط الحسابي لقيم مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	82
المخطط(3-8): يمثل النسبة المئوية لنتائج تحديد القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.	84

الملخَّص

المقدمة: يعد انسحال الأسنان الاصطناعية الناتج عن الحركات الوظيفية وغير الوظيفية (كالصرير) إحدى أهم مشكلات الأجهزة السنية المتحركة، مما يؤدي إلى فقدان البعد العمودي، وضعف الكفاءة الماضغة، وإرهاق العضلات، وتأثر الناحية الجمالية واستقرار الجهاز. ورغم أن الأسنان الأكريلية تمتاز بخواص جيدة، إلا أن ضعف مقاومتها للسحل يبقى تحدياً سريرياً كبيراً. لذلك سعت الدراسات السابقة إلى استخدام مواد ترميمية بديلة مثل الكومبوزيت، والمعدن، والزيركونيا لتحسين مقاومة السطح الإطباقي للانسحال. لكن لم توجد دراسة لتقييم قوة الارتباط (القص والشد) بين المواد الترميمية هذه مع الأسنان الراتنجية الأكريلية.

الهدف من البحث: يهدف هذا البحث إلى دراسة قوى الارتباط (القص والشد) بين الأسطح الإطباقية المصنوعة من مواد مختلفة (معدن الكوبالت كروم، الزيركونيا، الكومبوزيت) مع الأسنان الراتنجية الأكريلية، ومقارنة هذه المواد من حيث مقاومتها لتلك القوى.

مواد البحث وطرائقه: تألفت الدراسة المخبرية من 60 سناً أكريلياً (رحى أولى علوية)، قُسمت إلى مجموعتين: المجموعة الأولى (30 سناً) خضعت لاختبار قوى القص، المجموعة الثانية (30 سناً) خضعت لاختبار قوى الشد. في كل مجموعة تم توزيع الأسنان إلى ثلاث فئات حسب مادة المرممة الإطباقية (Onlay): 10 أسنان من الكومبوزيت، و10 من معدن الكوبالت كروم، و10 من الزيركونيا. تم تحليل النتائج باستخدام برنامج SPSS (الإصدار 13.0).

النتائج: أظهرت نتائج الدراسة وجود فروق ذات دلالة إحصائية في كلٍّ من قوى القصّ والشدّ بين المواد المرمّمة الثلاث (الكمبوزيت، معدن الكوبالت كروم، الزيركونيا). كانت أعلى قيم لقوة القصّ في مجموعة الكمبوزيت، تلتها مجموعة معدن الكوبالت كروم، ثم الزيركونيا. أما في قوة الشدّ، فكانت أعلى القيم في معدن الكوبالت كروم، ثم الكمبوزيت، وأدناها في الزيركونيا. أظهرت اختبارات القبول السريري أن الكمبوزيت تفوق في مقاومة القصّ، حيثُ أن جميع قيم مقاومة القص للكومبوزيت كانت ضمن القيم المقبولة سريرياً بينما عينات معدن الكوبالت كروم كان نصفها ضمن القيم المقبولة والنصف الآخر أقل من القيم المقبولة، أما عينات الزيركونيا كانت جميعها أدنى من

القيم المقبولة، أما بالنسبة لعينة معدن الكوبالت كروم في اختبار الشد فقد تفوقت في مقاومة قوى الشدّ، حيث كانت جميع العينات ضمن القيم المقبولة سريرياً بينما في عينات الكومبوزيت فكان نصفها ضمن القيم المقبولة سريرياً والنصف الآخر أدنى من القيم المقبولة سريرياً أما عينة الزيركونيا فكانت جميعها أقل من القيم المقبولة سريرياً حيث كانت قيم الزيركونيا الأقل في كلا الاختبارين. تشير النتائج إلى أن اختيار المادة المرمّمة يؤثر بشكل واضح على قوة الارتباط الميكانيكي مع الأسنان الأكريلية.

الاستنتاجات: أعلى مقاومة لقوى القص كانت في الكومبوزيت، يليها معدن الكوبالت كروم، ثم الزيركونيا، أعلى مقاومة لقوى الشد كانت في معدن الكوبالت كروم، يليه الكومبوزيت، ثم الزيركونيا، أما بالنسبة للقبول السريري كانت قيم مقاومة قوى القص لجميع عينات الكومبوزيت ضمن القيم المقبولة سريرياً، وقيم مقاومة قوى الشد لجميع عينات الكوبالت كروم ضمن القيم المقبولة سريرياً، أما قيم مقاومة القص والشد لجميع عينات الزيركونيا أقل من القيم المقبولة سريرياً.

الكلمات المفتاحية: الأسنان الأكريلية، كومبوزيت، معدن الكوبالت كروم، زيركونيا، قوى القص، قوى الشد.

الجزء التمهيديّ

Introductory Part

المقدمة Introduction:

تحتاج التّعويضـات المتحركة إلى قدرٍ أكبر من الصّـيانة maintenance بالمقارنه مع التّعويضـات الثّابته؛ ذلك لأن مرضـــى الأجهزة المتحركة يبقون أجهزتهم لمدة أطول خارج الحفرة الفمويّة (أثناء النوم)، مما يزيد من احتمالية التشوة distortion والتلّف damage (Anusavice and Phillips, 2003)؛ وتعد الأسنان الأكريلية الاصطناعية مكوناً أساسياً في الأجهزة المتحركة الأكريلية، حيث تتمتع هذه الأسنان بالعديد من المميزات: كشكل الأسـنان التشـريحي جاهز الصـنع prefabricated shape ، واللون الملفت، والخصـائص الميكانيكية الجيدة، وســهولة التعديل على الســطح الإطباقي occlusal adjustment، وقوة الارتباط الشــديدة مع قاعدة الجهاز الأكريلية (Perea et al., 2014). إنّ الكسور fractures من الأسباب التي تستوجب إصلاح الأجهزة السنيّة الأكريلية، يليها إضـافة ضـامة أو سن اصـطناعية مكسورة أو منفلتة (Mohannad, 2010). ومن المشـكلات المهمة أيضـاً التي تشـكل مصـدر قلق لكل من الطبيب والمريض سـحل الأسـنان الاصـطناعة بسـبب الحركات الوظيفية وغير الوظيفية (parafunctional) (Arafa, 2016)، (Kamonwanon et al., 2015). حيث أنّ هذا الانسـحال يؤدي إلى مشـاكل عديدة منها فقدان البعد العامودي، تدهور الفعالية الماضـغة، ارهاق العضـلات، عدم راحة المريض، والتأثير على النواحي الجمالية (Mello et al., 2009)، كما أنه يؤثر على استقرار الأجهزة وثباتها (Dallanora et al., 2012)، وتعد الحركات المتكررة كالصــرير، والعناصــر الكيميائية والحرارية في الحفرة الفموية مسـببات كبيرة لهذا الانسـحال (Turssi et al., 2003)، ونسـبة حدوثه على السـطوح الإطباقية الخلفية أكبر من الحدود القاطعة للأسـنان الأمامية (Arafa, 2016). إن مرضــى الدرد الكامل هم مرضــى ليس لديهم أية أسـنان أي لا يوجد لديهم الرباط السـنخي السـني الموجود حول جذور الأسـنان الطبيعية والذي يتحكم بالفعالية الماضـغة، فيتم تنظيم فعاليات المضـغ لديهم عن طريق العضـلات الماضـغة فقط، مما يؤدي إلى تطبيق قوى غير طبيعية أثناء المضــغ بالمقارنة مع مرضــى الدرد الجزئي، وكذلك مع المرضــى الحاملين لتعويضــات مدعومة بالزرعات السنية وهذا يؤدي بدوره إلى انسحال كبير بالسطوح الإطباقية عند مرضى الدرد الكامل، نتيجة هذه القوى الغير طبيعية المطبقة لديهم أثناء فعاليات المضـغ (Alajbeg et al., 2005) ، (Van’t Hof et

al., 2004) ، وقد تم استخدام مواد مختلفة في صناعة أسنان الأجهزة الأكريلية وذلك لتحسين مقاومتها للسحل وللتغلب على هذه المشكلة أُستخدمت الأسنان الخزفية، والأسنان الأكريلية المحسنه، والأسنان المصنوعة من الكومبوزيت (Ilangkumaran et al., 2015) ، (Reis et al., 2008)، بالإضافة إلى ذلك فقد تم صنع أجهزة أكريلية بسطوح إطباقية معدنية للتقليل من هذا الانسحال خاصة عندما يكون المقابل أسنان طبيعية (Schneider, 1981) ، أو ترميمات معدنية (Koehne and Morrow, 1970). من ما سبق نجد أن هناك العديد من الدراسات التي أضافت سن أو سطوح إطباقية مصنوعة من مواد مختلفة للأسنان الأكريلية للتغلب على الانسحال، وعلى الرغم من أنّ قوة ارتباط المواد السنية مع الأسنان الأكريلية أمرغاية في الأهمية، لأنه كلما زادت قوة الارتباط زادت الديمومة وقلت التكلفة المادية، فإنه لم توجد دراسات سابقة عن قوة ارتباط المواد السنية مع الأسنان الأكريلية. لذلك جاءت هذه الدراسة لتوضح أهمية الوصول إلى أكثر مادة تحقق قوة ارتباط عالية مع الأسنان الراتنجية الأكريلية. هذا البحث درس قوى الارتباط (قوى القص – قوى الشد) للسطوح الإطباقية من الكومبوزيت ومعدن الكوبالت كروم والزيركونيا مع الأسنان الراتنجية الأكريلية، وانتخاب المادة التي تحقق أفضل قوى ارتباط مع الأسنان الراتنجية الأكريلية.

مشكلة البحث:

تكمن مشكلة البحث في تحديد مدى قوة ارتباط المرممات المصنوعة من معدن الكوبالت كروم والزيركونيا والكومبوزيت مع الأسنان الأكريلية الاصطناعية. حيث يسعى البحث إلى مقارنة فعالية هذه المواد في تحقيق ارتباط قوي ومستدام مع الأسنان الأكريلية، مما يساعد في تحسين أداء الأسنان الاصطناعية وطول عمرها.

الهدف من البحث:

كان الهدفمن البحث تحديد القيم القصـوى لقوى ارتباط (قوى القص – قوى الشـد) السـطوح الإطباقية المصـنوعة من معدن الكوبالت كروم و الزيركونيا والكومبوزيت مع الأســـنان الراتنجية الأكريلية، والمقارنة بين مجموعات الكومبوزيت والكوبالت كروم والزيركونيا من حيث القيم القصوى لقوى الارتباط (قوى القص – قوى الشد).

أهمية البحث:

1. من خلال مراجعة الأدبيات الطبية لوحظ أن الدراسـات المنشـورة في مجال ارتباط المواد السـنية مع أسـنان الراتنج الأكريلي محدودة نسبياً، ومن هنا تأتي أهمية هذه الدراسة.
2. انتقاء أفضل مادة تحقق ارتباط جيد مع الأسنان الراتنجية الأكريلية.
3. في الحالات التي يكون فيها جهاز أكريلي كامل مقابل أســـنان طبيعية أو ترميمات معدنية أو خزفية، يحدث الانسحال بنسبة عالية في الأسنان الراتنجية الأكريلية، لذلك تم النظر بوضع سطوح إطباقية من مواد ترميمية مختلفة (الكومبوزيت – معدن الكوبالت كروم – الزيركونيا) وليس السن كاملاً للتخفيف من وزن الجهاز، وتم دراسة قوة ارتباط هذه المواد مع الأسنان الراتنجية الأكريلية، للحصول على أفضل مادة تحقق ارتباط جيد مع هذه الأسنان الأكريلية.

مبررات البحث:

يوجد العديد من الدراسات التي أضافت سطوح إطباقية بمواد ترميمية مختلفة، وذلك للتغلب على الانسحال الذي يؤدي إلى فقدان البعد العامودي، تدهور الفعالية الماضغة، ارهاق العضلات، التأثير على النواحي الجمالية، وعلى استقرار الاجهزة وثباتها، لكن لم توجد دراسة لتحديد قوة ارتباط الكوبالت كروم، والزيركونيا، والكومبوزيت مع الأسنان الراتنجية الأكريلية، وانتقاء أفضل مادة للارتباط مع الأسنان الأكريلية .

محدوديات البحث:

عدم وجود دراسات سابقة مشابة لنفس فكرة البحث وإن وجدت فكانت فقط تطبق سطوح ترميمية بمواد مختلفة دون تحديد درجة ارتباطها مع الأســـنان الأكريلية أو إجراء مقارنات بين المواد الترميمية من حيث أنَّ أيٍّ منها تمتلك قوة الارتباط الأفضل، بالإضافة إلى عدم وجود طرق دقيقة لربط كل من المواد الترميمية (معدن الكوبالت كروم– الكومبوزيت – الزيركونيا) إلى الأسنان الأكريلية الاصطناعيه، فكان يتوجب علينا ترشيح أفضل وسيلة ممكنة للربط واجراء دراسة عن مدى قدرة هذه الوسيلة على الربط، وصعوبة خطوات عمل البحث وعدم شيوع استخدام أسنان أكريلية اصطناعيه مغطّاة بسطوح ترميمية بمواد مختلفة، بالإضافة إلى عدم القدرة على مماثلة شروط الحفرة الفموية من لعاب ودرجة حرارة بالإضافة إلى القوى الإطباقية المعقدة التي تتعرض لها الأسنان الأكريلية في الحفرة الفموية والتي لا تقتصر على قوى الشد والقص فقط.

تساؤلات البحث:

- ما هي قيمة الارتباط الأعظمية لكل مادة من المواد الترميمية الثلاث مع الأسنان الأكريلية ؟
- ما هي أفضل مادة من بين المواد الثلاث في تحمّل قوى القص ؟
- ما هي أفضل مادة من بين المواد الثلاث في تحمّل قوى الشد ؟
- هل تمكنّا من إجراء ربط جيد لكل من المواد الترميمية الثلاث مع الأسنان الأكريلية وضمن القيم المقبولة سريرياً ؟
- ما هي المادة التي حقّقت أفضل ارتباط مع الأسنان الأكريلية من حيث القص والشد والتي تفوقت على جميع المواد والتي ينصح بها سريرياً ؟

فرضيات البحث:

1. فرضية العدم: لا يوجد فروق ذات دلالة احصائية بين مرممات معدن الكوبالت كروم والكومبوزيت والزيركونيا من حيث قوى الشد.

2. الفرضية البديلة : يوجد فروق ذات دلالة احصائية بين مرممات معدن الكوبالت كروم والكومبوزيت والزيركونيا من حيث قوى الشد.
3. فرضية العدم: لا يوجد فروق ذات دلالة احصائية بين مرممات معدن الكوبالت كروم والكومبوزيت والزيركونيا من حيث قوى القص.
4. الفرضية البديلة: يوجد فروق ذات دلالة احصائية بين مرممات معدن الكوبالت كروم والكومبوزيت والزيركونيا من حيث قوى القص.

الباب الأول

المراجعة النظرية

Literature Review

1-1 استخدام المعادن في التعويضات المتحركة The use of metals in removable prostheses:

اسْـتُخدمت المعادن بشـكل واسـع في التعويضـات المتحركة الجزئية والكاملة، حيث اسْـتُخدمت في التعويضـات المتحركة الجزئية في صـناعة الهياكل المعدنية للأجهزة الهيكلية، أما بالنسـبة للأجهزة المتحركة الكاملة فقد دخل ضـمن تركيبها بهدف تقويتها وجعلها أكثر مقاومة للكسـر، كما تم ادخال الطباعة ثلاثية الأبعاد لتصـنيع الهياكل المعدنية بشكل أدق وأكثر سرعة (Laverty et al., 2016) .

ولم يتوقف اسـتخدامه على ذلك فقط، حيث اسْـتُخدم في صـناعة التيجان التيليسـكوبية المسـتخدمة في الأجهزة التلسكوبية (Wöstmann et al., 2007) ، كما تمت صـناعة العديد من الوصـلات المفردة والعارضـية سواء المثبُتة على الجذور أو على الزرعات(Artur et al., 2017) .

وتم أيضـاً صـناعة أجهزة بسطوح إطباقية معدنية على الأسنان الخلفية بهدف التخلّص من العديد من المشكلات وتحسين من جودة الأجهزة (Schneider, 1981) .

2-1 اســـتخدام الزيركونيا في التعويضـــات المتحركة The use of zirconia in Removable Prostheses :

تم اسـتخدام الزيركونيا في التعويضـات المتحركة وحديثاً أصـبحت أكثر تقبلاً، فقد اسْـتُخدمت في صـناعة الأجهزة التلســكوبية، عن طريق صـــناعة التاج الأولي والثانوي من مادة الزيركونيا بتقنياتٍ مختلفة، كما أنَّ مادة الزيركونيا اسْتُخدمت بشكل متزايد مع تقنيات ال CAD\CAM لتصنيع هياكل التعويضات السنية، ومع التطور الســريع لتقنية ال CAD\CAM أصـــبح من المتوقع أن يتطور اســتخدام الزيركونيا في الأجهزة المتحركة الجزئية، فقد اسْـــتُخدمت في صـــناعة ضـــامات الأجهزة الجزئية لتأمين الناحية التجميلية .(Awinashe and Nagda, 2010)

كما تم استخدام مادة الزيركونيا في التعويضات المتحركة عن طريق صناعة أسنان من مادة الزيركونيا و اضافتها للأجهزة المتحركة، لحل بعض المشاكل مثل التآكل المفرط في السطوح الإطباقية، وخاصةً عندما يكون التعويض المتحرك مقابل لأسنان طبيعية أو جسور مدعومة بالأسنان أو الزرعات (Wallace, 1964).

مادة الزيركونيا من المواد الترميمية المتينة والمتقبلة حيوياً فمن المتوقع تزايد استخدامها أكثر وأكثر في مجالات تعويضات الأسنان المتحركة (Rösch and Mericske-Stern, 2008) .

3-1 استخدام الكومبوزيت في التعويضات المتحركة The use of composite in removable prostheses :

يُستخدم الكومبوزيت في تصنيع السطوح الإطباقية للأجهزة المتحركة نظراً لأن تصنيع السطوح الإطباقية المعدنية يستغرق وقتاً أطول ويُعد أكثر كلفة، إضافةً إلى أن المرممات المعدنية قد تكون أقل جمالية في بعض الحالات. كما أن إصلاح سن اصطناعية مكسورة بترميم معدني يستلزم بقاء المريض دون جهازه لفترة طويلة. لذلك، يُعد استخدام الكومبوزيت في تصنيع السطوح الإطباقية خياراً تجميلياً مناسباً، أقل كلفةً، وأكثر توفيراً للوقت مقارنةً بالترميمات المعدنية (Vergani et al., 1997).

يمكن توظيف الكومبوزيت ضوئي التصلب في ترميم الأسنان الأكريلية ضمن الأجهزة المتحركة في عدد من الحالات السريرية، منها:

1. استبدال الأسنان المكسورة أو المفقودة في الجهاز الأكريلي بهدف استعادة الوظيفة والشكل الجمالي.

2. إعادة بناء أو تعديل السطوح الدهليزية لأسنان الجهاز بما يحقق انسجاماً بصرياً ووظيفياً مع الأسنان الطبيعية المجاورة.

3. ترميم مناطق السحل والتآكل التي تصيب أسنان الجهاز المتحرك نتيجة الاستخدام المستمر.

4. كما يمكن استخدام الكومبوزيت ضوئي التصلب بعد إنهاء عملية طبخ الجهاز الأكريلي لمعالجة مشكلات عدم تناسق الطول الإطباقي–اللثوي للأسنان الأكريلية مع الدعامات المجاورة ذات الانحسار اللثوي، أو في الحالات التي لا يتحقق فيها تماس إطباقي مناسب للأسنان الأكريلية (Yanikoglu et al., 2002).

ومن هنا تأتي الأهمية السريرية لإصلاح كسور الأسنان الأكريلية الاصطناعية باستعمال الكومبوزيت ضوئي التصلب وتعويض الانسحال الحاصل في سطحها الإطباقي، والتي تمكن الطبيب الممارس من انجاز العمل في جلسة واحدة دون الحاجة للرجوع للمخبر، ناهيك عن التخلص من الرائحة المزعجة للراتنج الأكريلي وسهولة الحصول على تطابق لوني جيد والإنهاء والتلميع.

4-1 الراتنج الأكريلي Acrylic Risin :

الراتنج الأكريلي: هو من مشتقات الإيتيلين ethylene كما يحتوي على مجموعات فينيلية في صيغته الكيميائية. والراتنج الأكريلي المستعمل في طب الأسنان هو عبارة عن استر مكون من:

1. حمض الأكريل $CH_2=CHCOOH$.
2. حمض الميتاكريليك $C_4H_6O_2$ (Manauta and Salat, 2012) .

وما زال الراتنج الأكريلي يستعمل منذ عام 1937 وحتى اليوم في صنع قواعد الأجهزة المتحركة (Manauta and Salat, 2012) .

1-4-1 راتنج البولي ميتل ميتاكريلات Poly Methyl Methacrylate resin:

له استعمال واسع في طب الأسنان، وأحد أهم أسباب استعماله هو سهوله تصنيعه، وصنفت المتماثرات المستعملة في صنع الأجهزة إلى خمس أنماط بناءً على الطريقة المستعملة في تحفيز المادة (O'Brien, 2002a) .

1. نمط راتنج محفز حرارياً (الراتنج الأكريلي حراري التماثر).Heat Activate Resin
2. نمط راتنج محفز كيميائياً (الراتنج الاكريلي ذاتي التماثر).Chemically Activated Resin
3. نمط صفائح لدنة حرارية.Thermoplastic Blank or Powder
4. نمط راتنج محفز ضوئياً.Light Activated Resin
5. نمط مادة تتصلب بالأمواج الكهرومغناطيسية القصيرة (مايكرويف).Microwave-cured Material

يعد النمط الأول و الثاني من أكثر المواد استعمالاً في صنع قواعد الأجهزة المتحركة (O'Brien, 2002a).

- **الراتنج الأكريلي حراري التماثر Heat Activate Resin:**

أو يسمى الراتنج المنشَّط بالحرارة هو بوليمر يتصلب عند تسخينه، يتكون عادةً من مسحوق وسائل يُخلطان معاً، مع وجود بادئ كيميائي في المسحوق ومثبط في السائل، ثم يُسخَّنان لإكمال عملية البلمرة. يُعدّ تطبيق الحرارة ضرورياً للتفاعل الكيميائي الذي يُحوِّل المونومر السائل إلى بوليمر صلب.

وهو يتألف من:

سائل: يحتوي على مونومر ميثيل ميثاكريلات (MMA)، ومثبِّط (مثل الهيدروكينون)، وعامل ربط متقاطع (مثل جليكول ثنائي ميثاكريلات).

مسحوق: يحتوي على بولي ميثيل ميثاكريلات (PMMA)، وبادئ.

عند تطبيق الحرارة، يحفز تفاعل البلمرة، مُحوِّل المونومر السائل وعامل الربط المتقاطع إلى شبكة بوليمر صلبة وقوية مُرتبطة بجزيئات المسحوق (Kawara et al., 1998).

- **الراتنج الأكريلي ذاتي التماثر Auto Polymerizing Acrylic Ressin:**

ويسـمى أيضـاً بالراتنج الأكريلي كيميائي التماثر، أو الراتنج الأكريلي البارد، ويعمل عن طريق تحفيز المبدّئ الكيميائي ببيروكساید البنزويل الموجود في المسحوق، بواسطة عنصر كيميائي موجود في السائل، يقوم بدور مشـابة للحرارة في الراتنج الأكريلي حراري التماثر، وهذا العنصـر هو دي ميتيل بارا توليدين —Dimethyl para Tolidine (Noort, 2002).

تركيب السائل :

ميتيل ميتا أكريلات : مذيب متعدد التماثر. ميتيل بارا توليدين : محفز. فتلات دي بوتيل : ملدن . غليكول دي ميتا كريلات من 1 إلى 2%: عامل ربط تصالبي. هيدروكينون0,006 %: مثبط للتماثر (Noort, 2002) .

تركيب المسحوق :

بولي ميتيل ميتا أكريلات: يذوب في وحيد الجزيء لتشـكيل العجينة . بيروكسـيد البنزويل: مبدّئ. مركبات من كبريتات الزئبق وكبريتات الكاديوم: أصـبغة . أكسـيد الزنك والتيتانيوم: للظلالية. فتلات دي بوتيل: ملدن. مواد مالئة عضوية ملونة وغير عضوية مثل الألياف والحبيبات الزجاجية: لتامين الناحية الجمالية (Noort, 2002) .

5-1 الأسنان الاصطناعية Artificial Teeth :

تتوفر الأسنان الاصطناعية بأنواع مختلفة :

1.أسنان الخزف .

2. أسنان الراتنج الأكريلي ومن أنواعها: الراتنج الأكريلي المعدل، والراتنج المركب composite (الجدول1-1).

ويفترض أن تتوفر هذه الصفات بالأسنان الاصطناعية وهي:

1. الارتباط القوي بقاعدة الجهاز.
2. مقاومة الانحلال في السوائل الفموية .

3. عدم التشوه تحت قوى المضغ ودرجات الحرارة العالية.
4. مقاومة السحل مما يحفظ البعد العمودي المناسب.
5. أن تكون مرضية جمالياً من حيث الشفوفية والملائمة وعدم التصبغ وتؤمن تفاصيل سطح جيدة، وسهولة التعديل والتلميع (Manappallil, 2015) .

الجدول1-1: مقارنة بين خواص أسنان الراتنج الأكريلي والأسنان الخزفية (Manappallil, 2015)

الخاصية	أسنان الراتنج الأكريلي	الأسنان الخزفية
الارتباط مع قاعدة الجهاز	كيميائي	ميكانيكي
الخواص الميكانيكية	أقل قصافة، وأكثر مرونة و قساوة	قصفة Brittle جداً وقابلة للتشظي chip تحت الضغط
الانحلالية وتغيرات الابعاد في السوائل الفموية	لا تنحل – بعض التغيرات بالأبعاد	لا تنحل – لا توجد تغيرات بالأبعاد
الحفاظ على البعد العمودي Vertical Dimension	قابلية السحل ملحوظة مما يؤدي إلى انخفاض البعد العمودي	مقاومة عالية للسحل مما يؤدي إلى الحفاظ على البعد العمودي
التأثير على الإطباق المقابل Opposing Dentition	يمكن استعمالها مقابلة لأسنان طبيعية أو ترميمات معدنية	تسحل الأسنان المقابلة لذلك لا يمكن استعمالها مقابلة لأسنان طبيعية أو ترميمات معدنية

التعديل الإطباقي وقابلية الإنهاء والتلميع	سهلة نسبياً	صعبة حيث يمكن خسارة تلميع السطح الخزفي
الخصائص الجمالية	ممتازة	ممتازة
صوت طقطقة Clicking Soound	لا يوجد Silent	يوجد صوت طقطقة مزعج عند وجود أسنان خزفية مقابلة
مقاومة الصدمات الحرارية	مقاومة جيدة	مقاومة أقل من الأسنان الأكريلية

1-5-1 أسنان الراتنج الأكريلي Acrylic Resin Teeth :

تتألف الأسنان الراتنجية من بولي ميتيل ميتا كريلات (PMMA) مع إضافة عوامل ربط تصالبية (Cross-linking agents) على شكل متعددات تماثر مشتركة (copolymers) بهدف تعزيز الترابط البنيوي للمادة وتحسين خصائصها الميكانيكية، ومن الشائع استخدام نسب مرتفعة من هذه العوامل في تصنيع الأسنان الراتنجية لزيادة مقاومتها للتآكل والتشقق. يُلاحظ أن التركيز الأعلى من متعددات التماثر المسؤولة عن الارتباط التصالبي تتموضع عند الحدود القاطعة والسطوح الطاحنة للأسنان، في حين تكون النسبه أقل في منطقة اتصال الأسنان الأكريلية مع قاعدة الجهاز، وذلك لتسهيل حدوث الارتباط الكيميائي بين السن وقاعدة الجهاز الأكريلية، كما تُصنّع الأسنان الراتنجية من طبقات متعددة تختلف في الشفوفية والثخانة بهدف محاكاة المظهر البصري للأسنان الطبيعية وتحقيق جمالية عالية (Sayes, S., & Al-bouny, S. 2011).

1-5-2 عامل الربط التصالبي Cross-Linking Agent :

إن الروابط و الجسور الكيميائية المتشكلة بين سلاسل البوليمير تحدث بسبب عامل الربط التصالبي، حيث تتشكل على شكل شبكة ثلاثية الأبعاد، ويتجلى دورها بـ (Sayes, S., & Al-bouny, S. 2011):

1. زيادة صلابة الراتنج الأكريلي، إنقاص الذوبانية في الماء، وإنقاص امتصاص الراتنج الأكريلي للماء.
2. تقاوم الأسنان المليئة بعوامل الربط التصالبية المُحِلّات، وتقاوم التصدع، كما تتحمل الجهود السطحية بشكل أفضل من الأسنان الفقيرة بتلك العوامل (Sayes, S., & Al-bouny, S 2011).

1-6 الخزف السني Dental ceramic:

يتألف الخزف بشكل عام من طور بلوري وطور زجاجي اعتماداً على محتواه من جزيئات السليكا Sio2 ويعد وجود الخزف المؤلف من عنصر واحد أمراً نادراً ،حيث يعد الماس هو النوع الوحيد من الخزف الذي يحقق هذه القاعدة (Hooshmand et al., 2002). يُعرف الخزف على أنه مركب من عنصر معدني أو أكثر، مع عنصر غير معدني هو الأوكسجين. يتركب الخزف من مادة قوية قاسية قصفة، خاملة كيميائياً، متقّبلة حيوياً، وغير ناقلة للحرارة و الكهرباء (Committee, 1987).

أما الخزف السني فهو مركب غير عضوي بخواص لا معدنية، ويتألف من الأكسجين وعناصر معدنية مثل الألمنيوم، الكالسيوم، الليثيوم، المغنيزيوم، والزيركونيا وغيرها، أو نصف معدنية مثل السيليسيوم التي شُكّلت لإنتاج التعويضات السنية الخزفية أو جزء منها (Anusavice et al., 2003)، إذ يتكون الخزف السني من طور زجاجي (75-80%) يحتوي داخله على البلّورات، ويقتصر وجود الحالة البلّورية الحقيقية للخزف السني على مادة الألومينا Al2o3 التي تعد أقسى وأقوى الأكاسيد المعروفة (Ferracane, 2001).

1-6-1 تصنيف الخزف السني :

خضــع الخزف الســني منذ بدء اســتخدامه إلى عدة تعديلات وتطويرات على تركيبه الكيميائي، مما منحه القدره على ســد الحاجات الســريرية المختلفة (Craig and Powers, 2002b) ، (Anusavice et al., 2003) وأدت هذه التحســينات إلى تعدد أنواع الخزف الســني و بالمقابل تعدد طرق تصــنيفه والجدول (1-2) يبين هذه الطرائق.

جدول(1-2) طرائق تصنيف الخزف السني والأنواع المدرجة ضمن كل طريقة (Craig and Powers, 2002b) ، (Anusavice et al., 2003):

آلية التصنيف	أنواع الخزف
حسب البنية المجهرية	1- أنظمة الخزف الزجاجي. 2- أنظمة الخزف الزجاجي مع مالئات بلورية : أ.منخفض إلى متوسط المحتوى من اللوسيت. ب.عالي المحتوى من اللوسيت. ت.الخزف الزجاجي المقوى بثنائي سيليكات الليثيوم. 3- أنظمة الخزف البلوري مع مالئات زجاجية. 4-أنظمة الخزف المتعدد البلورات الصلبة.
حسب طريقة الصنع	1-سائل/ مسحوق. 2-قوالب قابلة للحقن. 3-CAD/CAM .

حسب التركيب الكيميائي	تقسم إلى ثلاث مجموعات حسب المادة الأساسية المشكلة لها: 1.السيليكات . 2.الأكاسيد . 3. الزجاج.
حسب النوع	1. الخزف الفلدسباري. 2. الخزف الزجاجي المقوى باللوسيت. 3. الخزف الزجاجي المقوى بثنائي سيليكات الليثيوم. 4. الألومينا. 5. الزيركونيا.
حسب درجة حرارة الانصهار	1. شديد الانخفاض Ultra-low fusing porcelain: أقل من 850 درجة مئوية 2. منخفض Low fusing porcelain :من 850 إلى 1000 درجة مئوية . 3. متوسط Medium fusing porcelain:من 1000إلى1300 درجة مئوية . 4. مرتفع High fusing porcelain: أكثر من 1300 درجة مئوية

1-7 الزيركونيا zirconia:

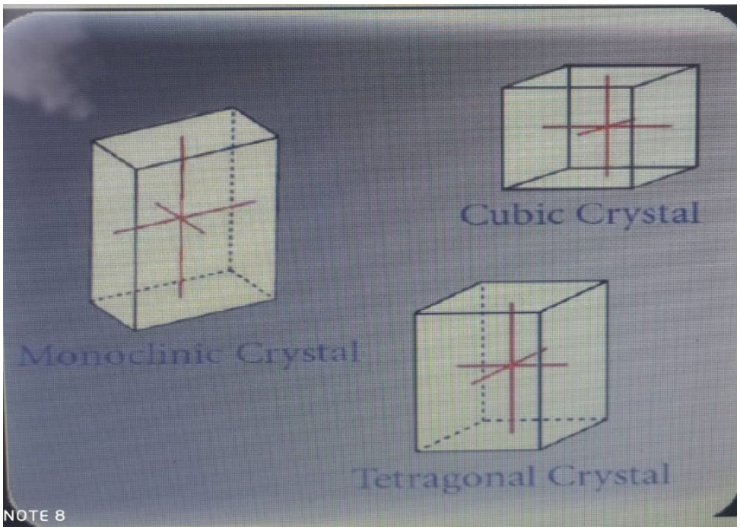
أتى اســـم زيركون من الكلمة العربية زاركون (Zargon) والتي تعني اللون الذهبي وهو عبارة عن حجر كريم برتقالي محمر، ولكن نظراً لخاصـــيته الفيزيائية الممتازة وتقبله الحيوي العالي بدأ الاهتمام به لاســـتخدامه كهيكل للتعويضات الخزفية الكاملة (Pilathadka et al., 2007).

والزيركونيا عبارة عن مادة غير عضـــوية توجد في الطبيعة على شـــكل اتحاد أكســـيد الزيركونيوم مع أوكســـيد السيليكات Zro2sio2 حيث إن الزيركون الصـافي لا يوجد حر في الطبيعة ويتم إرجاعه إلى أوكسـيد الزركونيوم

لاســـتعماله في المجال الحيوي، وقد تم اكتشـــاف الزيركونيا من قبل العالم الألماني Martin Klaproth عام 1789عندما كان يقوم بتسـخين بعض الأحجار الكريمة، وهو يسـتخدم بشـكل واسـع في المجالات الصـناعية المختلفة كجزء من الآلات أو الأفران، أو كأداة تقطيع، أو في مجال الصـناعات الفضـائية بالإضـافية إلى العديد من الاسـتخدامات الأخرى (Vagkopoulou et al., 2009). بدأت التجارب الأولية لاسـتخدام الزيركونيا في المجال الطبي عام 1969م واقترح كمادة متقبلة حيوياً في الجراحة العظمية حيث كانت تُصنع منها الرأس الكروي لمفصـل الفخذ (Manicone et al., 2007)، أما في طب الأسـنان فقد تم اسـتخدامها في أوائل عام 1990م لتصـنيع القلوب داخل الأقنية، والزرعات ودعاماتها، والحاصـرات التقويمية، وقلنسـوات التيجان المفردة، وهياكل الجسور(Conrad et al., 2007)، (Silva et al., 2010) بلإضافة لاستخدامها في تصنيع الأدوات كالسنابل والمثاقب الجراحية (Vagkopoulou et al., 2009).

أتى الاهتمام بها من خلال تقبلها الحيوي فقد أجريت العديد من الدراســات المخبرية التي أثبتت عدم ســمية هذه المادة وعدم انحلالها في الماء (Zarone et al., 2011)، بلإضافة إلى أن التصاق الجراثيم عليها ضعيف جداً وهو أضعف من الالتصاق بمعدن التيتانيوم، كما يتميز بظلالية شعاعية مشابهة للمعدن وخواص ميكانيكية عالية ، وثبات في الأبعاد، وثبات كيميائي، ومعامل مرونه مشــابه للفولاذ غير القابل للصــدأ (Denry and Kelly, 2008)، وتبعاً لهذه الخواص فقد اقترحت الدراســات اســتخدام هذا النوع من الخزف لصــناعة التيجان المفردة والجسور(Raigrodski et al., 2006)، وممكن أن يصل طول الجسور حتى خمسة أسنان في بعض الحالات الخاصــة(Larsson et al., 2006). توجد الزيركونيا في الطبيعة في ثلاثة أشـكال بلورية، وفي درجات حرارة مختلفة دون حدوث تغير في بنيتها الكيميائية وهي:

1. الشكل الأحادي Monoclinic في درجات الحرارة المنخفضة .
2. الشكل الرباعي Tetragonal ويوجد عند درجات حرارة أعلى من 1170درجة.
3. الشكل المكعب Cubic ويوجد عند درجات الحرارة الأعلى من 2370 درجة وحتى درجة الانصهار 2680 درجة مئوية كما في الشكل (1-1).



الشكل 1-1 رسم تخطيطي يوضح أشكال بلورات الزيركونيا (Zarone et al., 2011).

عند انخفاض درجة الحرارة أثناء التبريد التالي لعملية الارتصـــاص يحدث تبدل في البنية البلورية من الشـــكل الرباعي إلى الأحادي، الأمر الذي يرافقه زيادة في حجم البلورات تقدر ب (3-5%) والذي يؤدي إلى حدوث إجهادات كبيرة ضمنه، وبالتالي تصدعه وتهشمه عند وصوله لدرجة حرارة الغرفة. يعد إضافة بعض الأكاسيد ضرورياً لأنه يسمح بالحفاظ على شكل رباعي مستقر في درجة حرارة الغرفة (Hannink et al., 2000). ويمكن إضافة العديد من الأكاسيد إلى الزيركونيا بغرض الوصول إلى بنية رباعية ثابته مثل أوكسيد الإيتيريوم وأوكسيد السيريوم الأمر الذي يؤدي إلى الحصول على صفات خاصة للزيركونيا من مقاومة عالية وقساوة و استقرار كيميائي، وتختلف خصائص الزيركونيا باختلاف نوع الأكاسيد المثبتة وكميتها المضافة، حيث يمكن الحصول على ثبات كامل أو جزئي تبعاً للغرض من استخدام الزيركونيا في المجالات المختلفة (Piconi and Maccauro, 1999).

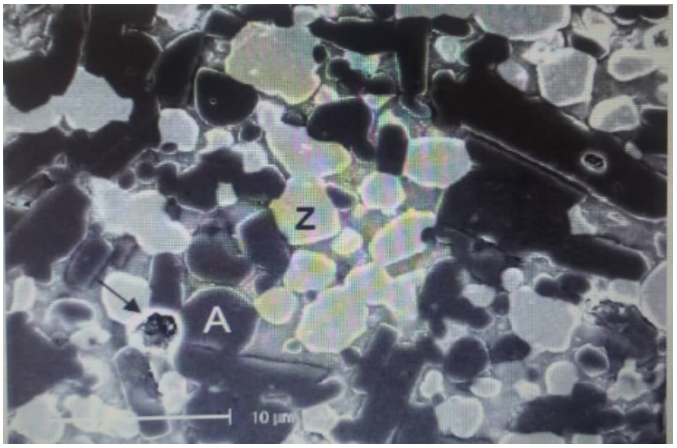
1-7-1 أنواع الزيركونيا المستخدمة في التطبيقات السنية :

يوجد ثلاث أنواع من الزيركونا المستخدمة في طب الأسنان وهي (Gautam et al., 2016):

1. Glass-infiltrated Zirconia-Toughened Aluumina (ZTA)

الألومينا المقوّاة بالزيركونيا (اتحاد الزيركونيا مع قالب الألومينا)، لنحصل بذلك على الزيركونيا المرتشحة بالزجاج، والمقواة بالألومينا (ZTA) كما في الشكل (1-2)، وهي طريقة أخرى تمكّن من إحداث متانة التحول، ويتم ذلك بإضافة 12 مول من الزيركونيا الرباعية إلى 34%من الألومينا Alumina- inceram. يتم تصنيع خزف in-ceram Zirconia بطريقة المثال المقاوم أو بطريقة المعالجة الآلية، ففي طريقة المثال المقاوم يتم وضع أوكسيد الألمنيوم على هذا المثال وتلبيده لمدة 10 ساعات بدرجة حرارة 1120 درجة مئوية لنحصل على هيكل الوميني هش حاوٍ على الكثير من المسام، وذلك ليتم في هذه المرحلة التالية تشريبه بزجاج الليثانيوم وتسخينه لمدة 4 ساعات بدرجة 1100 وذلك من أجل إزالة المسامات وزيادة المتانة حيث يكون المحتوى الزجاجي في المنتج النهائي حوالي 23% Denry and (Kelly) 2008.

يظهر الشكل التالي البنية المجهرية لهذا الخزف والتي تبدو فيه حبيبات الزيركونيا فاتحة وقطرها أقل من 1ميكرو متر وحبيبات الألومينا الغامقة بطول 6 ميكرومتر وعرض 2 ميكرو متر.



الشكل 1-2 :صورة بالمجهر الالكتروني ل Z,ZTA: حبيبات الزيركونيا A:حبيبات الألومينا (Zarone et al., 2011).

إنَّ الميزة الأساسية في طريقة المثال المقاوم هي التّقلص المحدود جداً، ولكن كمية المساميّة في هذه الطريقة أكثر مما هو عليه في Y-TZP بعد ارتصاصها، والتي تتراوح بين 8-11%وهذا يفسر الخواص الميكانيكية الأقل للإنسيرام زيركونيا بالمقارنة مع خزف Y-TPZ ،ولكنه في المقابل يبدي ثباتاً حرارياً و مقاومة لدرجات الحرارة المنخفضة أفضل تحت شروط متشابهة من الدورات الحرارية (Guazzato et al., 2002).

2. Magnesia-partially stabilized zirconia (mg-psz)

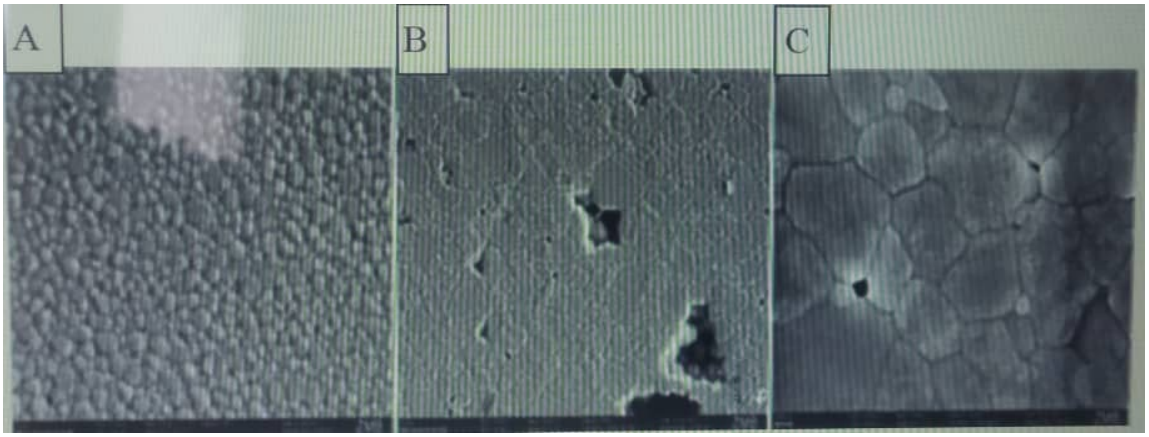
إنَّ الزيركونيا المثَبّته جزئياً بالمغنيزيوم تتألف بنيتها المجهرية من الزيركونيا ذات الشكل الرباعي المترسبة ضمن الزيركونيا ذات الشكل المكعب مع إضافة 8-10 مول من أوكسيد المغنيزيوم، وهناك العديد من الأبحاث التي تناولت قابلية استخدام هذه المادة في التطبيقات السنية، ولكن قل استخدامها نتيجة الاهتراء والسحل الناتج عن المسامية العالية المرتبطة بحجم البلورات المرتفع والذي يقدر بنحو 30 -60 ميكرو متر (Piconi and Maccauro, 1999) ، لذلك تتطلب درجة حرارة ارتصاص مرتفعة تتراوح بين 1650-1800 درجة مئوية، وبالتالي لا بد من التحكم بدورة التبريد عند درجة حرارة 1100درجة مئوية لأن تحول الطور الرباعي وزيادة حجم البلورات يحدث في هذه المرحلة الأمر الذي قد يؤثر في ثبات

المادة (Hannink et al., 2000)، بالإضـافة لعدم إمكانية الحصـول على Mg-psz نقيّة، تتشـكل سـيليكات المغنيزيوم والتي تعزز التحول من t إلى m الأمر الذي يؤدي بدوره إلى انخفاض الخواص الميكانيكية وتقليل ثبات المادة (Denry and Kelly, 2008).

3.: Yttria full stabilized tetragonal zirconia polycrystals (3Y-tzp)

الزيركونيا المسـتقر بالإيتريوم يضـاف إلى الزيركونيا 3% جزيء من أوكسـيد الإيتيريوم كماة مثبتة من أجل الحفاظ على الطور البلوري الرباعي في درجة حرارة الغرفة، فبقاء هذا الطور يعتمد على المعالجة الحرارية وتركيز أوكسـيد الإيتيريوم وحجم الحبيبات. إن تصـغير حجم الذرات و/أو زيادة تركيز الأكاسـيد المثبته سوف يقود إلى انخفاض معدل التحول (Vagkopoulou et al., 2009).

لذلك من أجل الحفاظ على الطور الرباعي في درجة حرارة الغرفة يجب أن يكون حجم الذرات أقل من 0,8 ميكرومتر وكمية الأكسيد المثبت لا تزيد عن 3مول (Theunissen et al., 1992) ، وإن زيادة نسـبة المادة المثبتة أكثر من الحد المقرر يؤدي إلى تثبيت كامل للزيركونيا ونقص تحولات المتانة، بينما انقاصـها عن هذا الحد يؤدي إلى زيادة التحولات العفوية وبالتالي يؤدي إلى نقص شـديد في خواص الزيركونيا (Aboushelib, 2010) كما في الشكل (1-3).



الشكل 1-3 : صورةY,TBZ تبدو فيها ظاهرة ال Ageing عند إجراء الارتصاص إلى درجة حرارة مرتفعة 1600درجة.

A: قبل الارتصاص ،**B**:عند الارتصاص لدرجةحرارة 1600 حيث يبدي السطح ثقوباً،**C**: انتشار الطور الاحادي (Hallmann et al., 2012) .

يتراوح حجم ذرات الخزف (Y-TZP) المستخدم للتطبيقات السنية ما بين (0,2-0,5) ميكرو متر، وذلك حسب درجة حرارة التلبيد (Hallmann et al., 2012).

يمتلك خزف Y-TZP أفضل الخواص الميكانيكية والتجميلية بين أنواع الأكاسيد الخزفية المتعددة البلورات فهو قد يحقق شفافية تصل إلى 12-15% (Baldissara et al., 2010).

ومقاومة ومتانة كسر عالية، الصلابة، مقاومة السحل، كما انه لا يبدي أية تأثيرات ممغنطة وهو عازل كهربائي جيد وله ناقلية حرارية منخفضة ومقاوم للتآكل في الأوساط الحامضية والقلوية ومعامل تمدده الحراري مشابه لمعامل التمدد الحراري للحديد (Vagkopoulou et al., 2009).

تحتوي هذه المادة أيضاً بعضاً من الزيركونيا المكعبة لكن لا يفضل وجودها لأنها تسبب توزعاً غير متساو لشوارد الإيتيريوم، فتكون البلورات المكعبة غنية بالإيتيريوم بينما البلورات الرباعية خالية منها، وبالتالي تكون المادة الناتجة أقل ثباتاً (Denry and Kelly, 2008).

1-8 الراتنج المركب Resin composite:

هو مادة مركبة من أكثر من صنف من المواد، بحيث نحصل على مركب ذي خصائص جديدة تفوق خصائص أي من المواد المركبة وحدها، ويتركب الكومبوزيت على نحوٍ رئيسي من: (Noort, 2002)

1. قالب راتنجي عضوي Resin Matrix يشكل الطور المستمر.
2. جزيئات مالئة غير عضوية Inorganic Filler Particles تشكل الطور المبعثر.
3. العوامل الرابطة Coupling Agent،حيث يربط جسيمات المادة المالئة مع القالب الراتنجي (Noort, 2002).

1-8-1 القالب الراتنجي Resin Matrix :

يعد البيسفينول غليسيدال ميتا أكريلات (BIS-GMA) أحد أكثر الراتنجات المستعملة، وهو عبارة عن وحيد تماثر ثنائي الوظيفة، ويركب عن طريق تفاعل البيفينول مع الغلسيدال، ويمزج عادة مع راتنج بوزن جزيئي منخفض مثل ثلاثي إيتلين غليكول داي ميتا أكريلات (TEGDMA)؛ وذلك لإنقاص لزوجته، ويستخدم أحياناً في بعض الأنواع راتنج آخر هو يوريتان داي ميتا أكريلات (UDMA)، وهو يمتاز بلزوجته المنخفضة. كما أنه من الممكن استعمال راتنج السيلوران Silorane (Noort, 2002).

2-8-1 الجزيئات المالئة اللاعضوية Inorganic Filler Particles :

إن الهدف الأساسي من إضافة الجزيئات المالئة مثل الكوارتز quaetz، والسليكا Silica هو الاستفادة من خصائصها في تقوية القالب الراتنجي، الذي يتجلى في ارتفاع سوية الخصائص الميكانيكية كمقاومة الانضغاط، والشد، والالتواء، وغيرها، والهدف الثاني هو التقليل من كمية القالب الراتنجي، ومن ثم التقليل من الخصائص السيئة لهذا القالب حيث: يقل مقدار التقلص التصلبي Polymerization shrinkage، وتتحسن قابلية الصقل والتلميع، وتنخفض نسبة الاهتراء وقابلية امتصاص الماء، والهدف الأخير هو الحصول على راتنج مركب ظليل قابل للتشخيص شعاعياً (Noort, 2002).

1-8-3 العوامل الرابطة Coupling Agent:

تقوم العوامل الرابطة بربط الجزيئات المالئة إلى القالب الراتنجي، وتسمح العوامل الرابطة للقالب الراتنجي الأكثر مرونة بنقل الجهود إلى الجزيئات المالئة الأكثر قساوة وصلابة، وتعد السيلانت العضوية أكثر عوامل الارتباط استعمالاً في الكومبوزيت (Noort, 2002) .

1-9 وحدات التصليب الضوئي Light Curing Units :

الهدف من وحدات التصليب الضوئي توصيل إشعاعات بكثافة عالية لطول موجة صحيحة إلى سطح المادة بغرض تنشيط تماثرها. طول الموجة المستعملة لدى الغالبية العظمى للوحدات هي 400 إلى 500 نانومتر، التي تقابل المنطقة الزرقاء للطيف الضوئي، وتتضمن وحدات التصليب الضوئي أربع تصاميم رئيسة، وتتبع التسمية النوعية لكل جهاز حسب نوع المنبع الضوئي: (Miletic, 2018)

1. وحدة التصليب التي تعتمد على كوارتز –تنغستين كمصدر للضوء Quartz–Tungsten–Halogen (QTH).
2. وحدات تصليب مصدرها الضوئي هو قوس البلازما Plasma–Arch Source(PAC) .
3. وحدات تصليب مصدرها الضوئي هو الآرغون الليزري Argon Laser Curing Units .
4. وحدات تصليب تعتمد على الضوء المقذوف باتجاه واحد Light –Emitting Diode(LED) .

يمتلك الـ (LED)عدداً من المزايا عند مقارنته بالمصابيح المتوهجه حيث يوجد منها: أشكال عملية صغيرة و قابلة للشحن، ولا تصدر حرارة أثناء استعمالها، وتمتلك طيفاً نوعياً محدوداً للضوء المنبعث منها؛ الذي يسمح بتحفيز محدد مثل تفعيل المُبَدّئ الحساس للضوء من أجل تصليب الراتنج (Miletic, 2018) .

1-10 عوامل الربط Bond Agent :

تطورت أنظمة الإلصـاق في طب الأسـنان تطوراً كبيراً في العقود المنصـرمة، وفي ضـوء طب الأسـنان المحافظ Minimal-Invasive Dentistry قإن أنظمة الإلصـــاق تلك تعزز تصـــميم الحفرة الترميمية على نحو محافظ أكثر، وقد تطورت مواد الالصـاق في طب الأسـنان من أنظمة عدم التخريش إلى أنظمة التخريش الكامل (الجيلين الرابع والخامس) إلى أنظمة التخريش الذاتي (الجيلين الســـابع والثامن)، وحالياً ترتكز تقنيات الارتباط إلى المادة السنية على ثلاث تقنيات مختلفة (Sofan et al., 2017):

1. تقنية التخريش ثم الغسيل Etch-and-Rinse.
2. تقنية التخريش الذاتي Self-Etch.
3. تقنية Universalحيث يستعمل إما التخريش والغسيل أو التخريش الذاتي .

تتكون عوامل الارتباط من ثلاث مكونات وهي:

1. المخرش Etchant.
2. المبدئ Primer.
3. اللاصق Adhesive (المادة الرابطة).

يحتوي المبدئ واللاصق عدداً من عوامل الارتباط المونوميرات التي تقوم بوظائف عديدة مع مجموعات محبّة للماء لتحســـين الاندخال بالعاج المرمم، ومجموعات كارهة للماء من أجل التماثر وتشـــكيل ارتباط مع الكومبوزيت (Sofan et al., 2017).

1-10-1 عامل ربط الجيل الخامس Fifth Generation Bond :

تميز هذا الجيل بوجود عنصـــر واحد للربط، حيث تتم عملية تطبيق المُبَدّئ Primer (مثال: مركبات Hydroxyethyl-Methacrylate HEMA وظيفتها تسـهيل نفاذ المادة الرابطة) واللاصـق Adhesive ،

(راتنج غير مملوء أو مملوء بشكل طفيف) في خطوة واحدة ومن خلال عبوة واحدة، ويحتاج هذا الجيل إلى التخريش بحمض الفوسفور 37% (Sayes, S., & Al-bouny, S. 2011).

1-11 تصليب الكومبوزيت Polymerization of Composite :

توجد عدة تقنيات وعدة مصادر من أجهزة التصليب الضوئي من أجل تصليب الكومبوزيت، ولكن لضمان نجاح تلك العملية يجب أن نفرق بين طول الموجة التي يحتاجها الكومبوزيت للتصلب وقدرة جهاز التصليب على توليد تلك الموجة، وعلى كل حال فإن الكومبوزيت لا يصل إلى التصليب الزائد (Overpolymerring)؛ ولذلك فإن كمية الضوء الإضافية التي تتلاقاها المادة تتضمن تصلباً أفضل وخصائص فيزيائية جيدة. إنَّ الطبقتان الأكثر أهمية التي يجب الانتباه جيداً لتصليبهما هما: الطبقة الأعمق، والطبقة السطحية للترميم. ويمكن وضع طبقة من الغليسيرين (Glycerin) بعد عملية التصليب النهائية للسماح بدورة تصليب طويلة إضافية (دقيقة أو دقيقتان)، ويعد استعمال الغليسيرين مساعداً وليس اجبارياً، ولكن الالتزام بطول مدة التصليب هو الإجباري (Manauta and Salat, 2012).

1-12 الخلائط المعدنية Mieral mixtures :

تصنف الخلائط المعدنية المستخدمة في مجال طب الأسنان حسب الجمعية الأمريكية لطب الأسنان (ADA) إلى (Muris and Kleverlaan, 2018):

1. خلائط ثمينة جداً.
2. خلائط ثمينة .
3. خلائط قاعدية ومنها خليطة الكوبالت كروم المستخدمة في هذا البحث.

تشتهر خلائط الكوبالت-كروم (Co-Cr) بمتانتها العالية، ومقاومتها الممتازة للتآكل والتلف، وتقبلها الحيوي الجيد، وهذه الخصائص تجعلها مناسبة لمجموعة واسعة من التطبيقات الطبية، وتتميز سبائك Co-Cr بقوة شد

عالية، مما يجعلها قادرة على تحمل قوى إجهاد ميكانيكية كبيرة وتوفر طبقة أكسيد الكروم على السطح مقاومة ممتازة للتآكل، حتى في البيئات المختلفة مثل جسم الإنسان، كما أنها تحافظ على قوتها وخصائصها في درجات الحرارة العالية، مما يجعلها مناسبة للتطبيقات ذات درجات الحرارة العالية، وعادةً ما تكون غير مغناطيسية، وهي خاصية مرغوبة في بعض التطبيقات.

1-13 الإجهادات Stress :

عند تطبيق قوة خارجية على مادة معينة، فإن هذه المادة ستقاوم هذه القوة الخارجية، وتنتشر تلك القوة على كامل مساحة المادة، ويدعى ناتج القوة المطبقة على واحدة المساحة بالإجهاد stress، ويقسم الإجهاد إلى إجهاد الضغط Stress Compressive، وإجهاد الشد Stress Tensile، وإجهاد القص Shear Stress (Sayes, S., & Al-bouny, S. 2011).

1-13-1 اجهاد القص Shear Stress :

تميل المادة الخاضعة لقوى القص إلى مقاومة حركة الليّ SLIDING، أو مقاومة حركة الفتل Twisting، أو مقاومة انزلاق جزء من هذه المادة على الجزء الآخر، فعلى سبيل المثال، إن القوة المطبقة على طول السطح البيني بين الميناء والحاصرة التقويمية Oethodontic bracket، وبشكل موازي لهذا السطح بواسطة أداة ذات نهاية حد سكين Sharp- edged instrument سوف تسبب انفصال الحاصرة عن سطح الميناء بسبب فشل مقاومة المادة اللاصقة لإجهاد القص، ويتم حساب إجهاد القص بتقسيم القوة المطبقة إلى مساحة المنطقة البينية وذلك من خلال المعادلة (Anusavice and Phillips, 2003) :

$$R\ (Resistance) = F\ (Force) / A\ (Area)$$

1-13-2 إجهاد الشد Tensile Stress :

إجهاد الشـــد هو المقاومة الداخلية للمادة التي تمنعها من التمدد أوالتمطط، ويُحســـب بالقوة المطبقة عمودياً على مساحة المقطع العرضي للمادة، مما يؤدي إلى استطالتها. معادلة إجهاد الشد هي:

$$\sigma = F/A$$

حيث σ : هي إجهاد الشد

F: هي القوة

A: هي مساحة المقطع العرضي.

1-14 القوى الإطباقية على الترميمات Force on Restorations :

تكون القوى الإطباقية عند مرضـــى التعويضـــات الجزئية المتحركة من 65 إلى 235 نيوتن/سـم^2 تقريباً، وتكون القوى الإطباقية عند مرضـى التعويضـات الكاملة في منطقة الأرحاء حوالي 100 نيوتن/سم^2، وحوالي 40 نيوتن في منطقة القواطع، كما يؤثر العمر والجنس وشـــكل الوجه والعضـــلات في قيمة القوة الإطباقية؛ فيجب الأخذ بالحسبان كل من موقع السن في القوس السنية ونوع الإطباق المقابل، وكمية القوى الإطباقية المتولدة Force-generating capacity عند المريض عند تصميم التعويض واختيار المادة المرممة المناسبة (Sacher and França, 2019).

1-15 طرق اختبار مقاومة الارتباط Bond Strength Test Methods:

يعد اختبار الارتباط سـهل القياس نسـبياً، ويمكن أن ينجز باسـتعمال معدات رخيصـة نسـبياً، لكن هناك بعض النقاط المهمة التي يجب أخذها بالحســبان عند اســتعمال اختبار الارتباط في اختيار المادة ســريرياً (Sacher and França, 2019) :

1. الإجهادات على سطح الارتباط ليست موزعة بشكل متناظر، وإن قيمة الارتباط المقدرة بالميغا باسكال (MPa) التي تعبر عن قيمة الاجهاد هي قيمة وسطية تنتج عن تقسيم حمولة الفشل مقدرة بالنيوتن N ، إلى مساحة سطح الارتباط مقدرة ب مم2 (Sacher and França, 2019) .
2. احتمال حدوث فشل متعدد الأسباب بشكل عالي حيث أن الحمولة تخلق على السن تركيز لإجهاد الشد الذي يسبب حدوث تصدع Crack في الميناء والعاج وهذا يمنع التقدير الدقيق لقوة الارتباط (Sacher and França, 2019).
3. لا يمكن مقارنة نتائج الدراسات المختلفة: حيث تتأثر قيمة الارتباط في مادة معينة بعدة أسباب: اختلاف المواد التي تم ربطها، اختلاف طرق تحضير العينة Specimen preparation، وظروف التخزين Storage conditions، وطريقة تطبيق القوة Loading method، علماً أن هناك معايير قياسية قليلة بين الدراسات المخبرية لذلك يجب مقارنة المعلومات بحذر (Sacher and França, 2019) .
4. يفتقد اختبار قوة الارتباط إلى وضوح القيم السريرية: لا يمكن لاختبار قوة الارتباط تحديد القيمة الدنيا للأداء السريري الجيد، هناك عدة طرق لاختبار قوة الارتباط، إما تبعاً لأبعاد المنطقة التي تم ربطها: اختبارات الربط الكبيرة Macro shear Bond StrengthTest،اختبارات الربط الصغيرة Micro shear Bond Strength Test، أو تبعاً لتطبيق الحمولة: إما بالشد أو بالقص (Sacher and França, 2019) .

1-16 الترميل Sandblasting :

هو مرحلة من مراحل صناعة التعويضات السنية كالتيجان والجسور وغيرها من التعويضات، يتم من خلالها تسليط تيار هوائي مضغوط محمّل بحبيبات رملية خاصة ذات أحجام معينة تقدر بالميكرونات على سطح المرممات لإكسابها تضاريس مجهرية لتزيد من تماسكها مع المواد الأخرى التي ستغطي المرممات فيما بعد كالإسمنت السني عند الالصاق (Shillingburg et al., 1997).

1-16-1 أنواع حبيبات الترميل :

1. حبيبات أكسيد الألمنيوم.
2. حبيبات زجاجية.
3. حبيبات الفحم.
4. رمل Cojet.

1-16-2 استخدامات الترميل :

1. ترميل القبعات المصبوبة من الخارج من أجل خلق شكل مثبِّت لمادة الخزف السني عليها.
2. ترميل السطح الداخلي للمرممات من أجل خلق تجاويف معينه تساعد في ثبات التعويض على دعامته عند الإلصاق، وكلما ازدادت هذه التجاويف كلما زاد الثبات إلى حد لا يؤدي إلى أذية المعدن وتشويهه (Shillingburg et al., 1997).
3. ترميل المرممة المصبوبة لإزالة بقايا المسحوق الكاسي.
4. ترميل سطح أوتاد الفايبر لتحسين الربط بين الوتد والإسمنت الراتنجي (Sacher and França, 2019).
5. يستخدم الترميل في تنظيف باطن المرممات غير المباشرة عند فشل إلصاقها والحاجة لإعادة الإلصاق(الخير and سويد 2010).

1-16-3 مزايا الترميل :

1. طريقة بسيطة وسهة التطبيق.
2. طريقة رخيصة الثمن ويمكن تطبيقها على جميع الخلائط المعدنية، ولا تحتاج إلى مهارة خاصة أو أجهزة غالية الثمن (O'Connor et al., 1990).
3. يؤمّن تخريشاً كافياً لسطح المعدن لا يقل في نتائجه السريرية عن أنماط التخريش الأخرى .

4. يزيد من قوة الارتباط بين الراتنج والمعدن وذلك من خلال خلق فجوات مجهرية يدخل فيها الراتنج و بالتالي تزيد من مساحة الارتباط (Rosenstiel et al., 2015).
5. سهولة حفظ وتخزين الجسر بما لا يؤثر فيما بعد على جودة الصاقه (Aboush, 1992).

إن الترميل واحد من أكثر الطرق فعالية لزيادة قوى الربط بين مواد الإلصاق الريزينية والمواد السنية الترميمية (D'Arcangelo and Vanini, 2007).

إنَّ تخشين السطح للمواد الترميمية مع استخدام حبيبات كاشطة يؤمن تغييرات شكلية، ويزيد من قوة الالتصاق بين المواد الترميمية ومواد الالصاق.

بعد عملية الترميل تعد الجزيئات الكاشطة التي تبقى على سطح الترميمات السنية بشكل عام ملوثات تُزال باستخدام جهاز الأمواج فوق الصوتية قبل عملية الالصاق (Sasse and Kern, 2014).

إن الترميل بجزيئات الألومينا يستخدم على نطاق واسع في معالجة الترميمات المعدنية لتنظيف السطوح من المحتويات العضوية، وتزويدها بسطح مخرش غير منتظم والذي بدوره يحسن قوى الربط الميكانيكيه مع المواد المغطيه اللاصقة، ويزيد من طاقة الترطيب للبنى المعدنية. إنَّ عملية الترميل تزيد من طاقة السطح الكلية للبنية المعدنية حتى 6,5 مرة (Oshida et al., 1993).

17-1 اسمنتات الإلصاق :

يعرف الإسمنت السني بأنه المادة التي تملأ الفراغ البيني الموجود بين السطح الداخلي للمرممة والسطح الخارجي للدعامة بهدف إلصاق المرممات على دعاماتها مشكلة طبقة غشائية بينهما، فتشكل مادة ربط بين السن والترميم ولا يمكن الاستغناء عن هذه المادة لتامين الختم الحفافي (Bhandari et al., 2012).

1-17-1 أنواع إسمنتات الإلصاق:

1. إسمنت فوسفات الزنك.
2. إسمنت البولي كربوكسيلات.
3. الإسمنت الزجاجي الشاردي.
4. الإسمنت الراتنجي.
5. إسمنت أكسيد الزنك والأوجينول (Anusavice et al., 2012).

1-1-17-1 الإسمنتات الراتنجية resin cements :

كان لطبيب الأسنان في العقديين الأخيرين الخيار بين استعمال أنواعٍ متعددة من الإسمنتات، أو استعمال مادة لاصقة ذات أساس راتنجي adhesive resin-based material؛ لدى قيامه بتثبيت التعويضات السنية تثبيتاً دائماً. حيث أن جميع الإسمنتات السنية (مثل فوسفات الزنك، والبولي كربوكسيلات، والإسمنت الزجاجي الشاردي)؛ تتألف من سائل هو غالباً الحمض، ومسحوق هو الأساس يتم مزجهما ليحدث تفاعل حمض/أساس، مما يؤدي إلى تصلب المزيج، في حين يحدث تصلب المواد اللاصقة التي يكون أساسها الراتنج بالتماثر Polymerization، ويسمح الالتحام القوي والهيكل الشبكي الخاص بهذه المواد ذات الأساس الراتنجي بتحرير أفضل للإجهادات الواقعة على السن المرممة (Roulet and Degrange, 2000).

انتشر استعمال الإسمنتات الراتنجية كمواد الصاق بعد تطويرها وتحسين خواصها، وجعلها قابلة للارتباط إلى الميناء، وإلى العاج أيضاً بتهيئته بالأحماض العضوية و اللاعضوية (Anusavice,2003b).

استخدمت الاسمنتات الراتنجية لإلصاق التيجان والجسور الخزفيه، والحاصرات التقويمية والوجوه التجميلية والجسور اللصّاقة (Eakle and Bastin, 2019).

الإسمنتات الراتنجية هي راتنجات مركبة سيالة flowable ذات لزوجة viscosity منخفضة، كما أن تركيبها مماثل لتركيب مواد الحشو المركبة ذات الأساس الراتنجي. إلا أن نسبة المواد المالئة في الإسمنتات الراتنجية أقل منها في الراتنج المركب، وذلك بهدف الإقلال من اللزوجة وتحسين ترطيب السن، فهي تتألف من قالب راتنجي resin matrix مع حبيبات مالئة لا عضوية inorganic fillers معاملة بالعامل المزاوج coupling agent "السيلان Silane " (Anusavice, 2003).

تعتمد خواص التقلص التصلّبي، ولزوجة المركب الراتنجي على نوع المونومير وتركيزه أولاً وعلى نوع المادة المالئة وكميتها ضمن القالب الراتنجي ثانياً (Lee et al., 2006).

1-17-1-1-1 تصنيف الإسمنتات الراتنجية :

يصنف الإسمنت الراتنجي بحسب:

1. حجم ذرات المادة المالئة الداخلة في تركيبه.
2. آلية تصلبه.

1-17-1-1-1 الإسمنتات الراتنجية حسب حجم ذرات المادة المالئة الداخلة في تركيبها: (Craig and Powers, 2002a)

أ- إسمنتات تحوي مواد مالئة ذات جزيئات ناعمة تتراوح أبعادها بين 0,2-3 ميكرومتر.

ب-إسمنتات تحوي مواد مالئة ذات جزيئات فائقة النعومة يبلغ قطرها حوالي 0,04 ميكرومتر.

ت-إسمنتات تحوي مواد مالئة ذات جزيئات فائقة النعومة تدعى النوع الهجين، وتتألف من مواد زجاجية يقدر وزنها ب84% من وزن الكومبوزيت.

ث-إسمنتات ذات مواد تحوي على جزيئات بأحجام دقيقة جداً تتراوح أبعادها بين 1-10 نانومتر.

1-17-1-1-1-2 الإسمنتات الراتنجية حسب آلية تصلبها :

(Anusavice and Phillips, 2003)

إسمنتات راتنجية ذات تصلب كيميائي.

إسمنتات راتنجية ذات تصلب ضوئي.

إسمنتات راتنجية ثنائية التصلب.

1-17-1-1-1-2-1 الإسمنتات الراتنجية المحفزة ذاتياً أو كيميائية التصلب:

هي أنظمة مؤلفة من مكونين، هما إما مسحوق وسائل، أو معجونان، ويتحد المكونان بمزجهما على لوح مزج ورقي لمدة تتراوح من 20 إلى 30 ثانية، ومن الأفضل أن تتم إزالة الزوائد مباشرةً بعد استقرار التعويض مكانه، لأنه عند التأخر في إزالة الإسمنت الزائد، يصبح ذلك الإجراء بالغ الصعوبة.

تستخدم الإسمنتات الراتنجية ذاتية التصلب في التيجان والجسور ذات الهيكل المعدني، التيجان والجسور المعدنية الكاملة، الأوتاد الجذرية، والحشوات الضمنية والمغطية المصنوعة من المعدن أو الخزف الكامل أو الراتنج غير المباشر، ومن عيوبه زمن العمل محدود وزمن التصلب طويل (Anusavice and Phillips, 2003).

1-17-1-1-1-2-2 الإسمنتات الراتنجية ضوئية التصلب:

هي أنظمة مؤلفة من مكون وحيد، وهي تستطب لالصاق التعويضات البورسلانية قليلة السماكة، وكذلك التعويضات ذات الأساس الراتنجي، والإلصاق المباشر للحاصرات التقويمية البورسلانية والبلاستيكية، وعندما تكون السماكة المستعملة كمنطقة للربط أقل من 1,5 ملم، لتسمح بعبور كافٍ للضوء. يعتمد الوقت اللازم لتعريض الإسمنت الراتنجي للضوء-حتى يحدث تماثره-على شدة الضوء الذي يمر خلال التعويض

البورسليني أو الحاصرة، وسماكة الإسمنت المتماثر. على أية حالٍ يجب ألا يقل زمن التعرض للضوء عن 40 ثانية، كما يجب إزالة زوائد الإسمنت فوراً بعد الاستقرار الكامل للتعويض ما لم ينصح المصنّع المنتج للإسمنت الراتنجي المستخدم بغير ذلك، كأن يُشار إلى تعريض الإسمنت لمدة 10 ثوان من التصليب الضوئي ومن ثم إزالة الزوائد. يتوافر هذا الاسمنت بشكل معجون واحد يوضع ضمن محقنة بلاستيكية عازلة للضوء، ويشمل جميع العناصر المحفزة للتماثر، والتي تتحرض بوجود محرض ضوئي. غالباً ما يستخدم الكامفركينون(Camphorquinone) كمبدئ ضوئي يتفاعل مع المبدئات الأمينية والتي تكون نسبتها قليلة ضمن المعجون، كما يضاف إلى تركيب الإسمنت ضوئي التصلب مثبطات التفاعل (Inhibitors)، حيث تتفاعل مع الجذور الحرة بشكل أسرع من تفاعل المونوميرات مع الجذور الحرة، عند تعرض المعجون لضوء خفيف الشدة (ضوء الغرفة). تستخدم هذه الإسمنتات بإلصاق الوجوه الخزفيه ذات ثخانه أقل من 1,5 ملم، المثبتات التقويمية غير الحاوية على معدن، وجبائر النسج ما حول السنية غير الحاوية على معدن .

من عيوبها نقص عمق التصلب المرافق لزيادة ثخانة الخزف، وظلالية بعض أنواعه إذ تصبح كثافة الضوء وتركيزه منخفضين أو معدومين في المناطق العميقة أو عندما تكون ثخانه الخزف كبيرة (أكبر من 2 ملم) . (Anusavice and Phillips, 2003)

1-17-1-1-1-2-3 الإسمنتات الراتنجية ثنائية التصلب:

هي أنظمة مؤلفة من مكونين، وهما معجونان ضوئيان التصلب، أحدهما يحتوي البنزويل بيروكسيد و الكامفركينون والآخر يحتوي النهايات الآمينية الحرة، وتحتاج إلى المزج بالطريقة نفسها المستخدمة لمزج الإسمنتات ذاتية التصلب، علماً أن التحفيز الكيميائي لها بطيء جداً ويؤمن زمن عمل مديد إلى أن يتعرض الإسمنت لضوء التصليب، عندها يتصلب الإسمنت بسرعة، ويستمر الإسمنت باكتساب القوة خلال فترة طويلة بسبب عملية التماثر المحفزة كيميائياً، ويمكن أن تتم إزالة الزوائد مباشرة بعد اكتمال استقرار seating التعويض مكانه، أو بعد الانتظار لفترة معينه حسب توصيات المصنع.

تستطيع المثبطات أن تعاكس عمل الجذور الحرة مما يسمح بزمن عمل كبير، وعند التعرض للضوء يتصلب الإسمنت بسرعة ويستمر التصلب الكيميائي حتى يكتمل، وهكذا يتم تصليب الحواف التي يصل إليها الضوء مباشـرة، ويُترك الإسـمنت الداخلي ليتصـلب بآلية كيميائية، وبذلك لا تبقى أيّة كمية من الإسـمنت من دون تصلب. يستخدم هذا النوع من الإسمنتات بإلصاق الحشوات الضمنية والمغطية، والتيجان والجسور الخزفية، والحشـوات الضـمنية والمغطية المصـنوعة من الراتنج غير المباشـر، والأوتاد الجذرية (Anusavice and Phillips, 2003).

2-17-1 متطلبات مادة الالصاق Adhesive material requirements :

1. القدرة التثبيتية الكافية(Fujimoto 2006).
2. مقاومة الانحلال: قد يسـبب انحلال الإسـمنت انفكاك التعويض من مكانه وزيادة التسـريب الحفافي وزيادة احتمال حدوث نخر ثانوي (Lavine and Custer, 1966).
3. الخواص الميكانيكية: أن تكون لها مقاومة ميكانيكية مناسبة (White et al., 1992).
4. أن تكون متقبلة حيوياً (Jalandar et al., 2012).
5. ثخانة الإسمنت: ينصح بأن تكون هذه الثخانه من 20-50 ميكرون (Olivera and Saito, 2006).
6. الخواص البصـــرية: ينبغي أن تكون الإســـمنتات بألوان مناســـبة عند تثبيت التيجان الخزفية أو الأكريلية (Anusavice et al., 2012).
7. أن يكون سـهل الاسـتعمال وأن يتمتع بزمن عمل كافٍ وسـهولة إزالة الزوائد وزمن تصـلب قصـير بعد تطبيقه في الفم (Jm, 2006).
8. أن يتمتع بلزوجة منخفضة تسمح بقابلية الانضغاط في طبقات رقيقة قبل التصلب (O'Brien, 2002b).
9. الفعالية المضادة للنخر: وترتبط هذه الفعالية بخاصية تحرير الفلور (Wiegand et al., 2007).
10. الظلالية الشـعاعية: تسـاعد على تحري الزوائد الإسـمنتية والحواف المفتوحة ونكس النخر (Pekkan and Oezcan, 2012).

1-18 الدراسات السابقة previous studies:

1- تم إجراء دراسة من قبل (Schultz, 1951) لإثبات حقيقة أن كفاءة الهضم ترتبط ارتباطاً مباشراً بكفاءة الفعالية الماضغة، ومع تزايد شعبية استخدام أسنان الأكريل، زاد الفضول إلى التحقق من فعاليتها في المضغ، تم عمل مجموعتين متماثلتين من الأجهزة السنية المتحركة والفرق الوحيد هو استخدام أسنان الأكريل في حالة وأسنان خزفية في الحالة الأخرى. كشفت سلسلة من الاختبارات العديدة التي أجريت على فترة من الزمن عن خسارة في كفاءة المضغ بنسبة 33%عند استخدام أسنان الأكريل، أما في الأجهزة التي كانت بأسنان خزفية فكانت الخسارة بنسبة 26% فقط على مدى 9 سنوات من الفعالية الماضغة، ولكن رغم ذلك كان المرضى يفضلون الأسنان الأكريلية عن الخزفية بسبب فعل التصادم الذي تقوم به الأسنان الخزفية، لكنهم لم يكونوا على علم بانخفاض الفعالية الماضغة للأسنان الأكريلة بالمقارنة مع الأسنان الخزفية، ثم بعد ذلك قام الباحثون بالاستمرار بالمقارنه حيث استبدلوا جانب واحد من القوس الإطباقية بأسنان ذات سطوح إطباقية من الذهب وتم اختبار الفعالية الماضغة، فوجدوا أن السطوح الإطباقية المصنوعة من الذهب كان فعل التصادم الناتج عنها قريب من الذي تعطيه الأسنان الأكريلية وكفاءة المضغ متماثلة مع الأسنان الخزفية، لذلك يعد استخدام سطوح إطباقية مصنوعة من الذهب على الأسنان الخلفية ذي قيمة عالية في الحفاظ على الفعالية الماضغة، ويقلل من تآكل السطوح الإطباقية الذي يحدث عند استخدام أسنان الأكريل.

2- كما أجرى (Ghazal et al., 2008) مقارنة بين الأسنان الإصطناعية الخزفية والأكريلية مع الأسنان الطبيعية، حيث كان الهدف من الدراسة: هو تقييم مقاومة الانسحال للأسنان الخزفية وخمس أنواع من الأسنان الريزينية ومقارنة مقاومة انسحالها بالأسنان الطبيعية، وذلك عن طريق جهاز يحاكي الحركات الماضغة يتم التحكم فيه الكترونياً. حيث تم تحضير 8 أسنان من كل من المواد المختلفة المستخدمة لصناعة الأسنان الإصطناعية، حيث تم استخدام 8 ضواحك أولى طبيعية علوية كمجموعة شاهدة، وتم استخدام كرات من الخزف يبلغ قطرها 6 ملم كعينات محاكية للمواد التي تكشط الميناء، تم اجراء 1200000دورة ماضغة، تم أخذ طبعات للسطوح السنية بعد 12000،24000،480000،840000،1200000 دورة

باســـتخدام البولي ايثر، تم قياس التغيرات باســـتخدام جهاز Profilometer ،أظهرت النتائج أن الأســـنان الأكريلية تعرضـــت لتآكل أكثر من باقي العينات، ومن ثم الكومبوزيت الذي كان أقل من الأكريل وأكثر من الميناء والخزف، أما الميناء والخزف فأظهرت نتائج متقاربة. في حدود هذه الدراسة نستخلص ما يلي:

أ. الأسنان الخزفية انسحالها مشابه لميناء الأسنان.

ب. جميع الأســـنان الأكريلية والمصـــنوعة من الكومبوزيت تآكلها أعلى من الميناء، لكن تبقى الأســـنان المصنوعة من الكومبوزيت ذات مقاومة أفضل من الأسنان الأكريلية.

3- دراسة ل (Awinashe and Nagda, 2010) تم من خلالها مقارنة الفعالية الماضغة لمرضى أجهزة كاملة باستخدام أسنان خلفية أكريلية ومعدنية باستخدام مقياس الألوان للصور، كان طعام الاختبار المستخدم في هذه الدراسة هو الشمندر، تقيس هذه الطريقة الصبغة الطبيعية الموجودة في الشمندر، تطلق الصبغة عند المضغ، ويمكن تحديدها باستخدام مقياس اللون الضوئي عند طول موجي 530 نانومتر، للحصول على قيمة شاهدة طُحنت عينة عشوائية من الشوندر، وزنها 3 غ، في مطحنة لمدة 90 ثانية، ومددت هذه العينة بإضافة 10 مل من الماء المقطر، ثم ثقّلت ووضِعت على ورق نشّاف، ودرُست باستخدام مقياس الألوان الضوئي، واعتُبِرت أنها العينة الشاهدة، طُلب من المشاركين مضغ قطعة من الشمندر، وزنها حوالي 3 غرامات، لمدة 10 و15 و20 ضربة على التوالي، بعد المضغ، طُرِدَت جميع الجزيئات واللعاب الناتج خلال العملية في أسطوانة مُدرَّجة، ثم نُقلت العينات إلى أنابيب الاختبار، وأُضيف إليها 10 مل من الماء المقطر، ثمّ ثقّلت ونشّفت على ورق نشّاف ودرست باستخدام مقياس الألوان الضوئي عند طول موجي 530 نانومتر، أظهرت النتائج أن متوسط الفعالية الماضغة لأسنان الأكريل 46,46% والأسنان ذات السطوح الإطباقية المعدنية كان 65,62 %.

4- تقرير لحالة سريرية (Case Report) من قبل ((Yoon et al., 2013) يتحدث عن تقنية لصيانة جهاز سني قديم ذي سطوح إطباقية متآكلة بمرممات (onlay) خزفية باستخدام التصميم المحوسب CAD/CAM.

عنما تكون الأســنان المقابلة للأســنان الأكريلية أســنان طبيعية أو من الخزف أو المعدن، أو عندما يكون هناك عادات غير وظيفية، يُنصـح باسـتخدام مادة بديلة ذات مقاومة تآكل أفضـل للحفاظ على البعد العمودي مع مرور الوقت.خطوات العمل:

أ. أخذ طبعة باستخدام الألجينات.

ب. تم برد أسنان الجهاز بسماكة 1,5 ملم لتأمين سماكة للمرممات، وصنعت ميازيب مركزية للدعامات.

ت. ثم مسحت أسنان الجهاز بجهاز مسح ضوئي محمول (hand held scanne) .

ث. نقلت معلومات التصميم النهائية إلى الحاسوب.

ج. وتمت صناعة المرممات (onlay) باستخدام كتل(blocks) من ثنائي سيليكات الليثيوم.

ح. ثم تم الالصاق عن طريق اسمنت راتنجي ثنائي التصلب (Variolink II;Ivoclar Vivadent AG).

5- دراسة ل (قاسم والمصطفى، 2023)عن تقييم مقاومة القص بين الكمبوزيت ضوئي التصلب وأسنان الراتنج الأكريلي، وذلك بعد معالجة سطوح أسنان الراتنج الأكريلي بطرق مختلفة، تم تقسيم 60 رحى سفلية أكريلية إلى أربع مجموعات، كل مجموعة 15 رحى، المجموعة الشاهدة: تم فيها تطبيق الكمبوزيت بدون معالجة لسطوح أسنان الراتنج الأكريلي. أما المجموعة الثانية تم فيها تطبيق عامل الربط فقط. المجموعة الثالثة: تم تطبيق سائل المونومير، ثم تطبيق عامل الربط. المجموعة الرابعة: تم فيها تطبيق حمض الفوسفور 37%، ثم تطبيق عامل الربط. قِيست مقاومة القص باستعمال جهاز الاختبارات الموحد Testometric، وحُلِّلت النتائج باستعمال برنامج SPSS من خلال الاختبار الإحصائي One-Way ANOVA، والاختبار البعدي كانت النتائج كالتالي: كانت جميع طرق المعالجة ذات مقاومة قص أعلى عند مقارنتها بالمجموعة (الشاهدة)، وكانت مقاومة القص في المجموعة الرابعة أدنى من المجموعتين الثانية والثالثة لم تكن هناك فروق إحصائية بين المجموعتين الثانية والثالثة.

وجد الباحثون من خلال هذه الدراسة أن جميع طرق المعالجة ذات مقاومة قص أعلى عند مقارنتها بالمجموعة الشاهدة، كما زاد عامل الربط من مقاومة القص بين أسنان الراتنج الأكريلي والكمبوزيت ضوئي التصلب؛ لم تكن هناك فروق في مقاومة القص عند تطبيق سائل المونومير قبل تطبيق عامل الربط عند مقارنتها بتطبيق عامل الربط وحده؛ لاتوجد أهمية لاستعمال حمض الفوسفور 37% قبل تطبيق عامل الربط.

6-تقرير لحالة سريرية (Case Report) من قبل (Cabezas, 2025) يتحدث عن سطوح إطباقية مصنعة من ثنائي سيليكات الليثيوم لجهاز متحرك سفلي مثبت على غرسات وجهاز مقابل علوي كامل، جاءت امرأة تبلغ من العمر 71 عاماً إلى قسم الدراسات العليا لإعادة تأهيل الفم في الجامعة المركزية للإكوادور، تعاني من مشاكل في ثبات واستقرار جهازها المتحرك السفلي وكذلك كفاءة المضغ لديها قد انخفضت، تم التخطيط لصنع جهاز كامل علوي متحرك، أما في الفك السفلي، فقد تم التخطيط لصنع جهاز مثبت بأربع غرسات، استخدمت المريضة الجهاز لمدة شهر، وخلال هذه الفترة، تم التحقق من رضاها التام عنه، بعد تقييم الإطباق، تم تثبيت الجهاز على المطبق لمسحه ونسخ الأسطح الإطباقية لأسنان الجهاز السني، ومن ثم تم إعداد أخاديد توجيه بقطر 2 مم باستخدام سنابل ماسية أسطوانية بقطر 1 مم، صُممت الأسطح الإطباقية بنسخ الشكل الرقمي المُسبق وتعديله بما يتناسب مع التحضيرات؛ وتم التحقق من نقاط التماس الإطباقية رقمياً، صنعت مرممات ال(Onlay) باستخدام ثنائي سيليكات الليثيوم، وألصقت. تم الإلصاق بالنسبة للأسنان الأكريلية بالطريقة التالية:

أولاً: تم ترميل أسنان الراتنج الأكريلي باستخدام ذرات أكسيد الألومنيوم 50 ميكرومتر.

ثانياً: تم تنظيفها بحمض الفوسفوريك.

ثالثاً: تم طلائها بعامل الربط البوند.

أما بالنسبة لثنائي سيليكات الليثيوم:

فأولاً: تم تخريشها باستخدام حمض فلور الماء 5% لمدة 20 ثانية.

ثانياً: تم تنظيفها بحمض الفوسفور.

ثالثاً: تم طلائها بالسيلان، تم استخدام الراتنج ضوئي التصلب للالصاق حيث تمت بلمرته لمدة 60 ثانية لكل سطح، ثم تم وضع الجلسرين وبلمرته مره أخرى لمدة 40 ثانية لتجنب الطبقة المثبطة للأكسجين، وتم تعديل الإطباق، وتوفير التعليمات والتوصيات للمريض.

النتائج:

حُددت مواعيد المتابعة بعد 6 أشهر وبعد سنه ، ولم تلاحظ أيّة كسور أو إنفصال للمرممات عن الأسنان الأكريلية، أو تآكل في السطوح الإطباقية، وكان هناك حفاظ على البعد العامودي والفعالية الماضغة ونظافة التعويض .

الباب الثاني:

منهج البحث وأدواته

Research Methodology

2-1-عينة الدراسة Study Sample:

دراســة مخبرية تجريبية أجري من خلالها قياس مقاومة القص والشــد بين المرممات المصــنوعة من الكومبوزيت ضوئي التصلب، والمرممات المصنوعة من معدن الكوبالت كروم والمرممات المصنوعة من الزيركونيا مع الأسنان الأكريلية، وتم قياس مقاومة القص والشد على جهاز القياس الموحد (Testometric) كما في (الشكل 2-1) الموجود في كلية هندسة الميكانيك في جامعة دمشق، باشراف الدكتور عبد الوهاب الوتار.



الشكل2-1: جهاز القياس الموحد.

وحُددت العينة اعتماداً على دراسات سابقة مشابهة (قاسم والمصطفى، 2023)، تم تحضير العينة في قسم تعويضات الأسنان المتحركة، في كلية طب الأسنان جامعة دمشق، وفي مخبر ليمو للتعويضات السنية، حيث تألفت العينة من 60 رحى أولى علوية أكريلية قسمت إلى مجموعتان 30 رحى لكل مجموعة، حيث كانت المجموعة الأولى مؤلفة من 30 رحى أولى علوية يمين 10 منها ذات سطوح إطباقية (Onlay) من الكومبوزيت، و 10 ذات سطوح إطباقية من معدن الكوبالت كروم ،و10 ذات سطوح إطباقية من الزيركونيا أجري عليها اختبار القص، والمجموعة الثانية مؤلفة من 30 رحى أولى علوية يسار منها 10 ذات سطوح إطباقية (Onlay) من الكومبوزيت، و 10 ذات سطوح من معدن الكوبالت كروم، و10 ذات سطوح من الزيركونيا أجري عليها اختبار الشد.

2-2 المواد والأدوات والتجهيزات Material &Instruments &Supplies:

1- أسنان أكريلية اصطناعية لون A2 (Seif,cross linked wear Resistant Acrylic teeth).

2- دليل سيليكوني مُصنّع من المطاط القاسي لضمان قطع موحد لجميع الأسنان الأكريلية الإصطناعية عند نفس الأبعاد المطلوبة (Ivoclar Vivadent) الشكل(2-2).

3- قبضة مستقيمة مع قرص فصل من التنغستين كارباید، الشكل(2-3).

4- شمع صف (Metrowax,stretch toughenend dental modelling wax).

5- دليل سليليكوني صنع من المطاط القاسي ليستند عليه السن الاصطناعي أثناء صنع دليل الفاكيوم.

6- صفيحة فاكيوم طرية (3A MEDES,EASY-VACGASKET,thickness1mm).

7- دليل من صفائح الفاكيوم لعينة القص، الشكل(2-4).

8- دليل من صفائح الفاكيوم لعينة الشد، الشكل(2-5).

10-أنابيب شعرية (VITREX,Micro haematocrit tubes).

10-فازلين طبي.

12- كومبوزيت سيال لون A1 (Ruby Flow,Flowable polymer dental restorative Material)، الشكل(2-6).

13- جهاز تصليب (Woodpecker).

14- مرممات مصنوعة من الكومبوزيت السيال لعينة القص، الشكل.

15- مرممات صنعت من الزيركونيا (3Y) بطريقة المسح ثلاثي الأبعاد CAD/CAM لعينة القص.

16- مرممات صنعت من المعدن (كوبالت كروم) بطريقة المسح ثلاثي الأبعاد CAD/CAM لعينة القص.

17- مرممات مصنوعة من الكومبوزيت السيال تحوي ثقب لعينة الشد.

18- مرممات صنعت من الزيركونيا (3Y) تحوي ثقب لعينة الشد.

19- مرممات صنعت من المعدن (كوبالت كروم) بطريقة المسح ثلاثي الأبعاد لعينة الشد.

20- سلك (ستانلس ستيل).

22- أكريل بارد (بودرة +سـائل) (Mena Dental,Denture base plymer,TypeII:self curing)الشكل(2-7).

23- سباتول + حنجور زجاجي.

24- بـونـد (Prime Dent Bonding Adhesive 5th Gen Light Cure One-Step Dentin/Enamel,7ml).

25- مخرش حمض الفوسفور 37% (Primoetch,37% Phosphoric Acid Etching Gel,12ml).

26-فراشي بوند.

27- دليل سيليكوني مصنوع من المطاط القاسي لصناعة قواعد الأكريل، الشكل(2-8).

28- قلم تحديد رفيع الرأس.

29- برايمر يحوي على ال MDP (Bisco,Z-prime,zirconia-Alumina-Metal primer)، الشكل(2-9).

30-إسمنت راتنجي ثنائي التصلب لون A2 (Allcem core)، الشكل(2-10).



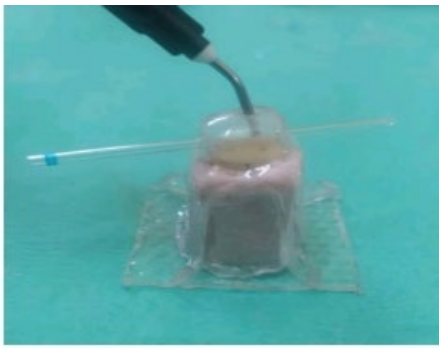
الشكل2-2: دليلي سيليكوني من المطاط القاسي لضمان قطع موحد لجميع الأسنان الإصطناعية الأكريلية عند نفس العمق.



الشكل2-3: قبضة مستقيمة مع رأس فصل من التنغستين كارباید.



الشكل 2-4: دليل من صفائح الفاكيوم لعينة القص .



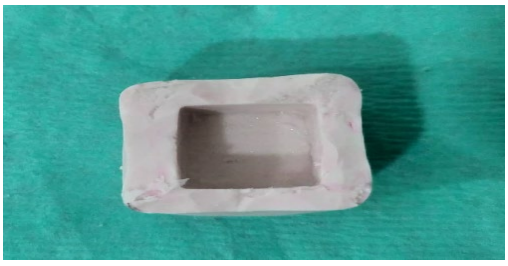
الشكل 2-5: دليل من صفائح الفاكيوم لعينة الشد.



الشكل 2-6: الكومبوزيت السيال (Rupy Flow,flowable polymer-based dental restorative material).



الشكل2-7:أكريل بارد.



الشكل 2-8: دليل سيليكوني من المطاط القاسي لصناعة القواعد الأكريلية لنستطيع أن نركب العينات على جهاز القياس الموحد ال(Testometric).



الشكل 2-9: برايمر (Zprimer plus ,zirconia- alumina- metal primer).



الشكل 2-10:الإسمنت الريزيني ثنائي التصلب كيميائي ضوئي لون A2 .

2-3-الطرائق:Methods

2-3-1 تصميم الدراسة study Design:

دراسة مخبرية تجريبية Experimental laboratory study

2-4 اجراءات العمل:

2-4-1 إزالة السطح الإطباقي للأسنان الأكريلية الإصطناعية:

تم تصنيع دليل سيليكوني من المطاط القاسي الشكل (2-2)، ليساعدنا على إزالة السطح الإطباقي بشكل متماثل لجميع أسنان العينه، حيث نقوم بوضع السن ضمن الدليل، ونقوم برسم خط على السن، الشكل (2-11) بواسطة قلم تحديد رفيع الرأس عند نهاية الدليل، حيث سيكون هذا الخط مكان القطع، ثم نستخدم أقراص الفصل المصنوعة من التنغستين كارباید مركبة على قبضة مستقيمة، الشكل (2-3) للقطع مكان الخط المرسوم

على السن الإصطناعية، حيث كانت أبعاد الجزء المزال 6 ملم من رأس كل حدبة تقريباً، الشكل(2-12) ،الشكل النهائي للأسنان الإصطناعية بعد إجراء القطع عليها بواسطة الدليل السيليكوني.



الشكل 2-11: شكل الخط الذي يمثل مكان القطع.



الشكل 2-12: أسنان أكريلية إصطناعية بعدما تم اجراء القطع لها عن طريق الدليل السيليكوني المصنوع من المطاط القاسي لضمان قطع متماثل لجميع أسنان العينه.

2-4-2 مرحلة صنع دليل من صفائح الفاكيوم لعينة القص وعينة الشد:

في البداية نقوم بصنع قاعدة من السليكون (المطاط القاسي) لنضع عليها السن الإصطناعيه أثناء إجراءات صنع صفيحة الفاكيوم، الشكل (2-13) ثم نقوم بتشكيل نموذجين شمعيين واحد لعينة القص على رحى أولى علوية يمين (مزال سطحها الإطباقي) بحيث يكون ارتفاع النموذج الشمعي 4 ملم، والآخر لعينة الشد على رحى أولى علوية يسار (مزال سطحها الإطباقي) بحيث يكون ارتفاع الشمع 6 ملم لنتمكن من صنع ثقب في منصف المسافة بين السطح القمي لصفيحة الفاكيوم والسطح الإطباقي للسن الإصطناعية يدخل ضمنه سلك من أجل التثبيت على جهاز القياس.



الشكل 2-13: الدليل السيليكوني المصنع من المطاط القاسي وعليه السن الاصطناعيه التي أزيل سطحها الإطباقي وصنع عليها النموذج الشمعي الذي سوف تأخذ شكله المرممة النهائية.

بعد صنع النموذج الشمعي نضع السن المصنوع عليها نموذج عينة القص والشد على القاعدة المخصصة لكل منها المصنوعة من المطاط القاسي ثم نقوم بالعزل بالفازلين الطبي.

بالنسبة لعينة القص بعد العزل نقوم بصنع صفيحة فاكيوم طري، كما في الشكل (2-4)، ونكون قد انتهينا من دليل الفاكيوم لعينة القص، أما بالنسبة لعينة الشد نقوم أيضاً بصنع صفيحة فاكيوم على نموذجها الشمعي بعد العزل لكن بعد الانتهاء نقوم بإزالة صفيحة الفاكيوم ونمرر أنبوب شعري يمر من يمين إلى يسار الصفيحة في منتصف المسافة بين السطح القمي لصفيحة الفاكيوم والسطح الإطباقي للسن المقصوص بعد إزالة النموذج الشمعي، كما في الشكل (2-5).

2-4-3 مرحلة حقن الكومبوزيت والإرسال إلى المخبر :

بعد صنع دليل الفاكيوم لعينة القص والشد نقوم بإجراء ثقب قمي في صفيحة الفاكيوم لعينه القص والشد لنتمكن من حقن الكومبوزيت السيال أولاً نقوم بإزالة النموذج الشمعي من على الأسنان الإصطناعية الأكريلية وننظفها جيداً ثم نقوم بإعادة السن المقصوص على القاعدة السيليكونية، وبعد العزل الجيد بالفازلين الطبي لصفيحة الفاكيوم من الداخل والأنبوب الشعري الموجود في عينة الشد والسطح الإطباقي للسن الإصطناعية المقصوصة نقوم بإعادة صفائح الفاكيوم على القاعدة السيليكونية، وهنا يتشكل لدينا فراغ مكان النموذج الشمعي المزال ليحل مكانه

الكومبوزيت السـيال الذي سـوف نقوم بحقنه عن طريق الثقب القمي الذي صـنعناه في أعلى الصـفيحة، بعد الحقن على ثلاث مراحل نقوم بالتصليب الجيد، حيث كانت شدة جهاز التصليب 490 نانو متر، ثم ننزع الأنبوب الشعري بالنسبة لعينة الشد، ومن ثم نقوم بإزالة صفيحة الفاكيوم لنحصل هنا على مرممتين من الكومبوزيت واحدة يوجد فيها ثقب (عينة الشـــد) والأخرى لا يوجد فيها ثقب (عينة القص)، بعد الإنتهاء يتم أخذ المرممات إلى مخبر ليمو لإجراء مسح ثلاثي الأبعاد لها ونسخها بتقنية ال CAD/CAM ، تمت الإجراءات على الشكل التالي :

بالنسـبة لعينة الزيركونيا، قمنا أولاً بالتصـوير والمسـح الرقمي (Digital Impression)، عن طريق ماسـح ضـوئي لمســـح مرممة الكومبوزيت لعينة القص(التي لا يوجد فيها ثقب) والشـــد (التي يوجد فيها ثقب) بدقة، كما في الشـكل(2-14) ثم قمنا بإدخال البيانات الممسـوحة إلى برنامج تصـميم CAD متخصـص، بعدها تمَّ التصـنيع باسـتخدام جهاز الخراطة (CAM)، الشـكل(2-15)، حيث يتم إرسـال التصـميم إلى جهاز الخراطة CAM، الذي يستخدم قطعة من الزيركونيا لتشكيل الـــ onlay بدقة عالية، الشكل(2-16)، وتسمى هذه الطريقة بطريقة الطرح (milling) حيث كانت المدة 15 دقيقة مع ماء، واسـتخدمت رؤوس وأدوات قطع خاصـة من أجل الخراطة بشـكل دقيق، ومن ثم يأتي التلبيد (Sintering) أو التصليب الحراري للـــ onlay في فرن خاص لزيادة صلابته وتحسين خصـائصـه الميكانيكية، وكانت المدة 90 دقيقة، الشـكل(2-17)، وآخر خطوة كانت التلميع بواسـطة رأس هتلس المركب على قبضة مستقيمة، الشكل(2-18)، حصلنا في النهاية على 20 مرممة من الزيركونيا، 10 منها لا يوجد ضـمنها ثقب (عينة القص) كما في الشـكل (2-19)، و10 تحتوي على ثقب (لعينة الشـد) كما في الشـكل (2-20).



الشكل2-14:جهاز المسح الضوئي في مخبر ليمو(ماركة Medit).



الشكل2-15: جهاز خراطة الزيركونيا في مخبر ليمو(ماركة MAXX DS200-57, Computer and Robotics Aided Manufacturing).



الشكل2-16: قرص الزيركونيا(من نوع الزيركونيا المستقرة بلإيتيريوم) لون A1 من الجيل الثاني (ماركة HT PLUS,material expert).



الشكل2-17: شكل جهاز التلبيد في مخبر ليمو(ماركة MARCO FUMACE, sintering by inverter).



الشكل2-18: رأس هتلس للتلميع.



الشكل 2-19: الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (القص).

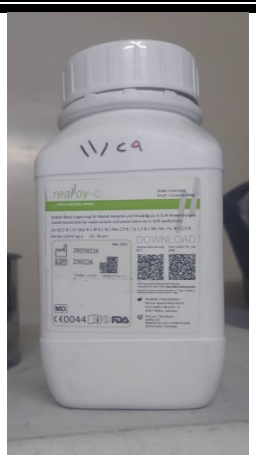


الشكل 2-20: الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (الشد).

أما بالنسبة لعينه معدن الكوبالت كروم قمنا باستخدام نفس البيانات التي حصلنا عليها عن طريق المسح الضوئي لعينات الكومبوزيت، حيث قمنا مباشرةً بالتصنيع باستخدام جهاز الطباعة الليزرية، الشكل(2-21)، الذي يستخدم ذرات معدنية على شكل بودرة لصنع مرممات معدن الكوبالت كروم، وكانت مدة الطباعة 40 دقيقة،ومدة التلبيد 60 دقيقة، الشكل(2-22).



الشكل 2-21: جهاز الطباعة الليزرية في مخبر ليمو (ماركة RITON DUAL-150).



الشكل2-22: بودرة الكوبالت كروم (ماركة REALY OY-C).

وآخر خطوة كانت التلميع باستخدام أقراص مطاطية خاصة، حصلنا في النهاية على 20 مرممة من معدن الكوبالت كروم، 10 منها لا يوجد ضمنها ثقب (عينة القص) كما في الشكل (2 -23)، و10 تحتوي على ثقب (لعينة االشد) كما في الشكل (2-24)، أما بالنسبة لعينة الكومبوزيت للقص والشد فتمت صناعتها يدوياً عن طريق صفائح الفاكيوم، كما في الشكل (2-25).



الشكل 2-23: الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (القص).



الشكل 2-24: الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (الشد).





أ ب

الشكل 2-25: (أ) : الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (القص).

(ب) : الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (الشد).

2-4-4 مرحلة إلصاق المرممات المصنوعة من الكومبوزيت إلى السن الإصطناعية :

في البداية نقوم بترميل مرممة الكومبوزيت بجزيئات أوكسيد الألمنيوم 50 ميكرون لمدة 5 ثواني على مسافة 5 ملم كما في الشكل (2-26) وضغط 2،5 بار (Zanchi et al., 2009).



الشكل 2-26: المسافة بين رأس المرملة ومرممة الكومبوزيت .

ثم نقوم بتنظيف مرممة الكومبوزيت من جزيئات أوكسيد الألمنيوم لمدة 20 ثانية بواسطة حمض الفوسفور 37% لمدة 20 ثانية كما في الشكل (2-27) ثم نقوم بالغسل بالماء الجاري والتجفيف (Swift Jr et al., 1992)، (Eliades et al., 2005).



الشكل 2-27: تنظيف مرممة الكومبوزيت بحمض الفوسفور 37% لمدة 20 ثانية بهدف تنظيف سطح ارتباطها الداخلي من جزيئات الترميل.

نقوم بتطبيق عامل الربط (البوند) على السن الأكريلية المحضرة مسبقاً، ويترك لمدة 10 ثوانٍ، ويجفف 10 ثوانٍ، ويتم التصليب لمدة 20 ثا (Lagouvardos and Polyzois, 2003) .

وأيضاً نقوم بوضع بوضع عامل الربط البوند على المرممة ويترك لمدة 10 ثواني ويجفف لمدة 10 ثواني ويصلب لمدة 20 ثانية (Lagouvardos and Polyzois, 2003).

في النهاية يطبق الإسمنت الراتنجي ثنائي التصلب بين المرممة المصنوعة من الكومبوزيت، والسن الأكريلية الإصطناعية ويتم التصليب لمدة 40 ثانية لكل وجه (Yoshida et al., 2006).

ثم تتم إزالة الزوائد بواسطة قبضة مستقيمة رُكب عليها رأس كاربو راندوم، ويصبح شكل السن الإصطناعية مع المرممة المصنوعة من الكومبوزيت كما في الشكل (2-28).



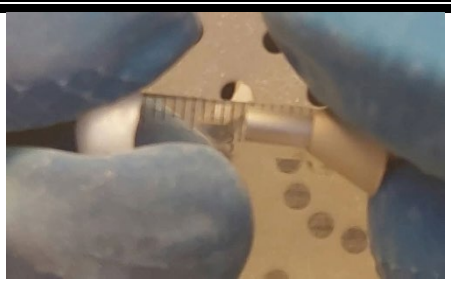
(أ) (ب)

الشكل 2-28: (أ): الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (الشد) بعد الالصاق.

(ب): الشكل النهائي لعينة الكومبوزيت (القص) بعد الالصاق.

2-4-5 مرحلة الصاق المرممات الزيركونية إلى السن الإصطناعية:

في البداية نقوم بترميل مرممة الزيركونيا بواسطة جزيئات أوكسيد الألمنيوم بقطر 110ميكرون بضغط 2,5 بار، لمدة 15 ثانية ومسافة 1 سم كما في الشكل (2-29) (Yoshida et al., 2006).



الشكل 2-29 يوضح المسافة بين رأس المرملة والمرممة المصنوعة من الزيركونيا.

ثم يطبق عامل الربط (البوند) على السن الأكريلية المحضرة، ويترك لمدة 10 ثوانٍ، ويجفف 10 ثوانٍ، ويتم التصليب لمدة 20 ثانية (Lagouvardos and Polyzois, 2003) .

نقوم بوضع عامل الربط البرايمر الحاوي على ال MDP على المرممة الزيركونية، ويترك لمدة 60 ثانية حتى يتطاير، ثم يطبق الإسمنت الراتنجي ثنائي التصلب بين المرممة المصنوعة من الزيركونيا والسن الأكريلية ويتم التصليب لمدة 40 ثانية لكل وجه (Yoshida et al., 2006).

ثم تتم إزالة الزوائد بواسطة قبضة مستقيمة رُكِّبَ عليها رأس كاربو راندوم، ويصبح شكل السن الإصطناعية مع المرممة المصنوعة من الزيركونيا كما في الشكل (2-30).



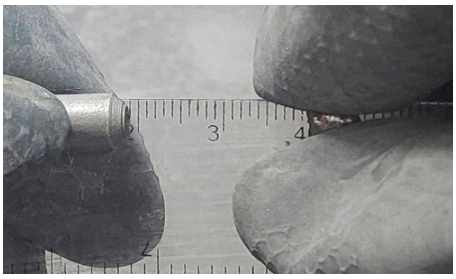
(أ) (ب)

الشكل2-30 : (أ): الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (الشد) بعد الالصاق.

(ب): الشكل النهائي لعينة الزيركونيا (القص) بعد الالصاق.

2-4-6 مرحلة الصاق المرممات المصنوعة من معدن الكوبالت كروم إلى السن الإصطناعية :

في البداية نقوم بالترميل بواسطة جزيئات أوكسيد الألمنيوم بقطر 110ميكرون، وبضغط 4 بار، لمدة 14 ثانية ومسافة 2سم كما في الشكل (2-31) (Kalra et al., 2015).



الشكل 2-31: يوضح المسافة بين رأس المرملة ومرممة الكروم كوبالت.

يطبق عامل الربط (البوند) على سطح السن الأكريلية المحضرة، ويترك لمدة 10 ثوانٍ، ويجفف 10 ثوانٍ، ويتم التصليب لمدة 20 ثا (Lagouvardos and Polyzois, 2003).

نقوم بدايةً بوضع عامل الربط البرايمر على مرممة الكوبالت كروم ويترك لمدة 60 ثانية حتى يتطاير، ثم يطبق الإسمنت الراتنجي ثنائي التصلب بين المرممة المصنوعة من معدن الكروم كوبالت والسن الأكريلية ويتم التصليب لمدة 40 ثانية لكل وجة (Yoshida et al., 2006).

ثم تتم إزالة الزوائد بواسطة قبضة مستقيمة رُكِّبَ عليها رأس كاربو راندوم، ويصبح شكل السن الإصطناعية مع المرممة المصنوعة من معدن الكوبالت كروم كما في الشكل (2-32).





(ب) (أ)

الشكل 2-32 : (أ): الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (الشد) بعد الالصاق.

(ب): الشكل النهائي لعينة معدن الكوبالت كروم (القص) بعد الالصاق.

2-4-7 مرحلة صنع القواعد الأكريلية ووضع الأسلاك المعدنية:

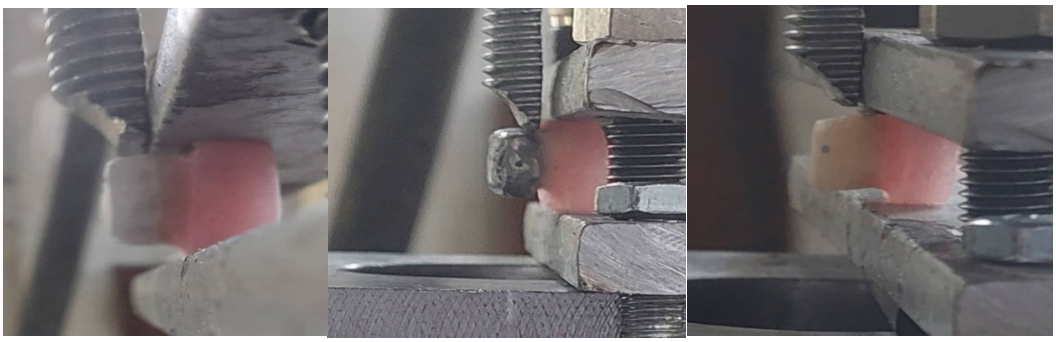
تم في النهاية صنع قواعد أكريلية لجميع أسنان العينة عن طريق دليل سيليكوني مصنوع من المطاط القاسي، لنتمكن من تثبيت العينات على جهاز القياس الموحد ال Testometric، كما تم وضع أسلاك من مادة الستانلس ستيل بقطر 0,8 لمرممات عينة الشد، لنتمكن من تثبيتها على جهاز القياس، كما يوضّح الشكل (2-33) الشكل النهائي للعينات، والشكل (2-34) يوضح عينات الكومبوزيت ومعدن الكوبالت كروم والزيركونيا وهي مثبته على جهاز القياس، حيث تعتمد آلية عمله على تطبيق قوة محكمة ومقاسة بدقة على العينة مع تسجيل الاستجابة بشكل مستمر حتى الفشل، تُثبت العينة بين فكين (Grips)، أحدهما ثابت والآخر متحرك، ثم يقوم محرك كهربائي بتحريك الفك المتحرك إلى الأعلى (أو الأسفل) بسرعة محددة مسبقاً (crosshead speed)، تُقاس القوة المؤثرة بواسطة خلايا حمل دقيقة (Load Cell)، تحدَّد قوة القص أو الشد القصوى عندما تنفصل المادتان أو تنكسر العينة، حيث تم تسجيل القوة بالنيوتن التي تم عندها انفصال العينات عن السن الأكريلية (حيث كانت سرعة الجهاز 2 ملم/د، وثخانة رأس جهاز القص (0,7 ملم) وبعدها قمنا بحساب قيمة مقاومة القص والشد لجميع العينات عبر المعادلة التالية: القوة / مساحة المقطع المعرض للقص أو الشد من أجل إجراء الدراسات الإحصائية واستكمال باقي النتائج والاستنتاجات.



الشكل2-33: يوضح الشكل النهائي للعينات بعد صنع القواعد الأكريلية ووضع الأسلاك المعدنية.



(أ) (ب) (ت)



(ث) (ج) (ح)

الشكل2-34: يوضح : (أ): عينة الزيركونيا وهي مثبته على جهاز الشد.

(ب): عينة معدن الكوبالت كروم وهي مثبته على جهاز الشد.

(ت): عينة الكومبوزيت وهي مثبته على جهاز الشد.

(ث): عينة الزيركونيا وهي مثبته على جهاز القص.

(ج): عينة معدن الكوبالت كروم وهي مثبته على جهاز القص.

(ح): عينة الكومبوزيت وهي مثبته على جهاز القص.

الباب الثالث:

النتائج

Results

1-نتائج الدراسة:

الجدول رقم(3-1) نتائج قياس قيم مقاومة القص لمرممات الزيركونيا والكوبالت كروم والكومبوزيت بالميغاباسكال:			
رقم العينة	كومبوزيت	كوبالت كروم	زيركونيا
1	7,57	5,95	4,48
2	6,96	5,91	5,3
3	7,13	6,2	4,87
4	7,38	5,9	4,7
5	6.46	4,95	4,97
6	6,8	5,75	4,76
7	8,17	5,98	4,27
8	6,95	4,92	4,77
9	7,24	5,56	4,83
10	6,56	5,83	4,14

الجدول رقم(3-2) نتائج قياس قيم مقاومة الشد لمرممات الزيركونيا والكوبالت كروم والكومبوزيت بالميغاباسكال:			
رقم العينة	كومبوزيت	كوبالت كروم	زيركونيا
1	5,76	6,71	4,77
2	5,96	7,4	5,33
3	5,91	7,4	4,52
4	5,43	6,32	4,86
5	5,66	6,28	4,47
6	5,94	6,81	4,6
7	5,62	6,64	5,34
8	5,56	6,63	5,28
9	5,98	6,13	4,62
10	6,18	6,46	5,28

3-1: وصف العينة:

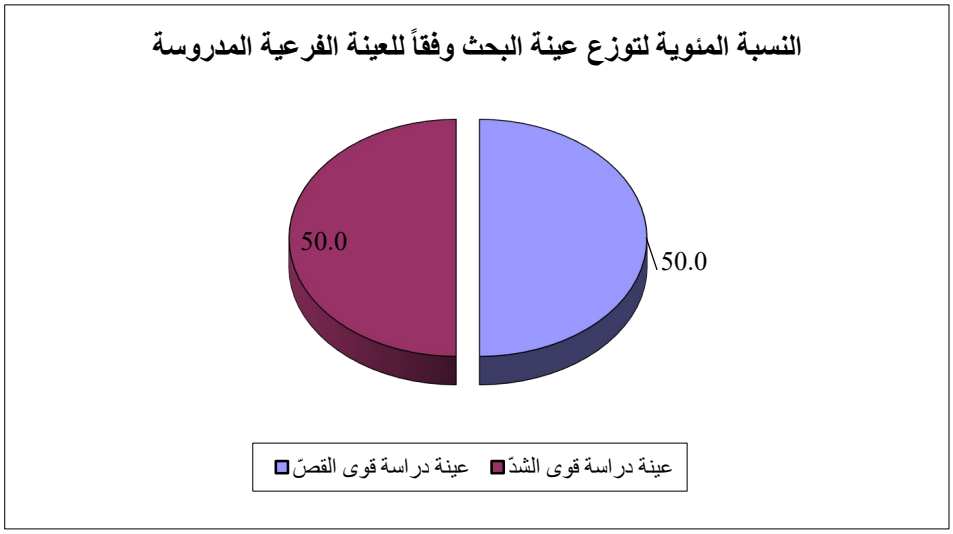
تألفت عينة البحث من 60 رحى أولى أكريلية اصطناعية كانت مقسمةً إلى عينتين فرعيتين اثنتين متساويتين وفقاً للهدف المنشود (عينة دراسة قوى القصّ، عينة دراسة قوى الشدّ)، وكانت كل من العينتين الفرعيتين مقسمةً إلى ثلاث مجموعات رئيسة متساوية وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة (الكوبالت كروم، الزيركونيا، الكمبوزيت) وكان توزع الأسنان في عينة البحث كما يلي:

3-1-1 توزع عينة البحث وفقاً للعينة الفرعية المدروسة:

جدول رقم (3-3) يبين توزع عينة البحث وفقاً للعينة الفرعية المدروسة.

العينة الفرعية المدروسة	عدد الأسنان	النسبة المئوية
عينة دراسة قوى القصّ	30	50.0
عينة دراسة قوى الشدّ	30	50.0
المجموع	60	100

.

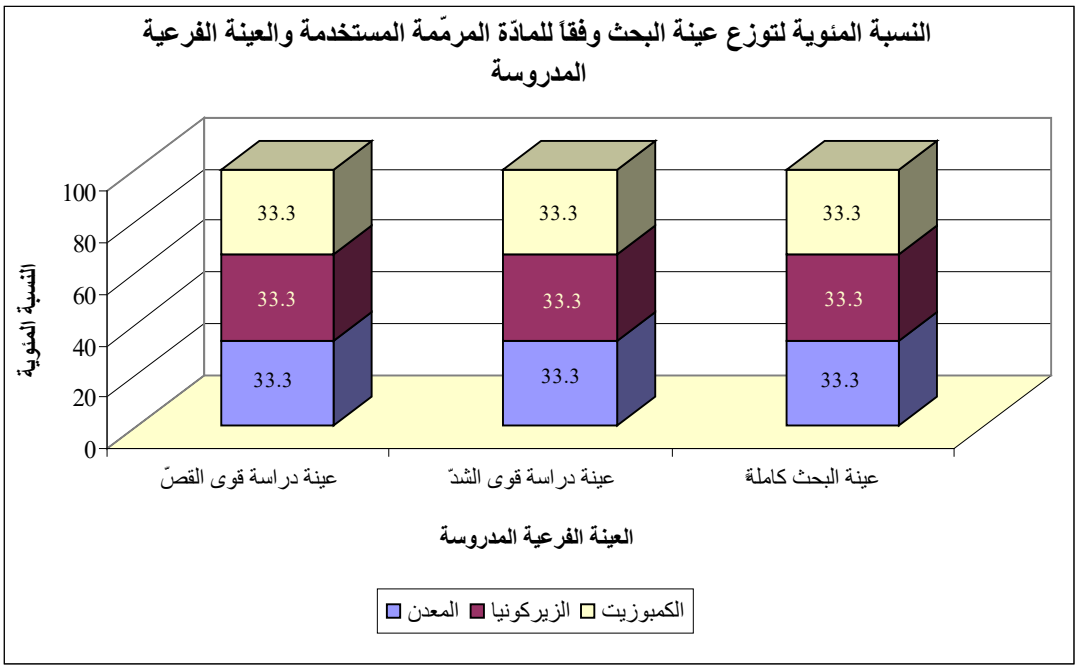


مخطط (3-1) يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة البحث وفقاً للعينة الفرعية المدروسة

2-1-3 توزع عينة البحث وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة والعينة الفرعية المدروسة:

جدول رقم (3-4) يبين توزع عينة البحث وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة والعينة الفرعية المدروسة.

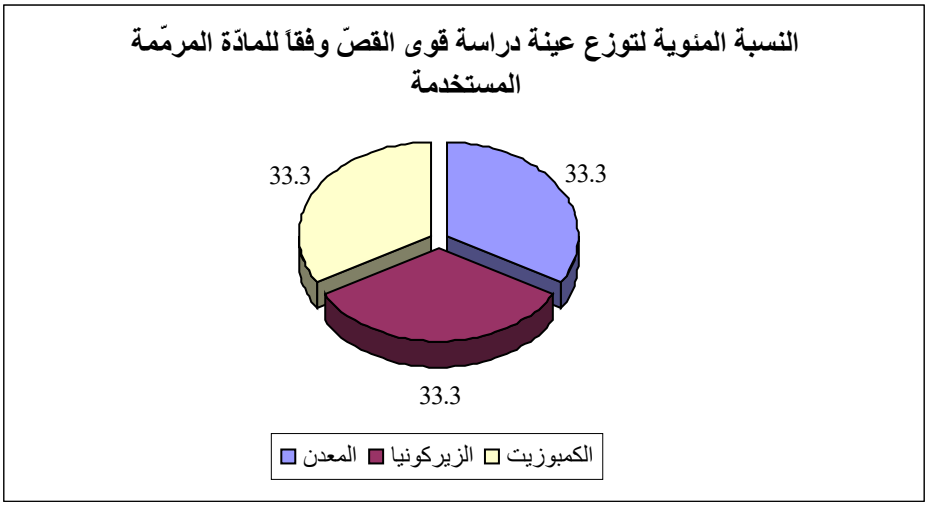
العينة الفرعية المدروسة	عدد الأسنان				النسبة المئوية			
	الكوبالت كروم	الزيركونيا	الكمبوزيت	المجموع	الكوبالت كروم	الزيركونيا	الكمبوزيت	المجموع
عينة دراسة قوى القصّ	10	10	10	30	33.3	33.3	33.3	100
عينة دراسة قوى الشدّ	10	10	10	30	33.3	33.3	33.3	100
عينة البحث كاملةً	20	20	20	60	33.3	33.3	33.3	100



مخطط رقم (3-2) يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة البحث وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة والعينة الفرعية المدروسة.

3-1-3 توزع عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة:

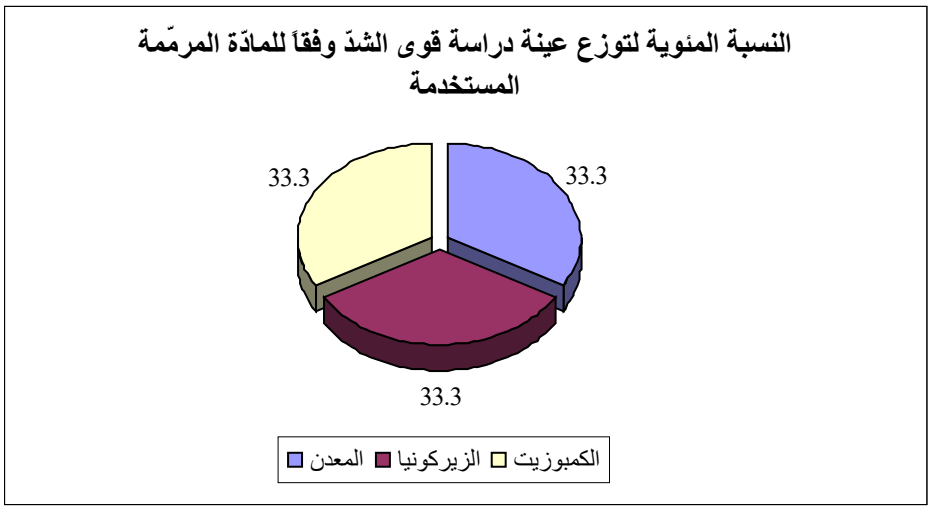
جدول رقم (3-5) يبين توزع عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.		
العينة الفرعية المدروسة = عينة دراسة قوى القصّ		
المادة المرمّمة المستخدمة	عدد الأسنان	النسبة المئوية
الكوبالت كروم	10	33.3
الزيركونيا	10	33.3
الكمبوزيت	10	33.3
المجموع	30	100



مخطط رقم (3-3) يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

4-1-3 توزع عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة:

جدول رقم (3-6) يبين توزع عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة		
العينة الفرعية المدروسة = عينة دراسة قوى الشدّ		
المادة المرمّمة المستخدمة	عدد الأسنان	النسبة المئوية
الكوبالت كروم	10	33.3
الزيركونيا	10	33.3
الكمبوزيت	10	33.3
المجموع	30	100



مخطط رقم (3-4) يمثل النسبة المئوية لتوزع عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

2-3 الدراسة الإحصائية التحليلية:

3-2-1 دراسة قوى القصّ:

تم قياس وحســـاب مقدار قوة القصّ (بالميغاباســـكال) وتم تحديد القبول الســـريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال (He et al., 2025).

3-2-1-1 دراسة مقدار قوة القصّ:

3-2-1-1-1 دراسة تأثير المادة المرمّمة المستخدمة في قيم مقدار قوة القصّ:

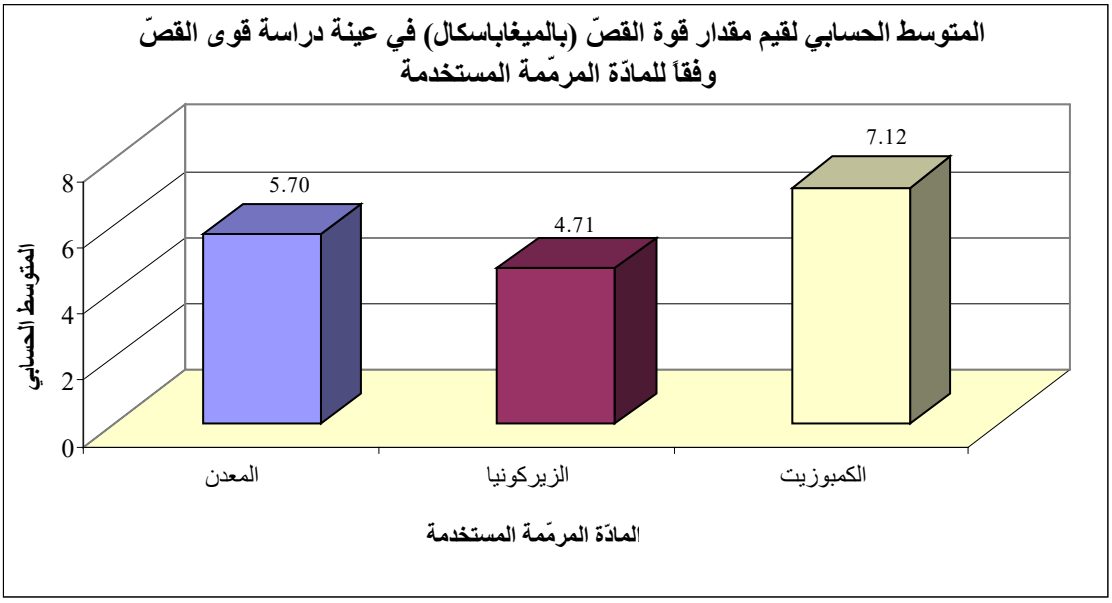
تم إجراء اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراســـة دلالة الفروق في متوســـط قيم مقدار قوة القصّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ كما يلي:

- **إحصاءات وصفية:**

.

جدول رقم (3-7) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأعلى والحد الأدنى لقيم مقدار قوة القصّ في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة

المتغير المدروس = مقدار قوة القصّ (بالميغاباسكال)							
العينة الفرعية المدروسة	المادة المرمّمة المستخدمة	عدد الأسنان	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
عينة دراسة قوى القصّ	الكوبالت كروم	10	5.70	0.43	0.14	4.92	6.2
	الزيركونيا	10	4.71	0.34	0.11	4.14	5.3
	الكمبوزيت	10	7.12	0.50	0.16	6.46	8.17



مخطط رقم (3-5) يمثل المتوسط الحسابي لقيم مقدار قوة القصّ (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

- **نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA:**

جدول رقم (3-8) يبين نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم مقدار قوة القصّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ.

المتغير المدروس = مقدار قوة القصّ (بالميغاباسكال)			
العينة الفرعية المدروسة	قيمة f المحسوبة	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
عينة دراسة قوى القصّ	79.304	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ذات دلالة إحصائية في متوسط قيم مقدار قوة القصّ بين اثنتين على الأقل من مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة (مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت)، ولمعرفة أي من مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة تختلف اختلافاً جوهرياً عن المجموعات الأخرى في قيم مقدار قوة القصّ تم إجراء

المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni بين مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة الثلاث المدروسة في عينة دراسة قوى القصّ كما يلي:

- **نتائج المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni:**

جدول رقم (3-9) يبين المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط قيم مقدار قوة القصّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت.

المتغير المدروس = مقدار قوة القصّ (بالميغاباسكال)						
العينة الفرعية المدروسة	المادة المرمّمة المستخدمة (I)	المادة المرمّمة المستخدمة (J)	الفرق بين المتوسطين (I-J)	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
عينة دراسة قوى القصّ	الكوبالت كروم	الزيركونيا	0.99	0.19	0.000	**توجد فروق دالة**
		الكمبوزيت	-1.43	0.19	0.000	**توجد فروق دالة**
	الزيركونيا	الكمبوزيت	-2.41	0.19	0.000	**توجد فروق دالة**

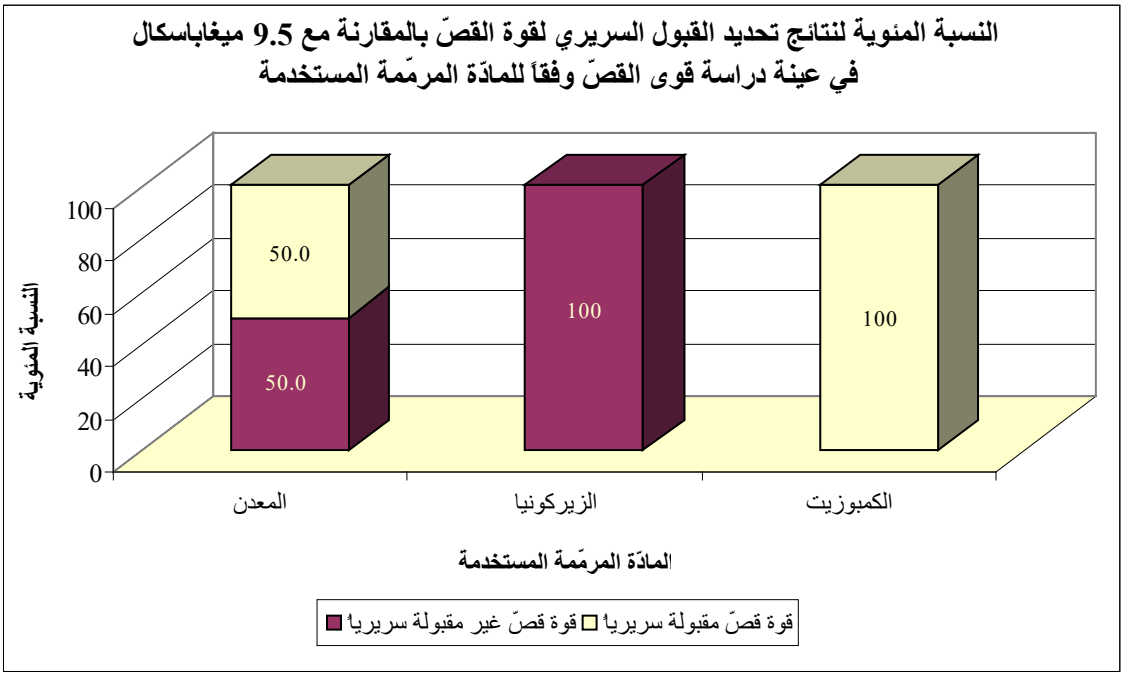
يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 بالنسبة لجميع المقارنات الثنائية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية ذات دلالة إحصائية في قيم مقدار قوة القصّ بين مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة (مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت)، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أن قيم مقدار قوة القصّ في مجموعة الكمبوزيت كانت أكبر منها في كل من مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا على حدة، ونستنتج أن قيم مقدار قوة القصّ في مجموعة الكوبالت كروم كانت أكبر منها في مجموعة الزيركونيا في عينة دراسة قوى القصّ.

3-2-1-1-2 دراسة القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال:

- **نتائج تحديد القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة:**

جدول رقم (3-10) يبين نتائج تحديد القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

المادة المرمّمة المستخدمة	عدد الأسنان			النسبة المئوية		
	قوة قصّ غير مقبولة سريرياً	قوة قصّ مقبولة سريرياً	المجموع	قوة قصّ غير مقبولة سريرياً	قوة قصّ مقبولة سريرياً	المجموع
الكوبالت كروم	5	5	10	50.0	50.0	100
الزيركونيا	10	0	10	100	0	100
الكمبوزيت	0	10	10	0	100	100



مخطط رقم (3-6) يمثل النسبة المئوية لنتائج تحديد القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى القصّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

➢ **دراســة تأثير المادة المرمّمة المســتخدمة في تكرارات القبول الســريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال:**

تم إجراء اختبار كاي مربع لدراســـة دلالة الفروق في تكرارات القبول الســـريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباســكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراســة قوى القصّ كما يلي:

- **نتائج اختبار كاي مربع:**

جدول رقم (3-11) يبين نتائج اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق في تكرارات القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ.

المتغيران المدروسان = القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال × المادة المرمّمة المستخدمة

عدد الأسنان	قيمة كاي مربع	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
30	20.000	2	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ذات دلالة إحصائية في تكرارات القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين اثنتين على الأقل من مجموعات المادة المرمّمة المســـتخدمة (مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت) في عينة دراســة قوى القصّ، ولمعرفة أي من مجموعات المادة المرمّمة المســتخدمة تختلف اختلافاً جوهرياً عن المجموعات الأخرى في تكرارات القبول الســريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباســكال تم إجراء اختبار كاي مربع بين مجموعات المادة المرمّمة المســتخدمة الثلاث المدروســة في عينة دراســة قوى القصّ كما يلي:

- **نتائج اختبار كاي مربع:**

جدول رقم (3-12) يبين اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق الثنائية في تكرارات القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى القصّ.

المتغيران المدروسان = القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال × المادة المرمّمة المستخدمة

العينة الفرعية المدروسة	المادة المرمّمة المستخدمة (أ)	المادة المرمّمة المستخدمة (ب)	عدد الأسنان	قيمة كاي مربع	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
عينة دراسة قوى القصّ	الكوبالت كروم	الزيركونيا	20	6.667	1	0.0098	**توجد فروق دالة**
		الكمبوزيت	20	6.667	1	0.0098	**توجد فروق دالة**
	الزيركونيا	الكمبوزيت	20	20.000	1	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 بالنسبة لجميع المقارنات الثنائية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية ذات دلالة إحصائية في تكرارات القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة (مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت)، وبدراسة جدول التكرارات والنسب المئوية الموافق (الجدول رقم 3-10) يُلاحظ أن نسبة القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في مجموعة الكمبوزيت كانت أكبر منها في كل من مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا على حدة، ويُلاحظ أن نسبة القبول السريري لقوة القصّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في مجموعة الكوبالت كروم كانت أكبر منها في مجموعة الزيركونيا في عينة دراسة قوى القصّ.

3-2-2 دراسة قوى الشدّ:

تم قياس وحساب مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال) وتم تحديد القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال.

3-2-2-1 دراسة مقدار قوة الشدّ:

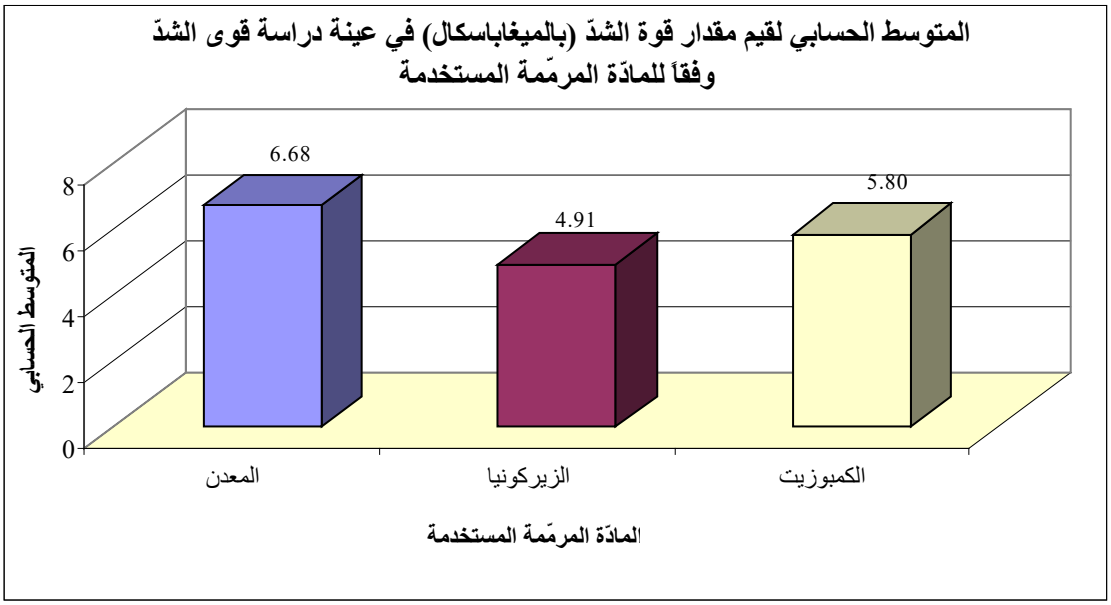
3-2-1-1 دراسة تأثير المادة المرمّمة المستخدمة في قيم مقدار قوة الشدّ:

تم إجراء اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم مقدار قوة الشدّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ كما يلي:

- **إحصاءات وصفية:**

جدول رقم (3-13) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأعلى والحد الأدنى لقيم مقدار قوة الشدّ في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

المتغير المدروس = مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال)							
العينة الفرعية المدروسة	المادة المرمّمة المستخدمة	عدد الأسنان	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
عينة دراسة قوى الشدّ	الكوبالت كروم	10	6.68	0.43	0.14	6.13	7.4
	الزيركونيا	10	4.91	0.36	0.11	4.47	5.34
	الكمبوزيت	10	5.80	0.23	0.07	5.43	6.18



مخطط رقم (3-7) يمثل المتوسط الحسابي لقيم مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

- **نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA:**

جدول رقم (3-14) يبين نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط قيم مقدار قوة الشدّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.

المتغير المدروس = مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال)			
العينة الفرعية المدروسة	قيمة f المحسوبة	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
عينة دراسة قوى الشدّ	62.929	0.000	توجد فروق دالة

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ذات دلالة إحصائية في متوسط قيم مقدار قوة الشدّ بين اثنتين على الأقل من مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة (مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت)، ولمعرفة أي من مجموعات

المادة المرمّمة المســـتخدمة تختلف اختلافاً جوهرياً عن المجموعات الأخرى في قيم مقدار قوة الشـــدّ تم إجراء المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni بين مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة الثلاث المدروسة في عينة دراسة قوى الشدّ كما يلي:

- **نتائج المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni:**

جدول رقم (3-15) يبين المقارنة الثنائية بطريقة Bonferroni لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط قيم مقدار قوة الشدّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ

المتغير المدروس = مقدار قوة الشدّ (بالميغاباسكال)

العينة الفرعية المدروسة	المادة المرمّمة المستخدمة (I)	المادة المرمّمة المستخدمة (J)	الفرق بين المتوسطين (I-J)	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
عينة دراسة قوى الشدّ	الكوبالت كروم	الزيركونيا	1.77	0.16	0.000	**توجد فروق دالة**
		الكمبوزيت	0.88	0.16	0.000	**توجد فروق دالة**
	الزيركونيا	الكمبوزيت	-0.89	0.16	0.000	**توجد فروق دالة**

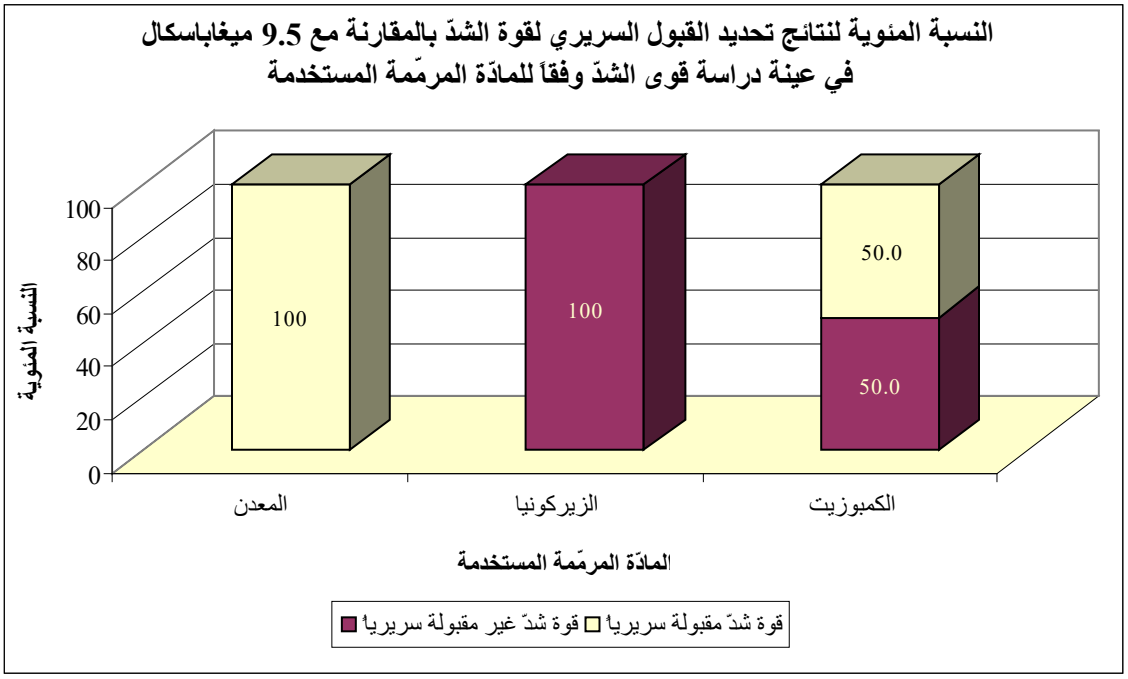
يبين الجدول أعلاه أن قيمة مســـتوى الدلالة أصـــغر بكثير من القيمة 0.05 بالنســـبة لجميع المقارنات الثنائية المدروسـة، أي أنه عند مسـتوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية ذات دلالة إحصـائية في قيم مقدار قوة الشـدّ بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسـة قوى الشـدّ، وبدراسـة الإشـارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أن قيم مقدار قوة الشدّ في مجموعة الزيركونيا كانت أصـغر منها في كل من مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الكمبوزيت على حدة، ونســـتنتج أن قيم مقدار قوة الشـــدّ في مجموعة الكوبالت كروم كانت أكبر منها في مجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.

2-1-2-2-3 دراسة القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال:

➢ **نتائج تحديد القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة:**

جدول رقم (3-16) يبين نتائج تحديد القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

المادة المرمّمة المستخدمة	عدد الأسنان			النسبة المئوية		
	قوة شدّ غير مقبولة سريرياً	قوة شدّ مقبولة سريرياً	المجموع	قوة شدّ غير مقبولة سريرياً	قوة شدّ مقبولة سريرياً	المجموع
الكوبالت كروم	0	10	10	0	100	100
الزيركونيا	10	0	10	100	0	100
الكمبوزيت	5	5	10	50.0	50.0	100



مخطط رقم (3-8) يمثل النسبة المئوية لنتائج تحديد القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً للمادة المرمّمة المستخدمة.

➢ دراسة تأثير المادة المرمّمة المستخدمة في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال:

تم إجراء اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ كما يلي:

- **نتائج اختبار كاي مربع:**

جدول رقم (3-17) يبين نتائج اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت.

المتغيران المدروسان = القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال × المادة المرمّمة المستخدمة

عدد الأسنان	قيمة كاي مربع	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
30	20.000	2	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ذات دلالة إحصائية في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين اثنتين على الأقل من مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة (مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت) في عينة دراسة قوى الشدّ، ولمعرفة أي من مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة تختلف اختلافاً جوهرياً عن المجموعات الأخرى في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال تم إجراء اختبار كاي مربع بين مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة الثلاث المدروسة في عينة دراسة قوى الشدّ كما يلي:

نتائج اختبار كاي مربع:

جدول رقم (3-18) يبين اختبار كاي مربع لدراسة دلالة الفروق الثنائية في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.

المتغيران المدروسان = القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال × المادة المرمّمة المستخدمة

العينة الفرعية المدروسة	المادة المرمّمة المستخدمة (أ)	المادة المرمّمة المستخدمة (ب)	عدد الأسنان	قيمة كاي مربع	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
عينة دراسة قوى الشدّ	الكوبالت كروم	الزيركونيا	20	20.000	1	0.000	**توجد فروق دالة**
		الكمبوزيت	20	6.667	1	0.0098	**توجد فروق دالة**
	الزيركونيا	الكمبوزيت	20	6.667	1	0.0098	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 بالنسبة لجميع المقارنات الثنائية المدروسة، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية ذات دلالة إحصائية في تكرارات القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال بين مجموعات المادة المرمّمة المستخدمة (مجموعة الكوبالت كروم ومجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت)، وبدراسة جدول التكرارات والنسب المئوية الموافق (الجدول رقم 27) يُلاحظ أن نسبة القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في مجموعة الكوبالت كروم كانت أكبر منها في كل من مجموعة الزيركونيا ومجموعة الكمبوزيت على حدة، ويُلاحظ أن نسبة القبول السريري لقوة الشدّ بالمقارنة مع 5.9 ميغاباسكال في مجموعة الزيركونيا كانت أصغر منها في مجموعة الكمبوزيت في عينة دراسة قوى الشدّ.

الباب الرابع

المناقشة

Discussion

4-1-1 مناقشة أهمية البحث وهدفه:

يعد سحل الأسنان الاصطناعية، من المشكلات المهمة التي تشكل مصدر قلق لكل من الطبيب والمريض بسبب الحركات الوظيفية وغير الوظيفية (Arafa, 2016) ، (Kamonwanon et al., 2015) كالصـــرير، وهذا بدوره يؤدي إلى مشـاكل عديدة منها: فقدان البعد العامودي، وتدهور الفعالية الماضـغة، وارهاق العضـلات، وعدم راحة المريض، والتأثير على النواحي الجمالية (Mello et al., 2009)، كما أنه يؤثر على اســـتقرار الأجهزة وثباتها (Dallanora et al., 2012). قامت الدراسـات السـابقة على وضـع سـطوح إطباقية من مواد ترميمية مختلفة للتقليل من هذا الانسحال الحاصل خاصة عندما يكون المقابل أسنان طبيعية (Schneider, 1981) ،أو ترميمات معدنية، (Koehne and Morrow, 1970)،للتغلب على المشاكل سابقة الذكر، لكن لم توجد دراسات تبحث في قيمة قوة ارتباط هذه المواد الترميمية مع الأسـنان الأكريلية وهذا هو محور دراسـتنا حيث أنَّه كلما زادت قوة ارتباط هذه المواد مع الأسنان الأكريلية كلما زادت ديمومة الأجهزة، قمنا في هذا البحث بدراسة قوى الارتباط (قوى القص – قوى الشد) للسطوح الإطباقية من مواد ترميمية مختلفة منها الكومبوزيت والكوبالت كروم والزيركونيا مع الأسنان الراتنجية الأكريلية، وانتخاب المادة التي تحقق أفضل قوى ارتباط مع هذه الأسنان.

4-1-2 مناقشة المواد و الطرق :

1. تم تخفيض السطح الإطباقي لجميع أسنان العينه حتى وصلنا إلى سطحٍ مستوٍ عن طريق دليل سيليكوني لأن الهدف كان ربط سطحٍ مستوٍ (سطح السن الأكريلي) إلى سطحٍ مستوٍ آخر (المواد الترميمية الثلاثة)، والتركيز على استطاعة المادة الرابطه وحدها على الربط بالإضافة لمعاملة الأسطح بطرق مناسبة كل منها على حدى.

2. تم صـــناعة دليل من صـــفائح الفاكيوم واحداً لقوى القص وواحداً لقوى الشـــد، لنتمكن من صـــناعة مرممة مصنوعة من الكومبوزيت، ونقوم بعدها بنسخها عن طريق تقنية ال CAD/CAM لنحصل على شكل متماثل لكل عينات الدراسة.
3. بالنسبة لشكل المرممات كان بارتفاع 4 ملم لعينة القص و6 ملم لعينة الشد، وذلك لتأمين ثخانه كافية لصنع ممر نفقي ضـمن المرممات يدخل ضـمنه سـلك يربط المرممات بجهاز القياس، وكانت بدون شـكل تشـريحي لأنه ســـيمنعنا من تأمين ثخانة كافية للممر النفقي ولأن بحثنا يدرس ســـطح الارتباط بين المرممة والســـن الأكريلي، ولا يوجد أي فائدة من صنع السطح الإطباقي بشكل تشريحي.
4. في دليل الفاكيوم المصـمم لعينه الشـد، قمنا بوضـع أنبوب شـعري بشـكل معترض من الناحية الأُنسـية إلى الناحية الوحشـية لدليل الفاكيوم لنتمكن من وضـع سـلك ضـمن مرممة عينة الشـد، ونقوم بربطه مع جهاز القياس.
5. بالنسـبة لاسـمنت الالصـاق المسـتخدم كان الاسـمنت ثنائي التصـلب(كيميائي،ضـوئي)، من أجل أن يكتمل التصلب كيميائياً في المناطق التي لا يصل إليها ضوء جهاز التصليب.
6. بالنسبة لربط المرممات الثلاث مع الأسنان الأكريلية، نظراً لعدم وجود طرق صريحة ضمن المقالات السابقة لربط كل من المعدن والكومبوزيت والزيركونيا مع الأسـنان الأكريلية، فقمنا بالبحث أكثر عن طرق ربط السـن الأكريلي مع الإسمنت ثنائي التصلب، ثم بحثنا عن ربط الاسمنت ثنائي التصلب مع المواد الترميمية الثلاث.
7. أولاً بالنسـبة لربط السـن الأكريلي مع الإسـمنت ثنائي التصـلب قمنا فقط بوضـع البوند على السـن الأكريلي وتصليبه، ومن ثم تطبيق اسمنت الالصاق وهنا نتفق مع دراسة (قاسم و المصطفى، 2023)، حيث وجد أن أفضـل ربط بين الراتنج المركب(الاسـمنت ثنائي التصـلب) والسـن الأكريلي كان عند عدم معاملة السطح بأي مادة وتطبيق البوند فقط.

بالنســـبة لربط الإســـمنت ثنائي التصـــلب مع كل من الكومبوزيت والكوبالت كروم والزيركونيا قمنا باختيار الطريقة الأمثل لمعاملة سطح كل مادة حسب نوعها قبل الإلصاق.

وفي النهاية قمنا بصنع قواعد أكريلية لنتمكن من ربط العينه إلى جهاز القياس.

4-2 مناقشة نتائج البحث:

4-2-1 مناقشة مكان حدوث الفشل في الارتباط:

4-2-1-1 أولاً بالنسبة لعينة اختبار مقاومة القص:

في اختبار القص لعينة الكوبالت كروم حدث الفشل على مستوى الارتباط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والسن الأكريلي في أغلب الحالات، (أي كان الربط بين الكوبالت كروم والاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب أقوى من الربط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والسن الأكريلي).

من المعروف عن المواد الراتنجيه قدرتها العالية في تحمل قوى القص (He et al., 2025)، وهنا يوجد رابطتين راتنجيتين بين الاسمنت والكوبالت كروم من جهه والاسمنت والسن الأكريلي من جهه أخرى، لكن الترميل الذي قمنا به في الكوبالت كروم عزز الروابط الراتنجيه بين الاسمنت والكوبالت كروم (Cobb et al., 2000)، وأدى إلى تشكل روابط ميكانيكية مجهرية قوية (Kalra et al., 2015) وجعلها أكثر قدرة على تحمل قوى القص من الروابط بين الاسمنت والسن الأكريلي التي لا تحتوي إلا على روابط كيميائية (Papazoglou and Vasilas, 1999).

أما بالنسبة لعينة الزيركونيا فحدث الفشل على مستوى الارتباط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والزيركونيا في أغلب الحالات، (أي كان الربط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والسن الأكريلي أقوى من الربط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والزيركونيا).

يعزى هذا إلى صلابة الزيركونيا وعدم القدرة على ترميلها (Shen et al., 2023) بشكل كافي لتشكل روابط مع الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب كما في الكوبالت كروم، وهنا سوف نقارن بين رابطتين راتنجيتين اسمنت-زيركونيا، واسمنت-سن أكريلي، وهنا كانت رابطة الاسمنت مع السن الأكريلي أقوى بسبب الروابط الكيميائية الحاصلة بسبب وجود عامل الربط التصالبي Cross-Linking Agent في أسنان الراتنج الأكريلي، وكذلك هناك احتمالية تشكل روابط

ميكانيكية مجهرية بين الأسنان الأكريلية والكومبوزيت (Papazoglou and Vasilas, 1999)، بالإضافة إلى أن تطبيق عامل الربط ال Bond يحسّن ترطيب السطح Surface Wetting بإحداث ارتشاح infiltration للراتنج ضمن الغؤورات الموجودة على السطح (Chatterjee et al., 2011)، في حين أن الرابطة الميكانيكية المجهرية بين الاسمنت والزيركونيا كانت ضعيفة بسبب ضعف القدرة على الترميل، كل هذه العوامل جعلت الرابطة اسمنت–سن أكريلي أقوى من الرابطة اسمنت–زيركونيا فحدث فشل على مستواها عند تطبيق اختبار القص.

أخيراً بالنسبة لعينة الكومبوزيت حدث الفشل بشكل مختلط أي جزء من الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب على المرممة وجزء على السن الأكريلي في أغلب الحالات، (أي توازنت قوة ارتباط الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب مع المرممة مع قوة ارتباط الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب مع السن الأكريلي).

هنا يوجد رابطتين راتنجييتين، اسمنت–كومبوزيت، اسمنت–سن أكريلي حيث في الرابطة الأولى كان الربط كيميائي بالإضافة إلى الميكانيكي المجهري وفي الثانية حدث روابط كيميائية مع احتمالية لروابط ميكانيكية مجهرية وهذه الروابط كانت متساوية في الطرفين في مقدرتها على تحمل قوى القص لذلك حدث فشل مختلط.

4-2-1-2 ثانياً بالنسبة لعينة اختبار مقاومة الشد:

حدث الفشل في اختبار الشد لعينة المعدن على مستوى الارتباط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والسن الأكريلي في أغلب الحالات، (أي كان الربط بين الكوبالت كروم والاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب أقوى من الربط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والسن الأكريلي).

من المعروف عن المواد الراتنجية قدرتها الضعيفة على تحمل قوى الشد (Mitsaki–Matsou et al., 1991)، وهنا يوجد رابطتين راتنجيتين، اسمنت–كوبالت كروم واسمنت– سن أكريلي، وهنا كانت الرابطة بين الاسمنت والسن الأكريلي أقل في القدرة على تحمل قوى الشد، ويعزى هذا إلى الروابط الميكانيكية المجهرية القوية المتشكلة بين الاسمنت والكوبالت كروم (Kalra et al., 2015)، في حين أن الروابط بين الاسمنت والسن الأكريلي كانت كيميائية فقط (Papazoglou and Vasilas, 1999)، وكانت أضعف من الرابطة الميكانيكية المجهرية المتشكلة.

أما بالنسبة لعينة الزيركونيا فحدث الفشل على مستوى الارتباط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب والسن الأكريلي في أغلب الحالات، (أي كان الربط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب مع الزيركونيا أقوى من الربط بين الاسمنت الراتنجي ثنائي التصلب مع السن الأكريلي).

هنا يوجد رابطتين راتنجييتين، رابطة اسمنت–زيركونيا، ورابطة اسمنت كومبوزيت، الربط في الأولى ميكانيكي مجهري و الربط في الثانية كيميائي وعلى الرغم من ضعف الربط بين الاسمنت والزيركونيا بسبب صلابة الزيركونيا وعدم القدرة على ترميلها بشكل جيد (Shen et al., 2023) إلا أنها كانت أكثر قدرة على تحمل قوى الشد من الرابطة الراتنجيه بين الاسمنت والسن الأكريلي المعتمدة على روابط كيميائية فقط (Papazoglou and Vasilas, 1999).

أخيراً بالنسبة لعينة الكومبوزيت حدث الفشل على مستوى المرممات في أغلب الحالات، (أي كان الربط قوي جداً ولم يحصل فشل في تحمل قوى الشد في أية مستوى من مستوياته، بل حدث الفشل على مستوى المرممة بحد ذاتها أي كسرت المرممة ولم يحصل فشل في الارتباط).

هنا يمكن أن يعزى الفشل الذي حصل على مستوى المرممة المصنوعة من الكومبوزيت، ولم يحصل على أي مستوى من مستويات الربط، إلى أن المواد الثلاث لها نفس التركيب الكيميائي، وحصل بينها ارتباط قوي جداً من جهه ارتباط ميكانيكي مجهري، بالإضافة للإرتباط الكيميائي (اسمنت–مرممة الكومبوزيت) ومن الجهه الأخرى (اسمنت– سن أكريلي) ارتباط كيميائي مما جعلها أكثر قدرة على تحمل قوى الشد من مرممة الكومبوزيت السيال التي كُسرت ومن المعروف عن المواد الراتنجييه ضعف القدرة على تحمل قوى الشد (Mitsaki–Matsou et al., 1991)، فحصل الفشل في المرممة بحد ذاتها وكُسرت ولم يحصل على مستوى الارتباط.

4–2–2–1 مناقشة قيمة المتوسط الحسابي لعينة القص:

كانت قيم المتوسط الحسابي لقوة القص (Shear Strength)، في الكومبوزيت 7,12 ميغاباسكال والكوبالت كروم 5,7 والزيركونيا 4,71، نجد أن قيمة مقاومة قوة القص حققت أعلى قيمة في الكومبوزيت يليها الكوبالت كروم حيث كانت القيمة جيدة ولكنها أقل من الكومبوزيت وأقل قوة كانت بين المواد الثلاث في الزيركونيا.

ويمكن أن يعزى هذا إلى تحمل المواد الراتنجية العالي لقوى القص (He et al., 2025)، حيث كان الكومبوزيت في الدرجة الأولى في تحمل قوى القص يليه الكوبالت كروم ثم الزيركونيا، أما بلنسبة لعينة الكوبالت كروم فكانت أكثر من الزيركونيا في القدرة على تحمل قوى القص، وممكن أن يعزى هذا إلى صلابة الزيركونيا العالية وعدم القدرة على ترميلها بشكل جيد (Shen et al., 2023)، وبالتالي عدم القدرة على ربطها مع السن الأكريلي بدرجة مماثلة للكوبالت كروم الذي رمل بشكل أفضل.

4-2-2-2 مناقشة قيمة المتوسط الحسابي لعينة الشد:

كانت قيم المتوسط الحسابي لقوة الشد (Tensile Strength)، في الكومبوزيت 5,80 ميغاباسكال والكوبالت كروم 6,68 والزيركونيا 4,91، نجد أن قيمة قوة الشد حققت أعلى قيمة مقاومة في الكوبالت كروم يليها الكومبوزيت وأقل قوة كانت بين المواد الثلاث في الزيركونيا.

من المعروف عن المواد الراتنجيه قدرتها الضعيفة على تحمل قوى الشد (Mitsaki-Matsou et al., 1991)، وممكن أن يكون هذا السبب الذي جعل الكومبوزيت ضعيف بالمقارنة مع الكوبالت كروم في القدرة على تحمل قوى الشد، وجعل الكوبالت كروم يتفوق هذه المرة في تحمل قوى الشد، وقد أشرنا في مناقشة مكان حدوث الفشل في الارتباط إلى أن حدوث الفشل في عينات الشد لمرممات الكومبوزيت قد حدث في أغلبه على مستوى المرممة (كسر المرممة) وهذا يمكن أن يفسر سبب كون عينات الكومبوزيت أقل قدرة على تحمل قوى الشد من عينة الكوبالت كروم، أما بالنسبة للزيركونيا فكانت دائماً تأتي بالمرتبه الأخيرة بسبب ضعف القدرة على ترميلها وبالتالي عدم القدرة على ربطها بشكل جيد وبالتالي أضعف مقاومة لقوى الشد من بين المواد الترميمية الثلاث.

4-2-2-3 مناقشة قيمة المتوسط الحسابي لعينة القص والشد على حد سواء:

نلاحظ أن الكومبوزيت تفوق على المواد الثلاث في مقاومة القص، ولكنه جاء في المرتبه الثانيه من حيث تحمل قوى الشد وممكن أن يعزى هذا إلى القدرة العالية للمواد الراتنجية على تحمل قوى القص، وضعف قدرتها على تحمل قوى

الشـد أو بسـبب حدوث الفشـل على مسـتوى المرممة المصـنوعة من الكومبوزيت، والذي لم يمكننا من معرفة القيمة الحقيقية لمقاومة قوى الشد في هذه العينه.

أما بالنسـبة للمعدن فجاءت في المرتبه الأولى في تحمل قوى الشـد. أما بالنسـبة لتحمل قوى القص فجاءت في المرتبه الثانية، وممكن أن يعزى هذا إلى ضعف قدرة المواد الراتنجية في تحمل قوى الشد فتفوق عليها الكوبالت كروم.

وأخيراً الزيركونيا كانت الأضـعف من حيث تحمل قوى القص والشـد، وممكن أن يعزى هذا إلى القدرة الضـعيفة على ترميل الزيركونيا بسبب صلابتها العالية وبالتالي عدم القدرة على ربطها بشكل جيد.

4-2-3-1 مناقشة القبول السريري لعينة القص :

نلاحظ أن جميع أرقام مقاومة القص لعينه الكومبوزيت كانت أعلى من 5,9 ميغاباسـكال أي جميعها كانت مقبولة سـريرياً، أما بالنسـبة لعينة الكوبالت كروم فكان نصـف العينات مقبول سـريرياً والنصـف الآخر أقل من القيمة المقبول سريرياً وهي 5,9 ميغاباسكال، أما بالنسبة لعينة الزيركونيا فكانت جميعها أقل من الحد المقبول سريرياً، وهذا يشير إلى مقاومة القص العالية لمرممات الكومبوزيت، يليها مرممات الكوبالت كروم حيث جاءت في الدرجة الثانية، وبالنسـبة للزيركونيا جاءت بالمرتبة الأخيرة بين المواد الترميمية الثلاث.

4-2-3-2 مناقشة القبول السريري لعينة الشد :

نلاحظ أن جميع أرقام مقاومة الشـد لعينه الكوبالت كروم كانت أعلى من 5,9 ميغاباسـكال أي أن جميعها كانت مقبولة سريرياً، أما بالنسبة لعينة الكومبوزيت فكان نصف العينات مقبول سريرياً والنصف الآخر أقل من النسب المقبولة سريرياً، أما بلنسـبة لعينة الزيركونيا فكانت جميعها أقل من الحد المقبول سـريرياً، هذا يشـير إلى مقاومة الشـد العالية لمرممات الكوبالت كروم، يليها مرممات الكومبوزيت التي جاءت في الدرجة الثانية من حيث مقاومة الشـد، وبالنسـبة للزيركونيا جاءت بالمرتبة الأخيرة بين المواد الترميمية الثلاث.

4-2-4-1 مناقشة نوع القوى التي تتعرض لها الأسنان الأكريلية في الحفرة الفموية:

تتعرض الأسـنان الأكريلية إلى العديد من القوى أثناء القيام بوظيفتها ضـمن الحفرة الفموية، فيما يلي تعداد لهذه القوى: (Corsalini et al., 2014)

1. قوى الضغط (Compression Forces):

تحدث أثناء المضـغ والإطباق، وتنقل هذه القوى إلى قاعدة الجهاز والأنسـجة الداعمة مثل الغشـاء المخاطي والعظم السنخي، وفي حال كانت قوى الضغط عالية فمن شأنها أن تسبب كسور وتصدعات ضمن الأسنان الأكريلية.

2. قوى القص (Shear Forces):

تنشأ عندما يحدث حركات جانبية، مثل: المضغ، تُشكل قوى القص مشكلة على مستوى وصل السن الأكريلي مع قاعدة الجهاز، وقد تؤدي إلى فك السن من القاعدة.

3. قوى الشد (Tensile Forces):

تنشأ عند تناول الأطعمة اللصّاقة، أو عند نزع الجهاز.

4. قوى الانحناء أو العزم (Bending / Torsional Forces):

تتعرض الأسـنان الأكريلية لهذه القوى في الحالات التي لا يكون فيها توزع القوى الإطباقية متوازناً، أو عندما يتعرض الجهاز لأحمال غير محورية، ويحدث ذلك بشكل خاص عند غياب الدعم الجيد من النسج الرخوه أو العظم السنخي.

5. قوى التعب (Fatigue Forces):

وهي نتيجة تكرار الأحمال الصـغيرة على مدى طويل. حتى ولو كانت الحمولة صـغيرة، فإن تكرارها يمكن أن يُحدث ضعف في المادة الأكريلية أو في الربط بين السن وقاعدة الجهاز عبر الزمن.

4-2-4-2 مناقشـة أي نوع من القوى تتعرض لها الأسـنان الأكريلية أكثر ضـمن الحفرة الفموية وربط هذا بنتائج بحثنا وترشيح أي من المواد الترميمية أفضل في الاستخدام السريري :

تأتي قوى الضـــغط بالمرتبة الأولى من حيث القوى التي تتعرض لها الأســـنان الأكريلية في الحفرة الفموية نتيجة القوى الماضغة القوية عند مرضى الدرد، مما يجعل الأسنان الأكريلية عرضة للكسر بشكل أكبر، تأتي في الدرجة الثانية قوى القص الناتجة عن الحركات الجانبية المطبقة على الأســـنان الأكريلية الناتجة عن المضـــغ، مما يجعل الأســـنان أكثر عرضـة للانفصـال عن قاعدة الجهاز، وهذا يعني أننا بحاجة إلى مرممات (Onlay) على السطوح الإطباقية للأسنان الأكريلية تتمتع بصـلابة جيدة لتجنب الانكسـار والتصـدع، وقدرة على تحمل قوى القص أثناء الحركات الجانبية للأسنان أثناء عملية المضـــغ، وبناءً على نتائج بحثنا وعلى نوع القوى التي تتعرض لها الأســـنان الأكريلية فإننا نرشـــح في حال كانت الناحية التجميلية مهمة اســـتخدام مرممات (Onlay) مصـــنوعة من الكومبوزيت، نظراً لتطابقها اللوني مع الأســـنان الأكريلية، وقدرتها العالية على تحمل قوى القص وقدرتها الجيدة على تحمل قوى الشـــد، أما إذا كانت الناحية الميكانيكية مهمة بغض النظر عن الناحية التجميلية فننصـــح باسـتخدام مرممات (Onlay) من مادة الكوبالت كروم، نظراً لقدرتها العالية على تحمل قوى الشد، وقدرتها الجيدة أيضاً على تحمل قوى القص، ولا ننسى صلابة الكوبالت كروم التي من شأنها أن تجعل المرممة أقل عرضة للكسر والانسحال الذي يؤدي إلى ضياع البعد العامودي.

الباب الخامس:

الاستنتاجات

Conclusions

في حدود هذه الدراسة يمكن استنتاج ما يلي :

1. أفضل مقاومة لقوى القص كانت لمرممات الكومبوزيت يليها الكوبالت كروم ثم الزيركونيا.
2. أفضل مقاومة لقوى الشد كانت لمرممات الكوبالت كروم يليها الكومبوزيت ثم الزيركونيا.
3. كانت مرممات الزيركونيا أقل قدرة على تحمل قوى القص والشد من بين جميع المرممات .
4. كانت مرممات الكومبوزيت الأفضل في القدرة على تحمل قوى القص وفي الدرجة الثانية من حيث قوى الشد.
5. كانت مرممات الكوبالت كروم الأفضل في القدرة على تحمل قوى الشد وفي الدرجة الثانية من حيث تحمل قوى القص.
6. كانت قيم مقاومة قوى القص لجميع عينات الكومبوزيت ضمن القيم المقبولة سريرياً.
7. كانت قيم مقاومة قوى الشد لجميع عينات الكوبالت كروم ضمن القيم المقبولة سريرياً.
8. كانت قيم مقاومة القص والشد لجميع عينات الزيركونيا أقل من القيم المقبولة سريرياً.

الباب السادس:

التوصيات والمقترحات

Recommendations and Suggestions

التوصيات RECOMMENDATION :

1. نوصي باستخدام المرممات المصنوعة من الكومبوزيت عندما تكون الناحية التجميلية مهمة.
2. نوصي باستخدام المرممات المصنوعة من الكوبالت كروم عندما تكون الناحية الميكانيكية مهمة.
3. نوصي بتطبيق البروتوكول التالي في سياق ترميم الأسنان الأكريلية بمواد ترميمية مختلفة:

أ. تطبيق عامل الربط لمدة 10 ثوانٍ.

ب. تجفيف عامل الربط لمدة 10 ثوانٍ بتيار هوائي خفيف.

ت. تصليب عامل الربط لمدة 20 ثانية.

ث. تطبيق الكومبوزيت ضوئي التصلب على دفعات، مع تصليبها لمدة 40 ثانية.

ج. تصليب الإسمنت الراتنجي ثنائي التصلب لمدة 40 ثانية لكل وجه.

4. ترميل الكومبوزيت عند ربطه مع الأسنان الراتنجية، بذرات أوكسيد الألمنيوم بقطر 50 ميكرون، على مسافة 5 ملم وضغط 2,5 بار، لمدة ثواني.
5. ترميل الكوبالت كروم عند ربطه مع الأسنان الراتنجية الأكريلية بذرات أوكسيد الألمنيوم ، بقطر 110 ميكرون ومسافة 20 ملم، وضغط 4 بار، لمدة 14 ثانية.

المقترحاتSUGGESTION :

1. إجراء دراسة سريرية لبيان تأثير العوامل الفموية المختلفة، كاللعاب ودرجة الحرارة والقوى الإطباقية المختلفة على قوى ارتباط مرممات الـ (ONLAY) من مواد مختلفة مع الأسنان الأكريلية.
2. اختبار قوى ارتباط أنواع أخرى من المرممات ال(ONLAY) الخزفية.
3. اختبار الفعالية الماضغة ومقدار التآكل والاهتراء للأنواع الثلاثة من المرممات.
4. اختبار قوة ارتباط ممات مصنوعة من الزيركونيا تمت معالجة سطحها عن طريق إجراء حفر تثبيتية عليها.

الباب السابع

المراجع

References

المراجع الأجنبية:

A

1. ABOUSH, Y. 1992. Cast metal resin-bonded dental restorations: *Effect on the resin-to-metal bond of storage conditions before cementation*. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 67**,** 293-295.
2. ABOUSHELIB, M. N. 2010. *Long term fatigue behavior of zirconia based dental ceramics*. **Materials**, 3**,** 2975-2985.
3. ALAJBEG, I. Z., VALENTIC-PERUZOVIC, M., ALAJBEG, I., ILLES, D. & CELEBIC, A. 2005. *The influence of dental status on masticatory muscle activity in elderly patients*. **International Journal of Prosthodontics**, 18.209.234
4. ANUSAVICE, K. (2003). *Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials*. **Advances in dental research**, 17**,** 43-48.
5. ANUSAVICE, K., SHEEN, C. & RAWLS, H. 2012. *Dental Ceramics*. **Phillip's Science of Dental Materials**. Sounders..12th ed.,11.122-157
6. ANUSAVICE, K. J. & PHILLIPS, R. W. 2003. *Science of dental materials*. **Dental Materials**, *St Louis:* Saunders, , 482**,** 222-30.
7. ANUSAVICE, K. J., SHEN, C. & RAWLS, H. R. (2012)..*Restorative Materials*. **Phillips' science of dental materials**, Sounders.12th ed. 11.225-269.
8. ARAFA, K. A. 2016. *The effects of clinical wear on the incidence of temporomandibular disorders among patients with complete dentures*. **Journal of Taibah University Medical Sciences**, 11**,** 250-254.
9. ARTUR, M., ANDRE, R., JOSE, M., JOSE, C. & MARIA, H. 2017. *Locator attachment system for implant over-dentures: a systematic review, Stomatologija*. **Baltic Dental and Maxillofacial Journal**, 19**,** 124-9.
10. AWINASHE, V. N. & NAGDA, S. J. 2010. *A comparative study of the masticatory efficiency in complete dentures using acrylic and metal occlusal*

posterior teeth—photocolorimetric analysis. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, 10**,** 112-117.

B

11. BALDISSARA, P., LLUKACEJ, A., CIOCCA, L., VALANDRO, F. L. & SCOTTI, R. 2010. *Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems*. **The Journal of prosthetic dentistry**, 104**,** 6-12.
12. BHANDARI, S., ARAS, M. & CHITRE, V. 2012. *An in vitro evaluation of the microleakage under complete metal crowns using three adhesive luting cements*. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, 12**,** 65-71.

C

13. CABEZAS, C. A. 2025. *Lithium disilicate occlusal surfaces on acrylic resin denture teeth in a mandibular implant-retained overdenture opposed by a maxillary removable complete denture:* A clinical report. ***The Journal of Prosthetic Dentistry***, 133**,** 649-654.
14. CHATTERJEE, N., GUPTA, T. K. & BANERJEE, A. 2011. A *study on effect of surface treatments on the shear bond strength between composite resin and acrylic resin denture teeth.* **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, 11**,** 20-25.
15. COBB, D., VARGAS, M., FRIDRICH, T. & BOUSCHLICHER, M. 2000. *Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength*. **Operative dentistry**, 25**,** 427-433.
16. COMMITTEE, A. O. D. P. N. 1987. *Glossary of prosthodontic terms*, **Journal of Prosthetic Dentistry**, CV Mosby.58(1) 11-23.
17. CONRAD, H. J., SEONG, W.-J. & PESUN, I. J. 2007. *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review*. **The Journal of prosthetic dentistry**, 98**,** 389-404.
18. CORSALINI, M., DI VENERE, D., PETTINI, F., STEFANACHI, G., CATAPANO, S., BOCCACCIO, A., LAMBERTI, L., PAPPALETTERE, C. &

CAROSSA, S. 2014. *A comparison of shear bond strength of ceramic and resin denture teeth on different acrylic resin bases*. **The open dentistry journal**, 8**,** 241.

19. CRAIG, R. G & POWERS, J. 2002a. *Resin cements.* **Restorative Dental Materials**, Mosby, St. *Louis,* Missouri*, USA,* 12. 672**,** 675.
20. CRAIG, R. G. & POWERS, J. 2002b. *Dental ceramic*. **Restorative Dental Materials**. Mosby, St. Louis. *Inc. USA*.12.225-585.
21. D'ARCANGELO, C. & VANINI, L. 2007. *Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations*. **Journal of Adhesive Dentistry**, 9**,** 319-326.
22. DALLANORA, A. F., GRASEL, C. E., HEINE, C. P., DEMARCO, F. F., PEREIRA-CENCI, T., PRESTA, A. A. & BOSCATO, N. 2012. *Prevalence of temporomandibular disorders in a population of complete denture wearers*. **Gerodontology**, Wiley, 29**,** e865-e869.
23. DENRY, I. & KELLY, J. R. 2008. State of the art of zirconia for dental *applications.* **Dental Materials**, 24**,** 299-307.
24. DODDAMANI, S., PATIL, R. A. & GANGADHAR, S. 2011. *Efficacy of various spray disinfectants on irreversible hydrocolloid impression materials:* An: in vitro: study. **Indian Journal of Dental Research**, 22**,** 764-769.

E

25. EAKLE, W. S. & BASTIN, K. G. 2019.:*clinical applications for dental assistants and dental hygienists*, **Dental materials**, Elsevier Health Sciences.26, 22-99
26. ELIADES, G., ELIADES, T. & WATTS, D. C. 2005. *Surface Preparation for Effective Bonding.* **Dental hard tissues and bonding**, Springer.21, 58-99.

F

27. FERRACANE, J. L. 2001. *Dental ceramic,* **Materials in dentistry: principles and application***s*, Lippincott Williams & Wilkins.23, 225-226.
28. Fujimoto, J . 2006. *Adhesive material requirements.* **Contemporary Fixed Prosthodontics,** Elsevier Health Sciences .;USA. 4,805-830.

G

29. GAUTAM, C., JOYNER, J., GAUTAM, A., RAO, J. & VAJTAI, R. 2016. *Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications*. **Dalton transactions**, 45**,** 19194-19215.
30. GHAZAL, M., YANG, B., LUDWIG, K. & KERN, M. 2008. *Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel*. **Dental materials**, 24**,** 502-507.
31. GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., SWAIN, M. V. & RINGER, S. P. 2002. *Microstructure of alumina-and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics*. **Key Engineering Materials**, 240**,** 879-882.

H

32. HALLMANN, L., MEHL, A., ULMER, P., REUSSER, E., STADLER, J., ZENOBI, R., STAWARCZYK, B., ÖZCAN, M. & HäMMERLE, C. H. 2012. T*he influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia.* **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials,** 100**,** 447-456.
33. HANNINK, R. H., KELLY, P. M. & MUDDLE, B. C. 2000. *Transformation toughening in zirconia-containing ceramics*. **Journal of the American Ceramic Society**, 83**,** 461-487.
34. HE, Y., CHEN, C.-T., LI, L., ZHOU, Y.-X., ZHAO, K., MU, Y.-D. & WANG, X.-D. 2025. *The Effect of Viscoelastic Behavior of Resin-based Dental Materials on the Resin-Dentin Shear Bond Strength*. **Journal of Dentistry,23,** 105-926.

35. HOOSHMAND, T., VAN NOORT, R. & KESHVAD, A. 2002. *Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface*. **Dental Materials**, 18, 179-188.

I

36. ILANGKUMARAN, M., SASIKUMAR, R. & SAKTHIVEL, G. 2015. *Application of Taguchi and grey-fuzzy model to optimise the machining parameters of nanocrystalline structured chips production in high carbon steel.* **International Journal of Fuzzy Computation and Modelling**, 1, 411-430.

J

37. JALANDAR, S. S., PANDHARINATH, D. S., ARUN, K. & SMITA, V. 2012. *Comparison of effect of desensitizing agents on the retention of crowns cemented with luting agents: an in vitro study*. **The journal of advanced prosthodontics**, 4, 127-133.
38. JM, Powers. Sakaguchi RL. 2006. *Mechanical properties* **. Craig's restorative dental materials**. 12TH ED.ST louis (MO):11, 51-96.

K

39. KALRA, S., KHARSAN, V. & KALRA, N. M. 2015. *Comparative evaluation of effect of metal primer and sandblasting on the shear bond strength between heat cured acrylic denture base resin and cobalt-chromium alloy: An: in vitro: study*. **Contemporary clinical dentistry**, 6, 386-391.
40. KAMONWANON, P., YODMONGKOL, S., CHANTARACHINDAWONG, R., THAWEEBOON, S., THAWEEBOON, B. & SRIKHIRIN, T. 2015. *Wear resistance of a modified polymethyl methacrylate artificial tooth compared to five commercially available artificial tooth materials*. **The journal of prosthetic dentistry,** 114, 286-292.

41. KAWARA, M., KOMIYAMA, O., KIMOTO, S., KOBAYASHI, N., KOBAYASHI, K. & NEMOTO, K. 1998. *Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods.* **Journal of dental research**, 77**,** 1446-1453.

L

42. LAGOUVARDOS, P. E. & POLYZOIS, G. L. 2003. *Shear bond strength between composite resin and denture teeth: effect of tooth type and surface treatments.* **International Journal of Prosthodontic***s,* 16,122-558.
43. LARSSON, C., VULT VON STEYERN, P., SUNZEL, B. & NILNER, K. 2006. *All-ceramic two-to five-unit implant-supported reconstructions: a randomized, prospective clinical trial.* **Swedish dental journal**, 30**,** 45-53.
44. LAVERTY, D. P., THOMAS, M. B., CLARK, P. & ADDY, L. D. 2016. *The use of 3D metal printing (direct metal laser sintering) in removable prosthodontics*. **Dental Update**, 43**,** 826-835.
45. LAVINE, M. H. & CUSTER, F. 1966. *Variables affecting the strength of bond between porcelain and gold.* **Journal of dental research**, 45**,** 32-36.
46. LEE, J.-H., UM, C.-M. & LEE, I.-B. 2006. *Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition*. **Dental Materials**, 22**,** 515-526.

M

47. MANAPPALLIL, J. J. 2015. *Artificial Teeth*, **Basic Dental Materials**, 4th ed.: JP Medical Ltd. New delhi, 23, 225-325.
48. MANAUTA, J. & SALAT, A. 2012.*: An atlas of composite resin stratification*, **Layers**. Quintessenza Edizionei. IT, 22, 324-455
49. MANICONE, P. F., IOMMETTI, P. R. & RAFFAELLI, L. 2007. *An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications***. Journal of dentistry**, 35**,** 819-826.

50. MELLO, P. C., COPPEDE, A. R., MACEDO, A. P., MATTOS, M. D. G. C. D., RODRIGUES, R. C. S. & RIBEIRO, R. F. 2009. *Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists.* **Journal of Applied Oral Science**, 17**,** 451-456.
51. MILETIC, V. 2018. *Dental composite materials for direct restorations*, **Dental Composite Materials**, Springer. 7,85-96.
52. MITSAKI-MATSOU, H., KARANIKA-KOUMA, A., PAPADOYIANNIS, Y. & THEODORIDOU-PAHINE, S. 1991. *An in vitro study of the tensile strength of composite resins repaired with the same or another composite resin*. ***Quintessence international Journal***.22,235-255
53. MOHANNAD, A. S. 2010. *Causes and patterns of acrylic denture repairs in Damascus*. ***Quintessence international Journal***, 22:558-560.
54. MURIS, J. & KLEVERLAAN, C. J. 2018. *Hypersensitivity to dental alloys.* **Metal Allergy: From Dermatitis to Implant and Device Failure**. Springer.14,100-155.

N

55. NOORT, R. V. 2002. *Auto Polymerizing Acrylic Ressin,* **Introduction to Dental Materials** 3rd ed edinburgh: mosby.22: 225-229.

O

56. O'BRIEN, W. J. 2002a. *Poly Methyl Methaccrylate resin*, ***Dental materials and their selection***, Quintessence Chicago.3: 252-223.
57. O'BRIEN, W. J. 2002. *Poly Methyl Methaccrylate resin* .**Dental materials and their selection**,. *Quintessence* Chicago. 12: 223-522.
58. 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**,** 557-562.
59. OLIVERA, A. B. & SAITO, T. 2006. *The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns.* **Journal of Prosthodontics**, 15**,** 243-249.

60. OSHIDA, Y., MUNOZ, C. A., WINKLER, M. M., HASHEM, A. & ITOH, M. 1993. *Fractal dimension analysis of al-uminum oxide particle for sandblasting dental use*. **Bio-medical materials and engineering**, 3**,** 117-126.

P

61. PAPAZOGLOU, E. & VASILAS, A. I. 1999. *Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth.* **The Journal of prosthetic dentistry**, 82**,** 573-578.
62. PEKKAN, G. & OEZCAN, M. 2012. *Radiopacity of different resin-based and conventional luting cements compared to human and bovine teeth*. ***Dental materials journal***, 31**,** 68-75.
63. PEREA, L., MATINLINNA, J. P., TOLVANEN, M., LASSILA, L. V. & VALLITTU, P. K. 2014. *Monomer priming of denture teeth and its effects on the bond strength of composite resin*. **The Journal of prosthetic dentistry**, 112**,** 257-266.
64. PICONI, C. & MACCAURO, G. 1999. *Zirconia as a ceramic biomaterial*. **Biomaterials**, Elsevier. 20**,** 40-50.
65. PILATHADKA, S., VAHALOVá, D. & VOSáHLO, T. 2007. *The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview***. Prague Medical Report,** 108**,** 5-12.

R

66. RAIGRODSKI, A. J., CHICHE, G. J., POTIKET, N., HOCHSTEDLER, J., MOHAMED, S. E., BILLIOT, S. & MERCANTE, D. E. 2006. *The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study*. **The Journal of prosthetic dentistry**, 96**,** 237-244.

67. REIS, K. R., BONFANTE, G., PEGORARO, L. F., CONTI, P. C. R., OLIVEIRA, P. C. G. D. & KAIZER, O. B. 2008. *In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth.* **Journal of Applied Oral Science**, 16**,** 176-180.

68. RöSCH, R. & MERICSKE-STERN, R. 2008. *Zirconia and removable partial dentures.* **Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin**= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-stomatologie Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia, 118**,** 959-974.

69. ROSENSTIEL, S., LAND, M. & FUJIMOTO, J. 2015. *Sandblasting* **Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book:** Elsevier Health Sciences. *CV Mosby Company, Missouri, United States*. 20,233-355.

70. ROULET, J.-F. & DEGRANGE, M. 2000. *Adhesion evolution in Dentistry — A Comprehensive Review of the Evolution and Impact of Adhesive Technology on Dental Restorations and Treatment Protocols***: The Silent Revolution in Dentistry** 1th, Elsevier**.** 12: 255-255.

S

71. SACHER, E. & FRANCA, R. 2019. *Surface analysis techniques for dental materials.* **Dental Biomaterials**. World Scientific.12: 25-28

72. SASSE, M. & KERN, M. 2014. *Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic*. ***Journal of Dentistry*****,** 42**,** 660-663.

73. Sayes, S., & Al-bouny, S. (2011). *Impression materials*. **Textbook in Dental Materials.** 1th.Wiley, 12:110-6970

74. SCHNEIDER, R. L. 1981. *Custom metal occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth*. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 46**,** 98-101.

75. SCHULTZ, A. W. 1951. *Comfort and chewing efficiency in dentures*. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 11**,** 38-48.

76. SHEN, D., WANG, H., SHI, Y., SU, Z., HANNIG, M. & FU, B. 2023. *The effect of surface treatments on zirconia bond strength and durability*. **Journal of Functional Biomaterials**, 7,14**,** 89.

77. SHILLINGBURG, H. T., HOBO, S., WHITSETT, L. D., JACOBI, R. & BRACKETT, S. E. 1997. *Principles and Techniques in Fixed Prosthodontics*, ***Fundamentals of fixed prosthodontics*,** Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA.14, 557-686.
78. SILVA, N. R., SAILER, I., ZHANG, Y., COELHO, P. G., GUESS, P. C., ZEMBIC, A. & KOHAL, R. J. 2010. *Performance of zirconia for dental healthcare.* **Materials**, 3**,** 863-896.
79. SOFAN, E., SOFAN, A., PALAIA, G., TENORE, G., ROMEO, U. & MIGLIAU, G. 2017. *Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type*. **Annali di stomatologia**, 13, 87**,**71.
80. SWIFT JR, E., BRODEUR, C., CVITKO, E. & PIRES, J. 1992. *Treatment of composite surfaces for indirect bonding*. **Dental Materials**, 8**,** 193-196.

T

81. THEUNISSEN, G., BOUMA, J., WINNUBST, A. & BURGGRAAF, A. 1992. *Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics*. **Journal of materials science**, 27**,** 4429-4438.
82. TURSSI, C. P., DE MORAES PURQUERIO, B. & SERRA, M. C. 2003. *Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods—a review*. ***Journal of Biomedical Materials Research Part B**: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials,* 65**,** 280-285.

V

83. VAGKOPOULOU, T., KOUTAYAS, S. O., KOIDIS, P. & STRUB, J. R. 2009. *Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic*. **European Journal**. *Esthet. Dent,* 44, 434-534.

84. VAN'T HOF, M. A., KALK, W. & JANSEN, J. A. 2004. *Swallowing thresholds of mandibular implant-retained overdentures with variable portion sizes*. **Journal of materials science.** 22, 125-189.

85. VERGANI, C. E., GIAMPAOLO, E. T. & CUCCI, A. L. M. 1997. *Composite occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth.* **The Journal of prosthetic dentistry**, 77**,** 328-331.

W

86. WALLACE, D. H. 1964. *The use of gold occlusal surfaces in complete and partial dentures*. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 14**,** 326-333.

87. WHITE, S. N., YU, Z. & KIPNIS, V. 1992. *Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents.* **The Journal of prosthetic dentistry**, 68**,** 476-481.

88. WIEGAND, A., BUCHALLA, W. & ATTIN, T. 2007. *Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation*. **Dental materials**, 23**,** 343-362.

89. WöSTMANN, B., BALKENHOL, M., WEBER, A., FERGER, P. & REHMANN, P. 2007. *Long-term analysis of telescopic crown retained removable partial dentures: survival and need for maintenance*. **Journal of dentistry**, 35**,** 939-945.

90. YANIKOGLU, D., DUYMUS, D. & BAYINDIR, D. 2002. *Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth*. ***International dental journal***, 52**,** 20-24.

Y

91. YOON, T.-H., MADDEN, J. C. & CHANG, W.-G. 2013. A *technique to restore worn denture teeth on a partial removable dental prosthesis by using ceramic*

onlays with CAD/CAM technology. **Journal of Prosthetic Dentistry**, 110**,** 331-332.

92. YOSHIDA, K., TSUO, Y. & ATSUTA, M. 2006. *Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler.* **Journal of Biomedical Materials Research Part B**: *Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials,* 77**,** 28-33.

Z

93. ZANCHI, C. H., DEMARCO, F. F., DE ARAúJO, C. S., SCHEIN, M. T. & RODRIGUES, S. A. 2009. *Composite resin microhardness: the influence of light curing method, composite shade, and depth of cure*. **The journal of contemporary dental practice**, 9**,** 43-50.

94. ZARONE, F., RUSSO, S. & SORRENTINO, R. 2011. *From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations*. **Dental materials,** 27, 83-96.

.

المراجع العربية:

1. الشعراني إياد. ووزير، غسان. (2006). التعويضات المتحركة الكاملة والتعويضات الوجهية الفكية (2): منشورات جامعة دمشق. ص:320-318.

2. الخير،ع.،سويد،ا.(2010).**تأثير إعادة الإلصاق في ثبات التعويض**. ماجستير، جامعة دمشق.

3. قاسم، م. ت. & المصطفى، د. ع. 2023. **دراسة مخبرية لتقييم تأثير طرائق معالجة سطوح أسنان الراتنج الأكريلي على قوة ارتباطها مع الكمبوزيت ذي التصليب الضوئي**. ماجستير، مجلة جامعة دمشق للعلوم الطبية، 3

Abstract:

Introduction: This study addresses one of the most significant problems associated with acrylic removable dentures, namely the wear of acrylic artificial teeth resulting from functional and parafunctional movements (such as bruxism), as well as thermal and chemical factors within the oral environment. Such wear leads to loss of vertical dimension, reduced masticatory efficiency, muscle fatigue, and compromised esthetics and denture stability. Although acrylic teeth possess desirable properties, their limited wear resistance remains a major clinical challenge. Consequently, previous studies have explored alternative restorative materials—such as composite resin, metal, and zirconia—to enhance the wear resistance of occlusal surfaces. However, no study has evaluated the shear and tensile bond strengths between these restorative materials and acrylic resin teeth.

Aim of the research: This research aims to investigate the shear and tensile bond strengths between occlusal surfaces fabricated from different materials (cobalt-chromium metal, zirconia, and composite resin) and acrylic resin teeth, and to compare these materials in terms of their resistance to these forces.

materials and methods: This in-vitro study included 60 acrylic teeth (maxillary first molars), divided into two groups: Group I (30 teeth) underwent shear bond strength testing, and Group II (30 teeth) underwent tensile bond strength testing. Each group was further subdivided into three categories according to the onlay restorative material: 10 composite resin samples, 10 cobalt-chromium metal samples, and 10 zirconia samples. Data were analyzed using SPSS software (version 13.0).

Results: The results revealed statistically significant differences in both shear and tensile bond strengths among the three restorative materials (composite, cobalt-chromium metal, and zirconia). Composite resin showed the highest shear bond strength values, followed by cobalt-chromium, with zirconia showing the lowest values. For tensile bond strength, cobalt-chromium demonstrated the highest values, followed by composite resin, while zirconia again displayed the lowest.

Clinical acceptability tests indicated that composite resin outperformed the other materials in shear resistance, with all composite samples falling within clinically acceptable ranges. In contrast, only half of the cobalt-chromium samples met the clinically acceptable values, while all zirconia samples fell below acceptable levels.

Regarding tensile bond strength, cobalt-chromium exhibited superior performance, with all samples meeting clinically acceptable values. Half of the composite samples were within the acceptable range, whereas the remaining half were below it. All zirconia samples demonstrated values lower than the clinically acceptable threshold. Zirconia exhibited the lowest performance in both tests. The findings indicate that the choice of restorative material significantly affects the mechanical bond strength with acrylic denture teeth.

Conclusions: Composite resin demonstrated the highest shear bond strength, followed by cobalt-chromium metal and then zirconia. Cobalt-chromium metal exhibited the highest tensile bond strength, followed by composite resin and lastly zirconia.

Keywords: Acrylic teeth, composite resin, cobalt-chromium alloy, zirconia, shear bond strength, tensile bond strength.

Syria Arab Republic

Damascus University

Faculty of Dental medicine

Department of Removable Prosthodontics

Comparative study of the bonding strength between Metal, zirconia and composite restoration with acrylic artificial teeth/in vitro study /.

A Dissertation submitted in partial fulfillment of the requirements for the Master's Degree in removable Prosthodontics.

By:

Sara jawad mortada

Supervisor:

Prof.Dr. jamal saker

2025