الجمهورية العربية السورية

جامعة دمشق

كلية طب الأسنان

قسم تعويضات الأسنان المتحركة

تقييم مقاومة الانحناء والقساوة لخليطتي التيتانيوم والكوبالت كروم المستخدمتين في هياكل الأجهزة السنية المتحركة والمحضَّرَتين بطريقة الصَّهر الانتقائي بالليزر (SLM)

دراسة مخبريَّة مقارِنة

مخطط بحث علمي أُعدَّ لنيل درجة الماجستير في علوم طبِّ الأسنان اختصاص تعويضات الأسنان المتحرِّكة

إعداد الباحثة:

لين آدم عوده

إشراف:

أ.م.د عمار المصطفى

المشرف المشارك:

أ.م.د مهلب الدَّاود

2025 م

ا

تصريح

لا يوجد أي جزء من هذه الأطروحة أُخذ بالكامل من عمل آخر، أو أُنجز للحصول على شهادة أخرى في هذه الجامعة، أو في أية جامعة أخرى، أو أي معهد تعليمي.

كلمة شكر وتقدير:

الحمد لله على عظيم فضله.

وبعد، أتوجه بالشكر لأساتذتي الكرام، وأخص بالشكر أستاذي ومشرفي **الأستاذ المساعد عمار المصطفى؛** لما بذله من جهد في الإشراف على هذا البحث، ولم يبخل علي بعلمه. له مني كل الشكر والتقدير.

كما أتوجه بالشكر إلى **الأستاذ الدكتور إياد الشعراني** الذي كان بمثابة الأب وترك أثراً كبيراً في مسيرتنا العلمية؛ و**الأستاذ الدكتور مهند السعدي** الذي لا ننسى بصمته المميزة وإغناءه لنا بعلمه وخبرته؛ و**الأستاذ الدكتور علاء سلوم؛** و**المدرس الدكتور جمال صقر؛** لهم مني كل الشكر والتقدير.

وأوجه جزيل الشكر **للأستاذ المساعد مهلب الداود؛** على مشاركته في البحث كمشرف مشارك.

وأتقدم بالشكر إلى **المدرس الدكتور عمر ترياقي** في قسم تعويضات الأسنان المتحركة؛ و**الأستاذة الدكتورة هبة الحلو** في قسم تعويضات الأسنان الثابتة؛ لقبولهما المشاركة في تحكيم هذه الأطروحة، وإغنائها بملاحظاتهما القيمة.

وأتقدم بالشكر لكلية طب الأسنان ممثلةً بعميدها الأستاذ الدكتور عمر حشمة؛ والأستاذ الدكتور حسان عاشور نائب العميد للشؤون الإدارية؛ والأستاذ الدكتور مهند لفلوف نائب العميد للشؤون العلمية.

كما أوجه الشكر للأستاذ المهندس برهان غزالة من المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا على دعمه الفني أثناء إجراء الاختبارات العملية. وإلى المهندس محسن حتة على ما قدمه من نصائح وملاحظات علمية مهمة. وأوجه الشكر والامتنان للدكتور نور الدين خربوطلي، والأستاذة دانية غراوي على مساعدتهما القيمة.

والشكر موصول لجميع من قدّم لي يد العون في سبيل إنجاز هذا البحث.

الإهداء

إلى والديّ الكريمين؛ المهندس آدم عوده والسيدة رامه شيخ الأرض؛ اللذين كان لدعمهما ودعائهما بالغ الأثر في حياتي؛ أهدي لهما هذه الأطروحة تقديراً وامتناناً، فكل إنجاز أحققه هو ثمرة تضحياتهما وفضلهما بعد الله سبحانه وتعالى.

وإلى وطني سوريا الحرة؛ أهدي ما استطعت من علم وإنجاز كإسهام متواضع.

قائمة المحتويات List of Contents:

قائمة الأشكال List of Figures VI

قائمة المخططات List of Charts.....IX

قائمة الاختصارات List of Abbreviations X

الملخص Abstract.....1

الجزء التمهيدي Introductory Part 3

المقدمة Introduction 4

إشكالية البحث Problem 7

تساؤلات البحث Questions of Study.....9

فرضيات البحث Hypotheses of Study 9

هدف البحث Aim Of Study 10

أهمية البحث Importance Of Research.....10

مبررات البحث Research Justifications.....11

محدوديات البحث Research Limitations 12

الباب الأول: المراجعة النظرية Literature Review 13

1-1- الخلائط المعدنية Metal Alloys: 14

1-2- خلائط الكوبالت كروم: 16

1-3- التيتانيوم وخلائطه: 20

1-4- طرق التصميم والتصنيع بمساعدة الحاسوب (CAD-CAM) 22

1-5- المراجعة النظرية للخواص الميكانيكية المدروسة: 28

الدراسات السابقة Previous Studies 36

الجدول (1): جدول الدراسات السابقة مرتب حسب تاريخ النشر 46

الباب الثاني: منهج البحث وأدواته Research Methodology 51

2-1- عينة الدراسة Study Sample: 52

2-2- الأدوات والمواد المستعملة في هذا البحث:..... 55

2-3- الأجهزة المستعملة: 57

2-4- الطرائق: 60

2-5- الاختبارات الإحصائية Statistical Test:..... 70

الباب الثالث: النتائج Results 71

3-1- الدراسة الإحصائية: 72

3-1-1. القساوة الميكروية: 72

3-1-2. اختبار الانحناء ثلاثي النقاط: 74

الباب الرابع: المناقشة Discussion..... 82

4-1- مناقشة فكرة البحث: 83

4-2- الجديد في هذه الدراسة:..... 84

4-3- مناقشة المواد والطرائق: 86

4-4- مناقشة النتائج: 87

الباب الخامس: الاستنتاجات Conclusions..... 92

الباب السادس: المقترحات والتوصيات Suggestions & Recommendations 94

الباب السابع: المراجع References 97

الباب الثامن: ملاحق البحث Study Appendices 111

Abstract 114

قائمة الأشكال List of Figures

رقم الشكل	رقم الصفحة
الشكل (1) مخطط لعملية الصهر الانتقائي بالليزر SLM	25
الشكل (2) نماذج لهياكل معدنية لتيجان وجسور وأجهزة جزئية متحركة مصممة بواسطة برنامج CAD	26
الشكل (3) نماذج لهياكل معدنية لتيجان وجسور وأجهزة جزئية متحركة مصنعة بواسطة برنامج CAM	26
الشكل (4) يوضح العوامل المؤثرة على عملية SLM	27
الشكل (5) تصميم اختبار الانحناء ثلاثي النقاط	29
الشكل (6) صورة ترسيمية لمنحنى الإجهاد والانفعال	31
الشكل (7) صورة ترسيمية لانطباعات أدوات اختبارات القساوة المختلفة	35
الشكل (8) صورة ترسيمية لشكل وأبعاد قطعة اختبار الانحناء	54
الشكل (9) صورة ترسيمية لشكل وأبعاد قطعة اختبار القساوة	54
الشكل (10) مسحوق خليطة الكوبالت كروم	55
الشكل (11) مسحوق خليطة التيتانيوم	56
الشكل (12) طابعة الصهر الانتقائي بالليزر	58
الشكل (13) جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة	59
الشكل (14) جهاز اختبار قساوة فيكرز الميكروية	60
الشكل (15) العينات قبل الإنهاء؛ عينات أسطوانية لاختبار القساوة الميكروية، وأخرى على هيئة متوازي مستطيلات لاختبار الانحناء ثلاثي النقاط	62
الشكل (16) قطع التيتانيوم متوازية المستطيلات	63
الشكل (17) قطع التيتانيوم الأسطوانية	63
الشكل (18) قطع الكوبالت كروم متوازية المستطيلات	63
الشكل (19) قطع الكوبالت كروم الأسطوانية	63
الشكل (20) جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة، حيث وُضعت قطعة الاختبار على العمودين الداعمين	65
الشكل (21) قطع التيتانيوم منحنية دون حدوث كسر	66

الشكل (22) قطع الكوبالت كروم مكسورة باستثناء قطعتين	66
الشكل (23) رأس انغماس قساوة فيكرز الميكروية وهو يطبق الحمل على قطعة الاختبار	69
الشكل (24) أثر رأس انغماس قساوة فيكرز الميكروية	69

قائمة الجداول List of Tablets

رقم الجدول	رقم الصفحة
الجدول (1) جدول الدراسات السابقة حسب تاريخ النشر	46
الجدول (2) المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى للقساوة الميكروية في مجموعتي البحث	72
الجدول (3) نتائج اختبار T للعينات المستقة لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي القساوة الميكروية في مجموعتي البحث	74
الجدول (4) المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى للإجهاد في مجموعتي البحث	75
الجدول (5) نتائج اختبار Mann–Whitney U لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي الرتب لقيم الإجهاد بين مجموعتي البحث	76
الجدول (6) المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى للانفعال في مجموعتي البحث	76
الجدول (7) نتائج اختبار T لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي قيم الانفعال في مجموعتي البحث	78
الجدول (8) المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى لمعامل المرونة في مجموعتي البحث	79
الجدول (9) نتائج اختبار T لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي قيم معامل المرونة في مجموعتي البحث	80

قائمة المخططات List of Charts

رقم المخطط	رقم الصفحة
المخطط (1) مخطط مراحل إنجاز البحث	53
المخطط (2) المتوسطات الحسابية لقساوة فيكرز الميكروية في مجموعتي البحث	73
المخطط (3) المتوسطات الحسابية لقيم الإجهاد في مجموعتي البحث	75
المخطط (4) المتوسطات الحسابية لقيم الانفعال في مجموعتي البحث	77
المخطط (5) المتوسطات الحسابية لقيم معامل المرونة في مجموعتي البحث	79
المخطط (6) منحنى الإجهاد–الانفعال لإحدى عينات التيتانيوم	81
المخطط (7) منحنى الإجهاد–الانفعال لإحدى عينات الكوبالت كروم	81

List of Abbreviations قائمة الاختصارات

Ti–6Al–4V	Titanium-Aluminum-Vanadium Alloy (Grade 5)
Co-Cr	Cobalt-Chromium Alloy
SLM	Selective Laser Melting
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
SLS	Selective Laser Sintering
AM	Additive Manufacturing
CAD-CAM	Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
ISO	International Organization for Standardization
GPA	Gigapascal
MPA	Megapascal
VHN	Vickers Hardness Number

الملخص Abstract

تعد الخواص الميكانيكية للخلائط المعدنية المستخدمة في تصنيع هياكل الأجهزة السنية المتحركة من العوامل المهمة التي تؤثر على جودة وفعالية العوض المتحرك.

هدف البحث: يهدف هذا البحث إلى إجراء دراسة مخبرية مقارنة بين نماذج خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V) وخليطة الكوبالت كروم (Co–Cr)؛ المستخدمتين في هياكل الأجهزة السنية المتحركة والمحضَّرَتين بطريقة الصَّهر الانتقائي بالليزر (Selective Laser Melting – SLM)؛ وذلك في خاصيتي مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط، والقساوة الميكروية.

المواد والطرائق: تم تصنيع 32 قطعة، 20 قطعة لاختبار الانحناء ثلاثي النقاط، موزعة على خليطتي التيتانيوم (Ti–6Al–4V) والكوبالت كروم (Co–Cr) بالتساوي (10 قطع لكل مجموعة)، بأبعاد (0.5 × 3 × 25 مم) وفقاً لـ ISO 9693–1. كما تم تصنيع 12 قطعة لاختبار القساوة الميكروية موزعة على الخليطتين بالتساوي (6 قطع لكل مجموعة)، بقطر 10 مم وارتفاع 3 مم. تم تحليل البيانات باستخدام اختبارات إحصائية مناسبة بناءً على طبيعة التوزيع وتجانس التباين، شملت Welch's t–test، واختبار Mann–Whitney U. تم اعتماد مستوى الدلالة الإحصائية عند ($\alpha = 0.05$).

النتائج: لم يُلاحظ فرق ذو دلالة إحصائية في قيم الإجهاد بين المجموعتين ($P = 0.087$) باستخدام اختبار Mann–Whitney U. أما بالنسبة لمعامل المرونة، فقد أظهرت خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V)

قيماً أقل، مع انفعال أعلى، وقساوة ميكروية من نوع فيكرز Vickers أقل مقارنة بخليطة الكوبالت كروم (Co–Cr)، وكانت هذه الفروقات ذات دلالة إحصائية ($P < 0.05$) باستخدام اختبار Welch's t–test.

الاستنتاجات: ضمن حدود هذه الدراسة، نستنتج من نماذج البحث المحضرة بطريقة (SLM) أن خليطة الكوبالت كروم (Co–Cr) تمتلك قساوة فيكرز Vickers ميكروية أعلى من خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V)، وكل منهما تتمتعان بقيم إجهاد انحنائي متقاربة، في حين تمتلك خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V) قيم انفعال انحنائي أعلى ومعامل مرونة أقل من خليطة الكوبالت كروم (Co–Cr)؛ وبالتالي مرونة انحنائية أعلى وصلابة أقل. وبناءً على ذلك، يمكن القول إن مقاومة الانحناء تختلف بين الخليطتين؛ حيث تُظهر خليطة الكوبالت كروم (Co–Cr) سلوكاً انحنائياً أكثر صلابة، بينما تُظهر خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V) مرونة أعلى أثناء التحميل الانحنائي.

الكلمات المفتاحية: خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V)، خليطة الكوبالت كروم (Co–Cr)، الصهر الانتقائي بالليزر (SLM)، الانحناء ثلاثي النقاط، القساوة الميكروية.

الجزء التمهيدي

Introductory Part

المقدمة

Introduction

يؤثر فقدان الأسنان على الناحيتين الوظيفية والتجميلية لدى عدد كبير من المرضى في أنحاء العالم، الأمر الذي ينعكس سلباً على جودة الحياة المتعلقة بالصحة الفموية كقدرة المريض على المضغ والكلام ومهارات التواصل الاجتماعي (Sugio et al., 2022).

وهناك صنف آخر من المرضى لم يقتصر الفقد عندهم على الأسنان فحسب؛ بل ربما شمل بعض المناطق التشريحية في الفكين أو الوجه بدرجات متفاوتة (Carr & Brown, 2010)، إما نتيجة حدوث إصابات مكتسبة كالأورام أو الرضوض الشديدة، أو نتيجة وجود عيوب خلقية كشقوق الحنك (Taylor, 2000).

يمكن للغرسات السنية أن تكون بديلاً عن الأسنان المفقودة، حيث تساهم أيضاً في تقليل امتصاص العظم الناتج عن غياب الأسنان (Misch, 2004). إلا أن الغرسات السنية قد لا تكون خياراً مناسباً بالنسبة للمرضى ذوي الدخل المنخفض (Sugio et al., 2022)، وكذلك الأمر بالنسبة للمرضى الذين لديهم موانع صحية تزيد من خطورة إجراء العمليات الجراحية وإمكان حدوث فشل الغرسات (Kullar & Miller, 2019)، كما أن وضع الغرسات قد يكون أمراً معقداً نتيجة قلة المناطق العظمية المتاحة للطبيب، إضافة لاحتمال تقيده بمدة زمنية محددة للمعالجة، أو وجود حركة سريرية متقدمة للأسنان المجاورة، أو خوف المريض وعدم تقبله النفسي للخضوع للعمل الجراحي (Misch, 2004).

لأجل ذلك لاتزال التعويضات المتحركة بأنواعها تُستخدم بصورة واسعة النطاق، الأمر الذي يستدعي الاهتمام بتطويرها وجعلها أكثر دقة، وأخف وزناً، وأفضل من حيث الثبات والاستقرار والدعم، وتؤمن مستوى جيد من الراحة للمريض، وتتمتع بمظهر مقبول اجتماعياً، وكلفة مناسبة (Carr & Brown, 2010).

تشكل الهياكل المعدنية الأساس الذي يُبنى عليه العوض المتحرك، لذا يتعين على الطبيب الأخذ بالحسبان الطريقة التي يُحضَّر بها الهيكل المعدني ونوع المعدن المستخدم لتأثيرهما على جودة وفعالية العوض. كما يقع على عاتقه تقدير جميع العوامل المتعلقة بالنتائج المرجوة، والنظر في المشاكل المعنيَّة، ومقارنة الخصائص المختلفة للمواد، ومن ثم يتخذ القرار الذي يوفر أفضل خدمة ممكنة للمريض (Carr & Brown, 2010).

ثمة عدة طرائق لصنع الهياكل المعدنية، منها طريقة الصب التقليدية أو ما يُعرف بطريقة الشمع الضائع (Lost Wax Technique)، التي كانت من أولى الطرائق، غير أنها محفوفة بالمشاكل والصعوبات، فهي غير قادرة على إنتاج تعويضات معقدة الشكل بصورة مثالية، ويوجد صعوبة في صب الخلائط المعدنية بسبب الأكسدة ودرجة الانصهار العالية، بالإضافة إلى ذلك حدوث تغيرات لأبعاد الهياكل المعدنية نتيجة التقلص الحراري أثناء التبريد، كما أن إجراءات الإنهاء والتلميع أكثر صعوبة وتستغرق وقتاً أكبر، وتتضمن عملية الصب مراحل متتالية تحول دون الحصول على الدقة اللازمة، وتؤدي إلى ظهور عيوب كالمسامية، والالتواء، والحواف المعيبة (Çelik & Balkaya, 2023).

وبشكل خاص يعد صب التيتانيوم عملية صعبة للغاية، حيث يميل التيتانيوم المنصهر إلى التفاعل مع الأكسجين بسرعة، وبذلك يصبح معدن صعب الصب، كما أن درجة انصهاره عالية، ويتفاعل مع مكونات المسحوق الكاسي، لذلك تستخدم أفران خاصة لصهره وصبه بعيداً عن الهواء، وغالباً ما يكون بوجود غاز

الآرغون وباستخدام مسحوق كاسي خاص يحوي على أكاسيد لا يستطيع التيتانيوم من التفاعل معها وتفكيكها (البني & سايس، 2010–2011).

هناك طرائق حديثة أخرى تعمل وفق نظام التصميم والتصنيع بمساعدة الحاسوب (Computer–Aided Design and Computer–Aided Manufacturing – CAD–CAM)، كطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (Selective Laser Melting – SLM)، التي أثبتت نجاحها وكفاءتها العالية (Çelik & Balkaya, 2023)، وسرعتها الفائقة وقدرتها على إنتاج هياكل معقدة الشكل ذات خواص ميكانيكية فريدة متفوقة على نظيرتها التقليدية (Gunasekaran, Sevvel, & John Solomon, 2021).

أما بالنسبة للمعادن المستخدمة في صنع هذه الهياكل فالخيارات المتاحة عديدة، لكل منها مزايا وعيوب وخواص محددة، ويشترط فيها أن تكون مناسبة للاستخدام في مجال طب الأسنان. يؤدي البحث والتطوير المستمر إلى إنتاج تقنيات ومعادن جديدة، تجعل الخيارات المتاحة أكبر، ومع ذلك هناك حاجة إلى مزيد من الدراسات على الخلائط المعدنية لفهم خواصها بشكل أفضل (de Matos et al., 2021).

تعد خليطة الكوبالت كروم من الخلائط الأكثر شيوعاً في مجالي التعويضات السنية الثابتة والمتحركة (Ghadhban & Hasan, 2022)، يقابلها التيتانيوم وخلائطه التي شاع استخدامها في مجالي التعويضات الوجهية الفكية والغرسات، أو بعبارة أخرى يعد التيتانيوم الخليطة الأكثر استخداماً في المجالات الطبية داخل أنسجة الجسم الصلبة والرخوة (Riviș et al., 2020)، في حين مازال شيوعه أقل في التطبيقات السنية كهياكل التيجان والجسور والأجهزة السنية المتحركة، ويكمن السبب في ذلك غلاء ثمنه، ليس لندرته في الطبيعة؛ فهو رابع معدن وفرة في الأرض؛ بل بسبب التعقيدات المخبرية في تحضيره

(Jorge et al., 2013). بالمقابل يتمتع التيتانيوم بوزن ذري خفيف جداً يعادل نصف وزن المعادن الأخرى غير الثمينة التي من ضمنها الكوبالت كروم (Jang, Youn, & Kim, 2001) وهو أمر ذو أهمية مع الهياكل التي تغطي كامل قبة الحنك أو تلك الأجهزة التي نحتاج فيها التغلب على تأثير الجاذبية الأرضية (Carr & Brown, 2010)، إضافة لكونه يتمتع بمرونة عالية تسمح بوضع المثبتات المباشرة في مناطق تثبيت أعمق من تلك الموصى بها لمثبتات الكوبالت كروم؛ وبالتالي تحقيق ناحية تجميلية وصحة حول سنية أفضل (Bridgemana, Marker, Hummel, Benson, & Pace, 1997)، وقد يكون بديلاً للمرضى ذوي الحساسية تجاه الكوبالت كروم (Canay, Hersek, Culha, & Bilgic, 1998)، لأجل ذلك تستحق هذه الميزات أن تجعلنا نفكر بتوسيع نطاق استخدام التيتانيوم في تطبيقات طب الأسنان، وإعطائه مزيداً من البحث والاهتمام؛ خاصة أن الدراسات حول خواصه لا تزال قليلة، وتعده من المعادن الواعدة في مستقبل طب الأسنان.

إشكالية البحث Problem

يعاني بعض المرضى من زيادة وزن هياكل أجهزتهم السنية المتحركة. أو من ردود الفعل التحسسية تجاه خليطة الكوبالت كروم التي يُصنع منها الهيكل المعدني (Canay et al., 1998)، أو من سوء الناحية التجميلية نتيجة ظهور المثبتات المباشرة أثناء الابتسام، أو من حدوث ضرر على النسج حول السنية نتيجة التأثير الرضي للمثبتات المباشرة على الدعامات السنية أثناء الإدخال والإخراج (Bridgemana et al., 1997)، أو من انكسار المثبتات المباشرة أو تعرضها للتشوه الدائم (Bridgeport, Brantley, & Herman, 1993). أمام هذه السلبيات؛ لابد من اختيار خليطة بديلة يمكن الاعتماد عليها كي تعوض عن

تلك الثغرات الموجودة في خليطة الكوبالت كروم، ولا يعني ذلك إلغاء استخدام هذه الخليطة؛ لكن المراد اختيار بديل عنها في الحالات التي تستدعي ذلك.

يتمتع التيتانيوم وخلائطه بمزايا عديدة، ولكنه لا يستخدم على نطاق واسع في هياكل الأجهزة السنية المتحركة بسبب غلاء ثمنه الناتج عن تعقيدات تحضيره المخبرية (Jorge et al., 2013)، ويحتاج مزيداً من الدراسات خاصة أنه يعد من المعادن الواعدة في مستقبل طب الأسنان (Carr & Brown, 2010).

تعد صناعة الهياكل المعدنية جزءاً أساسياً من التعويضات السنية المتحركة، وقد تم استخدام عدة طرق لتحقيق ذلك، من أبرزها طريقة الشمع الضائع Lost Wax Technique، على الرغم من تاريخها الطويل؛ تواجه هذه الطريقة تحديات تقنية عند إنتاج تعويضات معقدة الشكل، مثل صعوبة صب الخلائط المعدنية عالية الانصهار، والتقلص الحراري أثناء التبريد، وصعوبة إجراءات الإنهاء والتلميع، إلى جانب ظهور عيوب مثل الالتواء والمسامية والحواف المعيبة (Çelik & Balkaya, 2023).

ويُعد صب سبائك التيتانيوم أكثر تعقيداً، نظراً لتفاعله السريع مع الأكسجين وارتفاع درجة انصهاره، مما يستدعي استخدام أفران خاصة وغاز آرغون ومساحيق كاسية مقاومة للتفاعل (البني & سايس، 2010–2011).

فكان البديل هو اعتماد طريقة حديثة تعمل وفق نظام (CAD–CAM) كطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM) التي أثبتت نجاحها وكفاءتها العالية وأهمية اتخاذها كخيار بديل عن الطريقة التقليدية (Çelik & Balkaya, 2023).

تساؤلات البحث Questions of Study

1. هل ثمة فرق مهم في مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط بين خليطتي التيتانيوم (Ti–6Al–4V) والكوبالت كروم (Co–Cr) المحضرتين بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM)؟

2. هل ثمة فرق مهم في القساوة الميكروية بين خليطتي التيتانيوم (Ti–6Al–4V) والكوبالت كروم (Co–Cr) المحضرتين بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM)؟

فرضيات البحث Hypotheses of Study

فرضية العدم Null Hypotheses:

- لا يوجد فرق بين نماذج خليطتي التيتانيوم (Ti–6Al–4V) والكوبالت كروم (Co–Cr) المحضَّرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM) في مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط.
- لا يوجد فرق بين نماذج خليطتي التيتانيوم(Ti–6Al–4V) والكوبالت كروم (Co–Cr) المحضَّرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM) في القساوة الميكروية.

الفرضية البديلة Alternative Hypotheses:

- يوجد فرق بين نماذج خليطتي التيتانيوم (Ti–6Al–4V) والكوبالت كروم (Co–Cr) المحضَّرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM) في مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط.
- يوجد فرق بين نماذج خليطتي التيتانيوم (Ti–6Al–4V) والكوبالت كروم (Co–Cr) المحضَّرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM) في القساوة الميكروية.

هدف البحث Aim Of Study

يهدف هذا البحث إلى إجراء دراسة مخبرية مقارنة بين نماذج خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V) وخليطة الكوبالت كروم (Co–Cr) المستخدمتين في هياكل الأجهزة السنية المتحركة والمحضَّرَتين بطريقة الصَّهر الانتقائي بالليزر (SLM) في كل مما يلي:

1. مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط.
2. القساوة الميكروية.

أهمية البحث Importance Of Research

تكمن أهمية البحث في الاعتماد على طريقة حديثة وهي طريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM) كبديل عن طريقة الصب التقليدية ذات المشكلات الفنية والصعوبات التطبيقية (Çelik & Balkaya, 2023)، واقتراح خليطة التيتانيوم (Ti–6Al–4V) لصنع هياكل الأجهزة السنية المتحركة بديلاً عن خليطة الكوبالت كروم (Co–Cr) في الحالات التي تستدعي ذلك.

تم في هذا البحث تقييم مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط والقساوة الميكروية لنماذج مصنوعة من هاتين الخليطتين بطريقة (SLM)؛ لمعرفة ما إن كان هناك فروقات ذات دلالة إحصائية بينهما، حيث لم تُجرَ مثل هذه المقارنة في دراسة سابقة. ومن هنا تأتي أهمية البحث؛ حيث يسد فجوة علمية ويساهم في تحسين معايير اختيار الخلائط المستخدمة في تطبيقات التعويضات السنية.

- **الأهمية السريرية لاختبار الانحناء:**

يجب أن يتمتع الهيكل المعدني بمقاومة انحناء تحت تأثير القوى الإطباقية المختلفة، وأن تسمح المثبتات المباشرة بحنيها وتعديلها دون الخوف من تعرضها للكسر (البني & سايس، 2010–2011).

- **الأهمية السريرية لاختبار القساوة:**

يجب أن تكون قساوة الخليطة المستخدمة في هياكل الأجهزة السنية المتحركة جيدة بما يكفي لمقاومة الخدش ومنع تراكم اللويحة الجرثومية (البني & سايس، 2010–2011). من جهة أخرى هناك سلبيات للقساوة العالية، حيث تسبب اهتراء للسطوح العمودية للدعامات السنية أثناء إدخال الجهاز وإخراجه وحركاته المختلفة أثناء الوظيفة، أو قد تسبب المهاميز سحلاً في الأسنان والتعويضات المقابلة (Carr & Brown, 2010)، بالإضافة إلى ذلك كلما كانت الخليطة أكثر قساوة ازدادت صعوبة إجراء التعديلات وكذلك عمليات الإنهاء والصقل (البني & سايس، 2010–2011).

مبررات البحث Research Justifications

يتمتع التيتانيوم وخلائطه بوزن ذري خفيف جداً يعادل نصف وزن المعادن الأخرى غير الثمينة التي من ضمنها الكوبالت كروم (Jang et al., 2001)، وهو أمر ذو أهمية مع الهياكل التي تغطي كامل قبة الحنك أو تلك الأجهزة التي نحتاج فيها التغلب على تأثير الجاذبية الأرضية (Carr & Brown, 2010)، إضافة لكونه يتمتع بمرونة عالية تسمح بوضع المثبتات المباشرة في مناطق تثبيت أعمق من تلك الموصى بها لمثبتات الكوبالت كروم؛ وبالتالي تحقيق ناحية تجميلية وصحة حول سنية أفضل (Bridgemana et al., 1997)، وقد يكون بديلاً للمرضى ذوي الحساسية تجاه الكوبالت كروم (Canay et al., 1998)،

لأجل هذه الميزات يحتاج التيتانيوم مزيداً من الدراسات حول خواصه، ومقارنتها مع خواص خليطة الكوبالت كروم، ومعرفة ما إن كان هناك فروقات مهمة بين الخليطتين. وبالتالي مساعدة الطبيب على اختيار المعدن الأفضل والأنسب للمرضى.

ثمة عدة طرائق لصنع الهياكل المعدنية، منها طريقة الصب التقليدية التي كانت من أولى الطرائق، غير أنها محفوفة بالمشاكل والصعوبات. فكان البديل هو اعتماد طريقة حديثة تعمل وفق نظام (CAD–CAM) كطريقة الصهر الانتقائي بالليزر (SLM)، التي أثبتت نجاحها وكفاءتها العالية (Çelik & Balkaya, 2023)، وسرعتها الفائقة وقدرتها على إنتاج هياكل معقدة الشكل ذات خواص ميكانيكية فريدة متفوقة على نظيرتها التقليدية (Gunasekaran, Sevvel, & John Solomon, 2021).

محدوديات البحث Research Limitations

من المحدوديات التي تواجه الدراسة الحالية أنّها أُجريت على عينات مخبرية فقط، من دون توفر نتائج سريرية توضح سلوك هذه العينات تحت تأثير مختلف القوى الإطباقية والعوامل التي قد تسبب تشوّهات موضعية على أسطح الهياكل المعدنية، كما أن اختبار الانحناء الذي أُجري في الدراسة يحاول محاكاة الانحناء الناتج عن تعديلات الطبيب أو القوى الإطباقية؛ إلا أنه لا يعكس تماماً الظروف السريرية الفعلية.

الباب الأول:

المراجعة النظرية

Literature Review

المراجعة النظرية

Literature Review

1-1- الخلائط المعدنية Metal Alloys:

لا تتوافق خواص المعادن الصرفة في أغلب الأحيان مع متطلبات استخدامها في مجال الصناعة وحتى في مجال طب الأسنان، لذلك غالباً ما تُستعمل خلائط هذه المعادن بدلاً منها (البني & سايس، 2010-2011).

تُعرف الخليطة على أنها مادة ناتجة من مزج عنصرين أو أكثر مع بعضهما في الحالة السائلة (أي بصهرهما معاً أو بصبهما في الحالة المصهورة) أو بصهر أحدهما وإذابة الآخر فيه بحالته الطبيعية (الصلبة)، أو إدخال عناصر لا معدنية (كربون، سيلسيوم، فوسفور) بنسب ضئيلة جداً في معدن ما (البني & سايس، 2010-2011).

1-1-1. الخلائط المعدنية السنية:

إن استخدام الخلائط المعدنية في مجال طب الأسنان واسع ومتنوع، فهي تستخدم لصنع التعويضات الثابتة والمتحركة ولصنع صفائح وأسلاك معدنية بالإضافة إلى استخدامها كتعويضات فكية وغرسات سنية (البني & سايس، 2010-2011).

سيطرت خلائط الذهب على استخدام المعادن في طب الأسنان قبل تحرير أسعار الذهب في السوق المفتوحة في أواخر الستينات. وخلال العقود الثلاثة التالية، تم تقديم العديد من الخلائط كبدائل لخلائط الذهب تأثراً بالعوامل الاقتصادية وأيضاً بسبب الحاجة إلى تحسين الخواص الفيزيائية والميكانيكية (Givan,

2007)، فخلائط الذهب لها مشكلتان رئيستان: الأولى هي كلفتها المرتفعة والثانية هي كثافتها العالية التي تجعلها ذات وزن ثقيل أكبر من وزن الخلائط الأخرى (البني & سايس، 2010–2011).

1–1–2. خواص الخلائط:

تستخدم الخلائط بوجه عام لوجود بعض الخواص الميكانيكية والفيزيائية فيها وتعذرها في بعض المعادن، وأهم هذه الخواص:

1. تتصف الخلائط بالقساوة والصلابة، وهي أكثر صلابة وقساوة من المعادن المكونة لها.
2. الخلائط أقل لدونة وأقل قابلية للسحب من المعادن المؤلفة لها.
3. الخلائط أكثر قابلية للانصهار من المعادن المكونة للخليطة.
4. الخلائط أقل ناقلية كهربائية وحرارية من المعادن المكونة لها.
5. إن معامل التمدد الحراري للخلائط معامل ضعيف بالمقارنة مع معاملات التمدد الحراري للمعادن المؤلفة لها.
6. تتصف الخلائط بالخواص الكيميائية نفسها التي للمعادن المكونة لها، وتتمتع بمقاومة أعلى من مقاومة المعادن المؤلفة تجاه فعل الأكسدة وتأثير عوامل التآكل (البني & سايس، 2010–2011).

1–1–3. تصنيف الخلائط:

تصنف الخلائط حسب عدد المعادن الداخلة في تركيبها إلى خلائط ثنائية (المكونة من معدنين) وخلائط ثلاثية (المكونة من ثلاثة معادن) وخلائط رباعية ... وخلائط متعددة المعادن (البني & سايس، 2010–2011).

وتصنف حسب النبالة (ADA عام 1984) إلى:

- **خلائط عالية النبالة High Noble Alloys** (تعرف تجارياً بخلائط الذهب) لكونها تحتوي على 40% أو أكثر من وزن الخليطة الإجمال ذهب وعلى 60% أو أكثر من وزن الخليطة معادن نبيلة أخرى.
- **خلائط نبيلة Noble Alloys** (تشير تجارياً إلى خلائط البلاديوم).
- **خلائط قاعدية Base Metal Alloys** وكأمثلة عليها:

خلائط نيكل – كروم

خلائط كوبالت – كروم

التيتانيوم الصرف (النقي التجاري)

خلائط تيتانيوم – ألمينيوم – فاناديوم (البني & سايس، 2010–2011).

وفي عام 2003، قام مجلس الشؤون العلمية بمراجعة التصنيف لإدراج التيتانيوم في فئة منفصلة بسبب استخدامه على نطاق واسع وخواصه المشابهة للخلائط النبيلة (Givan, 2007).

1-2- خلائط الكوبالت كروم:

كانت خلائط الكوبالت كروم من أوائل خلائط المعادن القاعدية التي استخدمت لصنع هياكل الأجهزة السنية المتحركة، تتوفر تجارياً منذ عام 1920م، تملك مقاومة عالية للتآكل بالتأكسد. وتستخدم في تطبيقات التيجان والجسور وهياكل الأجهزة السنية المتحركة ووصلات العارضة (البني & سايس، 2010–2011).

1-2-1. التركيب الكيميائي لخليطة الكوبالت كروم (المحضرة بطريقة الصب التقليدية):

- كوبالت 35 إلى 65 %

- كروم 23 إلى 30%
- نيكل 0 إلى 20 %
- مولبدين 0 إلى 7 %
- حديد 0 إلى 5 %
- كربون يصل إلى 0.4%
- تنغستين ومنغنيز وسيليكون وبلاتينيوم بكميات ضئيلة (البني & سايس، 2010–2011).

1-2-2. وظائف عناصر الخليطة:

الكوبالت Cobalt

يمنح القساوة والصلابة للخليطة، ويملك درجة انصهار عالية (البني & سايس، 2010–2011).

الكروم Chromium

له تأثير في تشكل طبقة أكسيد على سطح الخليطة، وهذا يضمن مقاومتها للتآكل بالتأكسد، ويقلل من درجة الانصهار (البني & سايس، 2010–2011)، حيث يمنح وجوده بنسبة تفوق 25% صفات ميكانيكية وحيوية جيدة ومقاومة تآكل عالية (Lucchetti et al., 2015)، يجب ألا تزيد نسبة الكروم عن 30% من وزن الخليطة حتى لا يتسبب ذلك في زيادة الخواص الميكانيكية وبالتالي تصبح عندها الخليطة قصفة قابلة للكسر (البني & سايس، 2010–2011).

النيكل Nichel

ينقص المقاومة والقساوة وعامل التمدد الحراري ودرجة الانصهار، ويزيد من قابلية الخليطة للسحب والتطريق (البني & سايس، 2010–2011).

المولبدين أو التنغستين Molybdenum or Tungsten

للمولبدين والتنغستين تأثير على قساوة الخليطة، يفضل المولبدين لأنه يقلل من قابلية السحب والتطريق بمستوى أقل من التنغستين، كما أن التنغستين يعطي بلورات الخليطة حجماً أصغر (البني & سايس، 2010-2011).

حديد، نحاس، بريليوم Iron, Copper. Beryllium

هي مواد تؤدي إلى زيادة قساوة الخليطة، بالإضافة إلى ذلك فإن البريليوم يقلل من درجة الانصهار ويعطي للبلورات حجماً أنعم وأدق (البني & سايس، 2010-2011).

المنغنيز والسيليكون Manganese and Silicon

يقوم المنغنيز والسليليكون بإزالة الأكسيد الأولي الذي يتشكل في الخليطة لحماية بقية العناصر من التأكسد أثناء عملية الصهر. وهما عناصر تؤدي إلى زيادة قساوة الخليطة (البني & سايس، 2010-2011).

الكربون Carbon

إن كمية الكربون حرجة ودقيقة جداً، حيث تملك الكميات القليلة منه تأثيراً واضحاً على القساوة وقابلية السحب والتطريق، في حين تؤدي زيادة كمية الكربون إلى زيادة كبيرة في القساوة لدرجة تصبح معها الخليطة قصفة، لذلك من الضروري جداً مراقبة كمية الكربون في الخليطة (البني & سايس، 2010-2011).

الكثافة

كثافة خلائط كوبالت–كروم من 8 إلى 9 غ/سم^3، وهي بمقدار نصف كثافة خلائط الذهب (البني & سايس، 2010–2011).

حد المرونة

تبلغ حوالي 225 Gpa أي تملك صلابة أعلى بمقدار ضعف خلائط الذهب، لذلك يمكن صنع تعويضات من خلائط كوبالت–كروم أقل ثخانة وبالتالي أكثر راحة للمريض، وأخف وزناً، وأكثر ثباتاً في الفم، وهذا هام عند تصنيع منطقة قبة الحنك للهيكل المعدني، تحمي الصلابة العالية الهيكل من الانحناء تحت تأثير القوى الإطباقية (البني & سايس، 2010–2011).

القساوة

خلائط الكوبالت أقسى بمقدار 50% من خلائط الذهب، وهذا يصعب من قص وصقل وإنهاء هذه الخلائط، لذلك تحتاج إلى أدوات قطع خاصة قاسية وعالية السرعة (البني & سايس، 2010–2011).

درجة الانصهار

درجة انصهار هذه الخلائط تتراوح من 1250 إلى 1480 م° أعلى من خلائط الذهب (البني & سايس، 2010–2011).

الكمود ومقاومة التآكل بالتأكسد

تشكل طبقة أكسيد الكروم على سطح هذه الخليطة، يحميها من أي تأكسد تالٍ أو فقدان بريقها في الوسط الفموي، وهذا يدعى بالتأثير السلبي Passivating Effect (البني & سايس، 2010–2011).

1-3- التيتانيوم وخلائطه:

التيتانيوم عنصر كيميائي يمثله الرمز Ti، وعدده الذري 22 (وهو ما يمثل 22 بروتوناً و 22 إلكتروناً)، كتلته الذرية تساوي 47.90 u. وهو معدن خفيف، قوي، لامع، مقاوم للتآكل، وصلب في درجة حرارة الغرفة (Jorge et al., 2013).

التيتانيوم كمعدن لا يوجد حراً في الطبيعة، وهو رابع أكثر المعادن وفرة في الأرض، يسبقه الألمنيوم والحديد والمغنيسيوم، وهو موجود في معظم الصخور النارية والرواسب المشتقة من هذه الصخور. وتقدر احتياطيات التيتانيوم العالمية بـ 300 مليون طن، وأهمها موجود في أستراليا والدول الاسكندنافية والولايات المتحدة وكندا وفنلندا وماليزيا (Jorge et al., 2013).

يوفر التيتانيوم وخلائطه خواصاً مميزة مثل التوافق الحيوي العالي جداً، والكثافة المنخفضة المماثلة لكثافة العظام، ومعامل المرونة المنخفض (مرونة عالية)، والمقاومة الجيدة للتعب والتآكل. يوجد خمس درجات تم تحديدها وفقاً لمعايير American Society of Testing and Materials (ASTM) من 1 إلى 5. تشير الدرجات من 1 إلى 4 إلى التيتانيوم النقي التجاري cp-Ti لكن بدرجات مختلفة من النقاء. حيث إن الدرجة 1 هي الأكثر نقاء، وبشكل عام كلما ازدادت نسبة الحديد والأكسجين المندخلة فيه ازدادت الصلابة ونقصت المرونة (Agapovichev, Kokareva, Smelov, & Sotov, 2016).

تعد الدرجة 5 (Grade 5) خليطة مكونة من التيتانيوم مع 6% ألمنيوم و4% فاناديوم Ti-6Al-4V وهي الأقوى والأفضل في خواصها الميكانيكية والفيزيائية بالمقارنة مع التيتانيوم النقي التجاري (Agapovichev et al., 2016).

وتستخدم في تطبيقات التيجان والجسور وهياكل الأجهزة السنية المتحركة ووصلات العارضة وبالطبع في صنع الغرسات السنية (البني & سايس، 2010-2011).

الكثافة

هو معدن خفيف حيث تبلغ كثافته 4.1 غ/سم^3، وهي بمقدار نصف كثافة كوبالت–كروم وربع كثافة الذهب (البني & سايس، 2010–2011).

حد المرونة

تبلغ حوالي 110 GPa أي تملك صلابة أقل بمقدار النصف من خلائط المعادن القاعدية، وصلابته كافية بالنسبة لأغلب الاستخدامات السنية (البني & سايس، 2010–2011).

درجة الانصهار

درجة انصهار التيتانيوم عالية جداً 1668 م° ويحتاج إلى أجهزة خاصة لصبه (البني & سايس، 2010–2011).

الكمود ومقاومة التآكل بالتأكسد

يملك التيتانيوم إمكانية تشكيل طبقة سلبية بشكل ذاتي Self–Passivate، حيث يشكل طبقة أكسيد على سطحه تحميه من تأكسد لاحق (البني & سايس، 2010–2011).

1–3–1. عيوب صب التيتانيوم:

صب التيتانيوم عملية صعبة للغاية، حيث يميل التيتانيوم المنصهر إلى التفاعل مع الأكسجين بسرعة، وبذلك يصبح معدن صعب الصب، كما أن درجة انصهاره عالية، ويتفاعل مع مكونات المسحوق الكاسي، لذلك تستخدم أفران خاصة لصهره وصبه بعيداً عن الهواء، وغالباً ما يكون بوجود غاز الآرغون وباستخدام

مسحوق كاسي خاص يحوي على أكاسيد لا يستطيع التيتانيوم من التفاعل معها وتفكيكها (البني & سايس، 2010-2011).

للتيتانيوم الصرف بلورات ذات شكل موشور سداسي يعرف هذا الترتيب البلوري بطور α، ويظهر هذا الطور في حال تعرض التيتانيوم إلى درجة حرارة عالية وصولاً لدرجة حرارة انتقالية 883 م°، عندها يتحول الشكل البلوري للتيتانيوم إلى شكل مكعب متمركز السطوح ويدعى بطور β. إن تيتانيوم طور β أقوى من طور α، ولكنه أقل قابلية للسحب والتطريق من تيتانيوم طور α، وهكذا للحصول على خواص ميكانيكية محددة يجب السيطرة على معدل تبريد المعدن وزمن وحرارة المعالجة الحرارية (البني & سايس، 2010-2011).

يفيد خلط المعادن الأخرى مع التيتانيوم في تخفيض درجة حرارة الانصهار والصب، وتساعد في ثبات أو تحديد الطور إما طور α أو طور β (البني & سايس، 2010-2011).

1-4- طرق التصميم والتصنيع بمساعدة الحاسوب (CAD-CAM)

قُدم التصميم والتصنيع بمساعدة الحاسوب CAD-CAM لأول مرة في مجال طب الأسنان في السبعينات من قبل ديوريت وبريستون، و انتشرت في أيامنا بشكل جيد في معظم المخابر لتصنيع مختلف التعويضات السنية (Alharbi, Wismeijer, & Osman, 2017)، تتكون جميع أنظمة CAD-CAM من الناحية الفنية من ثلاث مراحل: جمع البيانات، وتصميم التعويضات CAD، وإنتاج تلك التعويضات CAM. يتم جمع البيانات عن طريق مسح النماذج التي يتم الحصول عليها مباشرة من فم المريض، أو من الطبعات المأخوذة. ثم يتم تصميم العوض على هذه النماذج بواسطة برنامج CAD، وبعدها يتم نقل التصميم إلى الجهاز الذي سيقوم بإنتاجه بواسطة برنامج CAM. يتم تحليل الأنظمة وفق إحدى الطريقتين: طريقة التصنيع الطرحي أو طريقة التصنيع الإضافي (Çelik & Balkaya, 2023).

- **طريقة التصنيع الطرحي Subtractive Manufacturing Method**

طريقة التصنيع الطرحي تستخدم أجهزة النحت لإنتاج الهياكل أو التعويضات المصممة بواسطة برنامج CAD، حيث تتم معالجة ملف التصميم ثم إنتاجه عن طريق نحت القوالب الصلبة الجاهزة. يمكن للعديد من المواد أن تتم معالجتها بهذه الطريقة مثل: قوالب السيراميك، والبولي ميثيل ميثاكريلات (PMMA)، والبولي إيثر إيثر كيتون (PEEK)، وخلائط كوبالت–كروم، والتيتانيوم (Çelik & Balkaya, 2023).

مزايا هذه الطريقة هي سرعة الإنتاج وقلة الأخطاء بالمقارنة مع طريقة الصب التقليدية. بالمقابل لها عيوب كهدر المواد المتبقية من عملية النحت، واهتراء السنابل والحاجة المستمرة لتجديدها خاصة عند نحت القوالب المعدنية، وقدرتها المحدودة على إنتاج أشكل معقدة (Çelik & Balkaya, 2023).

- **طرق التصنيع الإضافي (Additive Manufacturing Methods - AM)**

تعتمد طرق التصنيع الإضافي (AM) على طابعات ثلاثية الأبعاد (3D Printers) تقوم بإنتاج الهياكل أو التعويضات المصممة بواسطة الـ CAD بشكل طبقات، يمكن للعديد من المواد أن تتم معالجتها بهذه الطرق مثل: الشمع، البلاستيك، النايلون، السيراميك، الراتنج، وخلائط الكوبالت كروم، والتيتانيوم (Çelik & Balkaya, 2023).

مزايا هذه الطرق هي سرعة الإنتاج وقلة الأخطاء بالمقارنة مع طريقة الصب التقليدية. ولها مزايا تتفوق فيها على طريقة النحت؛ كعدم هدر المواد وعدم الحاجة إلى استخدام سنابل وتجديدها كل فترة (اقتصادية أكثر)، وقدرتها الفائقة على إنتاج أشكال معقدة، إضافة لإعطاء تفاصيل دقيقة ذات حجم أصغر من سنبلة النحت (Alharbi et al., 2017).

تشير الدراسات الحديثة إلى ازدياد استخدام طريقة (AM) في نواحي متعددة في طب الأسنان مثل: الأمثلة السنية Dental Models، والدلائل الجراحية Surgical Guides، والأجهزة الإطباقية Occlusal Devices، والتعويضات المتحركة السنية الكاملة والجزئية، والهياكل المعدنية للتعويضات المتحركة والثابتة (Alharbi et al., 2017).

إن طرق التصنيع بالإضافة (AM) الأكثر استخداماً هي:

1- التجسيم ثلاثي الأبعاد (Stereolithography – SLA)

2- المعالجة بالضوء الرقمي (Digital Light Processing – DLP)

3- التلبيد الانتقائي بالليزر – الصهر الانتقائي بالليزر – التلبيد المباشر للمعدن بالليزر (Selective Laser Sintering/Melting/Direct Metal Laser Sintering – SLS/SLM/DMLS)

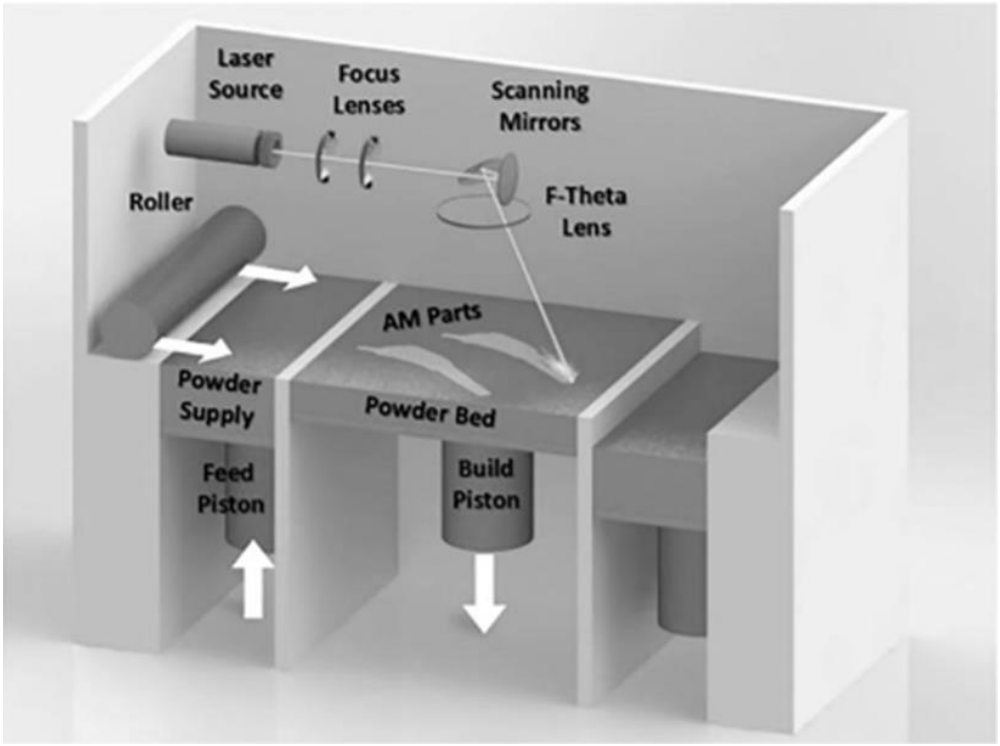
4- القولبة بالترسيب المباشر (Direct Deposition Molding/Jetting) (Alharbi et al., 2017).

1-4-1. تقنية (SLS/SLM/DMLS):

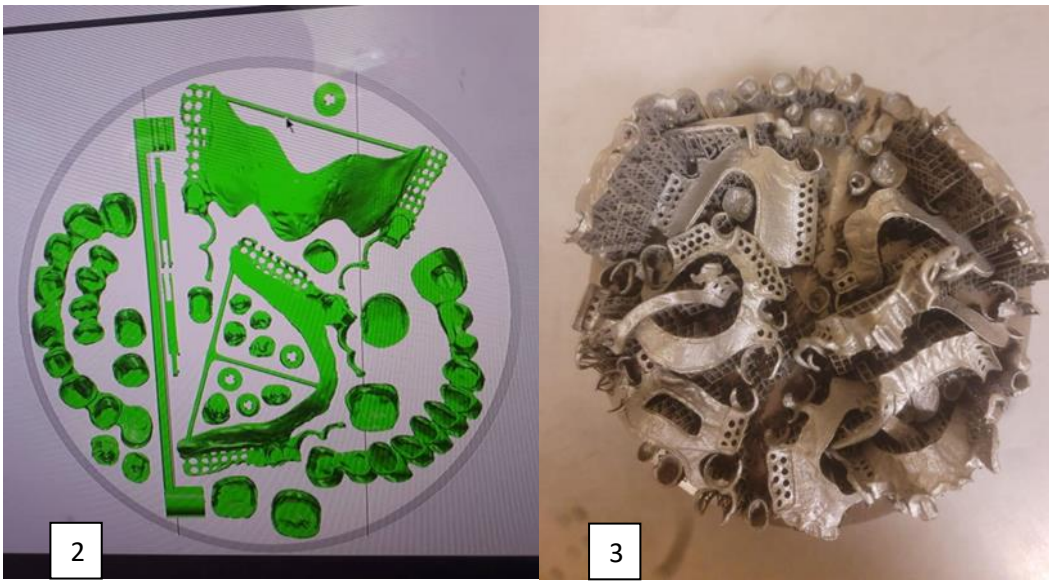
في تقنيتي (SLS/DMLS) يتم بناء الطبقات بالتتالي عن طريق دمج جزيئات المسحوق باستعمال حزمة من ليزر ثاني أكسيد الكربون الذي يتتبع مساراً على سرير من المسحوق بناء على التصميم المحوسب المطلوب. في كل طبقة يقوم الليزر برفع درجة الحرارة إلى نقطة الانصهار والذي يسبب دمج جزيئات المسحوق ويتم تكرار العملية حتى يتم صنع الشكل المطلوب. أما تقنية (SLM) تقوم بإذابة المسحوق بدلاً من تلبيده (Alharbi et al., 2017).

1-4-2. تقنية الصهر الانتقائي بالليزر (SLM):

تعد تقنية الصهر الانتقائي بالليزر (SLM) تقنية حديثة نسبياً، طُوّرت في عام 1995 على يد علماء ألمان (Tian, 2021). مبدأ عمل نظام SLM مشابه جداً لنظام SLS. ومع ذلك، فهو يختلف من حيث قوة شعاع الليزر المستخدم وطريقة دمج جزيئات المسحوق بعضها ببعض. في نظام SLM، يوجد نظام ليزر عالي الطاقة يستخدم لإذابة الجزيئات تماماً، لأجل ذلك هناك حاجة أكبر لجو مشبع بالنتروجين أو الآرغون لمنع الأكسدة في نظام SLM (Çelik & Balkaya, 2023)، الأشكال (1)، (2)، و(3).



الشكل (1) مخطط لعملية الصهر الانتقائي بالليزر SLM (Chowdhury, 2022).



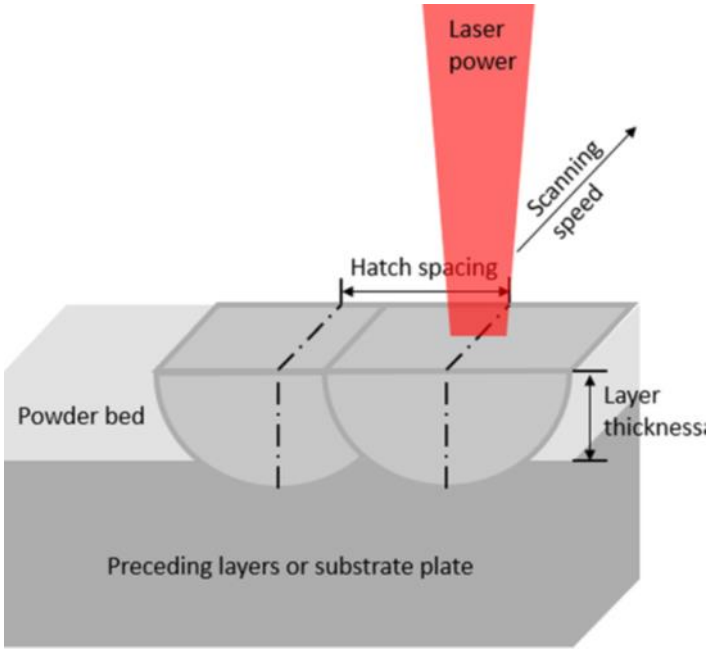
الشكلان (2) و (3) نماذج لهياكل معدنية لتيجان وجسور وأجهزة جزئية متحركة مصنوعة من خليطة الكوبالت كروم ومصممة بواسطة برنامج CAD ومصنعة بواسطة برنامج CAM وفق نظام الصهر الانتقائي بالليزر في مخبر ليمو، بعدسة الباحثة.

يحدث في جميع الهياكل المعدنية التي يتم إنتاجها بواسطة نظامي SLS/SLM ضغوطات حرارية ومسامية يمكن أن تسبب انكماش الهيكل وإضعاف مقاومته الميكانيكية، وعدم تجانس السطح، وتغيرات في الأبعاد. ومن أجل الحد من هذه الآثار؛ يتم إخضاع هذه الهياكل المعدنية لعملية ثانوية "المعالجة اللاحقة"، وهي عبارة عن معالجة حرارية تسمى (التليين الحراري) كشكل من أشكال الحرق الثانوي، تقلل من الضغوط الحرارية على الهيكل المعدني وتحسن استقراره وخواصه الميكانيكية (Çelik & Balkaya, 2023).

1-4-3. الظواهر الفيزيائية لنظام (SLM):

يعتمد نظام SLM على تسخين وإذابة مادة المسحوق باستخدام شعاع الليزر والتصلب السريع للمادة المنصهرة لتشكيل المكون المطلوب. هناك عدة ظواهر فيزيائية مهمة لعملية SLM، مثل امتصاص مسحوق المادة لشعاع الليزر، ظاهرة التكور التي تمنع صهر المادة بشكل مستمر، والتذبذب الحراري الذي يعاني منه مسحوق المادة خلال عملية الصهر والذي يؤدي إلى تشكل شقوق في المادة (Yap et al., 2015).

يوجد عدة عوامل يمكن التحكم بها لتحسين جودة عملية SLM وهي: قوة الليزر Laser Power، سرعة العملية Scanning Speed، المسافة بين النقاط التي يقوم الليزر بصهرها Hatch Spacing، ثخانة مسحوق المادة Layer Thickness، بالإضافة لمقدار امتصاص مسحوق المادة لشعاع الليزر Absorbance of Powders to the Laser Irradiation وفق الشكل (4) التوضيحي الآتي:



الشكل (4) يوضح العوامل المؤثرة على عملية SLM (Yap et al., 2015).

حيث تؤدي الطاقة الضعيفة والتي تكون عادة بسبب عوامل مجتمعة (قوة ليزر ضعيفة، وعملية صهر سريعة، وثخانة مسحوق كبيرة) إلى ظاهرة التكور بسبب ضعف صهر المسحوق في الطبقة المراد صهرها. بينما تؤدي قوة الليزر الكبيرة عندما تكون عملية الصهر بطيئة إلى تبخر كبير للمادة، مما يؤدي إلى تكاثف المادة المتبخرة على نافذة جهاز الصهر ومنع وصول الليزر بشكل كامل إلى مسحوق المادة. وأيضاً ينتج عن ترك مسافة كبيرة بين نقاط الصهر حدوث مسامية في القطعة المراد بنائها وذلك بسبب عدم حصول اندماج بين خطوط الصهر. ولذلك يجب اختيار هذه العوامل بعناية للحصول على قطع كاملة الكثافة (Yap et al., 2015).

1-5- المراجعة النظرية للخواص الميكانيكية المدروسة:

1-5-1. مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط Three-Point Bending Strenght:

إن الانفعال الذي يحدثه الانحناء في عينة الاختبار يكون كبيراً بالمقارنة مع الانفعال الذي يحدثه الشد أو الضغط، لهذا يعد من أفضل الاختبارات في تحديد خواص المرونة بسهولة ودقة أكبر من اختبار الشد أو الضغط. يتم اختبار الانحناء بوضع عينة الاختبار أفقياً على نقطتي استناد بحيث تضمن توازن العينة أثناء الاختبار وعند انزلاقها، ثم تطبيق قوة التحميل من الأعلى عبر رأس أسطواني الشكل لنضمن تركيز الإجهادات في نقاط التماس بين رأس التحميل وسطح العينة، ويمكن أن يقع تأثير قوة التحميل في نقطة واحدة عند منتصف البعد بين نقطتي الاستناد (البني & سايس، 2010-2011).

أ. الإجهاد (Stress):

إن تطبيق قوة على جسم تعمل على تشويهه يؤدي إلى توليد مقاومة داخل هذا الجسم تجاه هذه القوة الخارجية. تدعى المقاومة الداخلية للجسم تجاه القوة الخارجية بالإجهاد Stress. وهذا

الإجهاد يساوي القوة الخارجية المطبقة ويعاكسها بالاتجاه. وتلك القوة الخارجية تُعرف بالحمل Load (Manappallil, 2015).

يحسب الإجهاد وفق المعادلة التالية:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

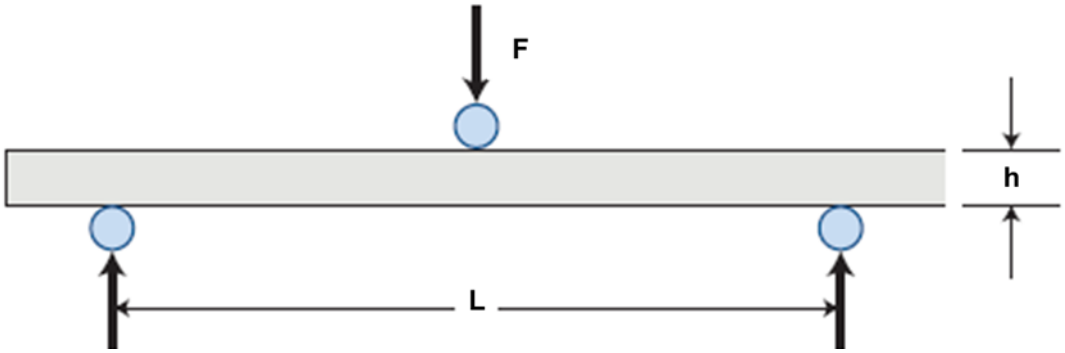
σ = الإجهاد (MPa)

F = القوة (N)

L = المسافة بين نقطتي الدعم (mm)

b = عرض العينة (mm)

h = ثخانة العينة (mm)، (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012) الشكل (5).



الشكل (5) تصميم اختبار الانحناء ثلاثي النقاط (Anusavice et al., 2012).

ب. الانفعال (Strain):

إذا كان الإجهاد (المقاومة الداخلية) غير كافٍ للصمود أمام الحمل (المقاومة الخارجية) عندها يخضع الجسم لتغيرات في شكله وهو ما يسمى التشوه Deformation. التشوه الناتج عن الانحناء يُحدث تطاولاً في الجسم Elongation. وبالتالي يُعبر عن الانفعال بأنه التغير في واحدة الطول عند تعرض الجسم للإجهاد. وقد يكون الانفعال مرناً Elastic Strain أو لدناً Plastic Strain أو كلاهما (Manappallil, 2015).

- **الانفعال المرن Elastic Strain:**

هو انفعال ردود أي أن الجسم يستعيد شكله الأصلي كلياً عندما تزول القوة المؤثرة (Manappallil, 2015).

- **الانفعال اللدن Plastic Strain:**

هو انفعال غير ردود يسبب تشوهاً دائماً في الجسم بحيث لا ينقص هذا التشوه عندما تزول القوة المؤثرة (Manappallil, 2015).

يحسب الانفعال وفق المعادلة التالية (Hong, Kim, Heo, & Koak, 2020):

$$\varepsilon = \frac{6h\delta}{L^2}$$

ε = الانفعال (ليس له واحدة، وعادة ما تعطى كنسبة مئوية) (Ferracane, 2001).

h = ثخانة العينة (mm)

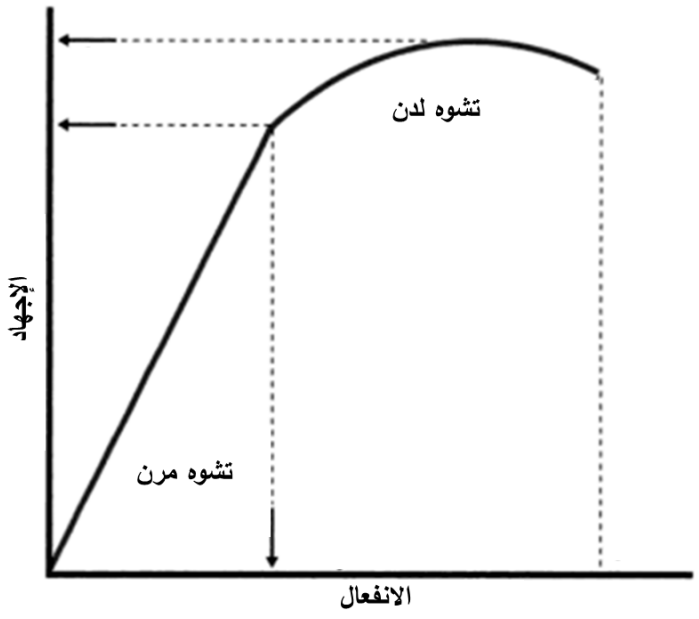
δ = التغير في الطول (مقدار التدلي) (mm)

L = المسافة بين نقطتي الدعم (الطول الأصلي) (mm)

(Hong et al., 2020).

*** منحنى الإجهاد والانفعال (Stress-Strain Curve):**

لو أخذنا سلكاً على سبيل المثال وطبقنا عليه حملاً متزايداً؛ سيبدأ بالتشوه بشكل طفيف، ويزداد تدريجياً ضمن مجال يسمح له بالعودة إلى شكله الأصلي بعد زوال الحمل، وهو ما عرّفناه بالتشوه المرن. وإذا ما مُثل بيانياً كل إجهاد ناتج عن هذه القوة على محور إحداثي عمودي، ومُثل الانفعال الموافق له على المحور الإحداثي الأفقي؛ سينتج لدينا منحنىً بيانياً يُعرف بمنحنى الإجهاد والانفعال Stress–Strain Curve (Ferracane, 2001)، كما هو موضح بالشكل (6).



الشكل (6) صورة ترسيمية لمنحنى الإجهاد والانفعال (Ferracane, 2001).

– يكون منحنى الإجهاد والانفعال خطاً مستقيماً ضمن مجال التشوه المرن، ثم يصبح بعد نقطة معينة منحنياً وهو ما يمثل التشوه اللدن، وصولاً إلى النقطة التي ينكسر عندها السلك، تدعى هذه النقطة بالمقاومة العظمى وهي الإجهاد الأعظمي Fmax الذي يمكن تحمله قبل حدوث الكسر (Ferracane, 2001).

ج. معامل المرونة (معامل يونغ) (Elastic Modulus (Young's Modulus):

يتم تقييم الصلابة Stiffness لأي مادة ضمن مجال التشوه المرن. إن المسمى المناسب لصلابة المواد هو معامل المرونة (معامل يونغ)، وهو مؤشر جيد لمعرفة مدى قابلية المواد لمقاومة الانحناء الذي تتعرض له هياكل الأجهزة السنية المتحركة، والجسور الثابتة، وأسلاك التقويم، والمواد الترميمية، وكذلك مواد الطبعات التي يمكن أن تتشوه أثناء إخراجها من مناطق مثبتة Undercuts، وغيرها من التطبيقات في طب الأسنان (Ferracane, 2001).

يُحسب معامل المرونة بتقسيم الإجهاد على الانفعال وذلك في الجزء الخطي أو المرن من منحنى الإجهاد والانفعال (البني & سايس، 2010–2011)، وفق المعادلة:

$$E = \frac{FL^3}{48I\delta}$$

E = معامل المرونة (Mpa)

F = القوة (N)

L = المسافة بين نقطتي الدعم (mm)

I = عزم العطالة لعينة ذات مقطع مستطيل ويساوي $I = bh^3/12$ ويقدر بـ (mm^4)

δ = التغير في الطول (مقدار التدلي) (mm)

(Dowling, 2013).

1-5-2. القساوة Hardness:

تدعى مقاومة المادة للخدش بالقساوة، في اختبار القساوة يتم وضع الجسم القاسي فوق السطح المستوي للعينة أو القطعة المختبرة ثم يحمل بقوة معينة، وبعد إزالة التحميل يقاس قطر انغماس الجسم في العينة أو أبعاده، ونسبة القوة المطبقة على سطح هذا الانغماس تعطي مقدار القساوة رقمياً. تزداد القساوة مع ازدياد الرقم الذي تعطيه طريقة اختبار القساوة، وتختلف طرق قياس القساوة عن بعضها البعض بنوع الجسم القاسي المستعمل وشكله ومقدار القوة المطبقة على هذا الجسم (البني & سايس، 2010-2011)، وأهم الطرق المستعملة على نطاق واسع في قياس القساوة هي:

أرقام قساوة برينل Brinell Hardness Number (BHN)

يعتمد اختبار برينل للقساوة على انغماس كرة من الفولاذ المقسى قطرها معلوم وتحمل بقوة معينة في سطح القطعة المختبرة، تترك هذه الطريقة على السطح ثلماً كروياً، ورقم القساوة BH هو النسبة بين القوة المطبقة F ومساحة هذا الثلم A:

$$BH = \frac{F}{A}$$

(البني & سايس، 2010-2011).

أرقام قساوة فيكرز Vickers Hardness Number (VHN)

تعتمد طريقة فيكرز على تطبيق الحمل المناسب بواسطة هرم ماسي رباعي (تبلغ زاوية رأسه 136 درجة) بشكل عمودي على سطح عينة الاختبار، ثم قياس مساحة الانغماس وتقسيم الحمل على هذه

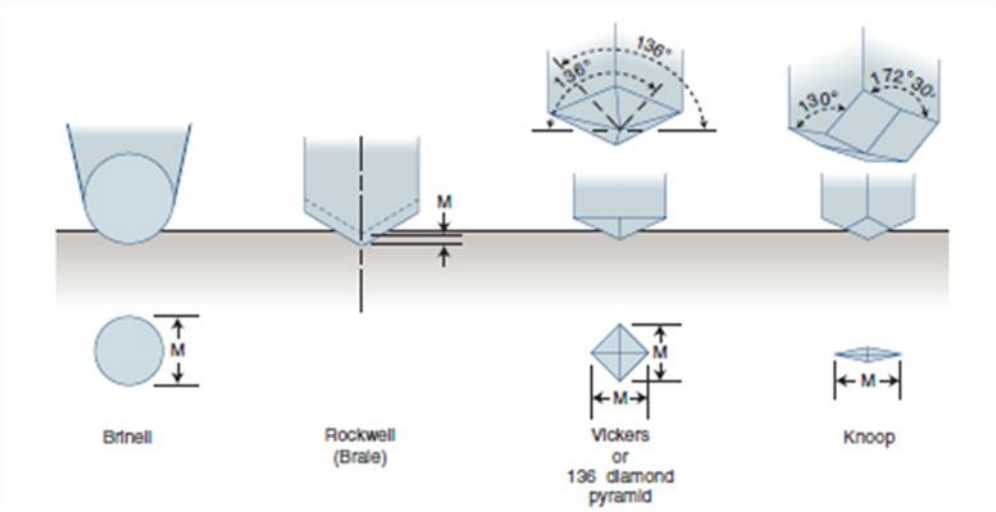
المساحة لتكون النتيجة هي رقم قساوة فيكرز VHN. ومساحة الانغماس والتي تتألف من أربعة مثلثات، مسقطها على مستوي عينة الاختبار على شكل مربع، لتحسب مساحة المربع من خلال وسطي قطريه (البني & سايس، 2010–2011).

أرقام قساوة نوب Knoop Hardness Number (KHN)

تشبه طريقة نوب لقياس القساوة طريقة فيكرز، حيث تستخدم هذه الطريقة هرماً ماسياً رباعياً أحد أقطاره أكبر من الأقطار الأخرى (الهرم يملك زوايا 130 و 172 درجة)، وعند قياس سطح الانغماس يقاس القطر الكبير فقط (البني & سايس، 2010–2011).

أرقام قساوة روكويل Rockwell Hardness Number (HRb–HRc)

يستعمل روكويل لقياس القساوة كرة فولاذية مقساة قطرها 16/1 إنشاً وبحمولة كلية قدرها 100 Kp عند قياس القساوات الصغيرة، وتأخذ القساوة المقيسة في هذه الحالة الرمز HRb ويستعمل مخروط من الماس زاويته 120 درجة وبحمولة كلية قدرها 150 Kp عند قياس القساوات الكبيرة وتأخذ القساوة المقيسة في هذه الحالة الرمز HRc (البني & سايس، 2010–2011)، الشكل (7).



الشكل (7) صورة ترسيمية لانطباعات أدوات اختبارات القساوة المختلفة، M تمثل منطقة القياس (Anusavice et al., 2012).

1-5-3. الأهمية السريرية لاختبار القساوة:

يجب أن تكون قساوة الخليطة المستخدمة في هياكل الأجهزة السنية المتحركة جيدة بما يكفي لمقاومة الخدش ومنع تراكم اللويحة الجرثومية (البني & سايس، 2010-2011). من جهة أخرى هناك سلبيات للقساوة العالية، حيث تسبب اهتراء للسطوح العمودية للدعامات السنية أثناء إدخال الجهاز وإخراجه وحركاته المختلفة أثناء الوظيفة، أو قد تسبب المهاميز سحلاً في الأسنان والتعويضات المقابلة (Carr & Brown, 2010)، بالإضافة إلى ذلك كلما كانت الخليطة أكثر قساوة ازدادت صعوبة إجراء التعديلات وكذلك عمليات الإنهاء والصقل (البني & سايس، 2010-2011).

1-5-4. الأهمية السريرية لاختبار الانحناء:

يجب أن يتمتع الهيكل المعدني بمقاومة انحناء تحت تأثير القوى الإطباقية المختلفة، وأن تسمح المثبتات المباشرة بحنيها وتعديلها دون الخوف من تعرضها للكسر (البني & سايس، 2010-2011).

الدراسات السابقة

Previous Studies

1. درس Vallittu وKokken في عام 1995 تعب الانحناء للمثبتات المباشرة للأجهزة الجزئية المتحركة. شملت الدراسة أنواعاً مختلفة من الخلائط المعدنية (خليطة الكوبالت كروم، والتيتانيوم النقي التجاري CP Ti، وخليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V، وخليطة الذهب من النمط الرابع). أظهرت نتائج الدراسة أن مثبتات خليطة الكوبالت كروم كانت أكثر تحملاً للتعب، تلتها خليطة الذهب من النمط الرابع، ثم خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V، وأخيراً خليطة التيتانيوم النقي التجاري (Vallittu & Kokkonen, 1995).

2. قام Bridgeman وزملاؤه في عام 1997 بتقييم خصائص المثبتات المباشرة المصبوبة والمصنعة من التيتانيوم النقي التجاري CP Ti وTi–6Al–4V وتحديد ما إذا كانت بدائل مناسبة لهياكل الأجهزة السنية المتحركة، ومقارنتها مخبرياً مع المثبتات المباشرة المصنعة من خليطة الكوبالت كروم، ومحاكاة هذه المثبتات سريرياً لمدة ثلاث سنوات، وبالنسبة إلى العينات عند منطقة التثبيت 0.75 مم كان فقدان ثبات مثبتات التيتانيوم أقل مقارنة بمثبتات الكوبالت كروم، وكانت المسامية أكثر وضوحاً في مثبتات خلائط التيتانيوم إلا أن هذه المسامية لم تترافق مع دليل على وجود كسور أو تشوه دائم. في حين أظهرت العينات نتائج مشابهة في تغير الثبات عند منطقة التثبيت 0.25 مم (Bridgemana et al., 1997).

3. قام Jang وزملاؤه في عام 2001 بمقارنة الانطباق السريري والمسامية وخشونة السطح لهياكل الأجهزة السنية المتحركة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري CP Ti وخليطة الكوبالت كروم، وخلص إلى أنه لا يوجد فرق نوعي في الانطباق أو توزع المسامية في كل من الخليطتين، وليس هناك فرقاً كبيراً في خشونة السطح (Jang et al., 2001).

4. قارن Rodregues وزملاؤه في عام 2002، قيم قوى التثبيت في المثبتات المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري CP Ti وتلك المصنوعة من الكوبالت كروم من خلال دورات إدخال وإخراج، وذلك عند درجات تثبيت سنية مختلفة (0.25–0.50–0.75) مم. وقد أظهرت نتائج الدراسة أن مثبتات التيتانيوم النقي التجاري CP Ti أبدت قيم قوة تثبيت أقل من خليطة الكوبالت كروم في مناطق التثبيت المختلفة، ولم يكن هناك فروق جوهرية بين الخليطتين المدروستين باستثناء منطقة التثبيت 0.50 مم. كما أشارت النتائج إلى أن مثبتات كل من الخليطتين احتفظت بقدرتها على التثبيت طيلة فترة الاختبار (Rodrigues, Ribeiro, de Mattos, & Bezzon, 2002).

5. في دراسة مخبرية قام بها Aridome وزملاؤه في عام 2005 بمقارنة خواص الانحناء الميكانيكية للوصلات الكبرى المصنوعة من خليطة التيتانيوم Ti–6Al–7Nb وتلك المصنوعة من خليطة الكوبالت كروم، حيث أظهرت نتائج الدراسة عدم وجود اختلاف جوهري في خواص الانحناء بين هاتين الخليطتين (Aridome, Yamazaki, Baba, & Ohyama, 2005).

6. قارن Mahmoud وزملاؤه في عام 2005 تعب الانحناء للمثبتات المباشرة المصنوعة من Ti–6Al–7Nb وتلك المصنوعة من خليطة الكوبالت كروم وخليطة الذهب من النمط الرابع. وقد أظهرت نتائج الدراسة أن مثبتات خليطة الذهب كان لها العمر الأطول في مقاومة التعب، بينما أظهرت مثبتات خليطة التيتانيوم Ti–6Al–7Nb أفضل مقاومة للتشوه الدائم. وقد أشارت نتائج تحليل مقاومة التعب إلى أن مثبتات خليطة الذهب و مثبتات خليطة التيتانيوم Ti–6Al–7Nb مناسبة للاستخدام مع عمق تثبيت أكبر من 0.25 مم (Mahmoud, Wakabayashi, Takahashi, & Ohyama, 2005).

7. قام Poondla وزملاؤه في عام 2009 بتحديد القساوة الميكروية والقساوة العادية لخليطيتين من التيتانيوم المصبوب وهي خليطة التيتانيوم النقي التجاري CP Ti (Grade 2) وخليطة Ti–6Al–4V (Grade 5)، وخلص إلى أن كل من القساوة الميكروية والقساوة الكلية لـ Ti–6Al–4V كانت أعلى بشكل ملحوظ من نظيرتها النقية تجارياً (Poondla, Srivatsan, Patnaik, Petraroli, & Compounds, 2009).

8. قام Xin وزملاؤه في عام 2013 بدراسة سلوك التآكل الكهروكيميائي على خليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة SLM وطريقة الصب التقليدية إضافة لبعض الخواص الميكانيكية، حيث كانت القساوة الميكروية من نوع فيكرز أعلى لدى عينات SLM من قساوة العينات التقليدية، وكان سلوك التآكل الكهروكيميائي في اللعاب الصناعي لدى عينات SLM متشابهاً قبل وبعد صهر الخزف عند كل من درجتي الحموضة 5 و2.5. في حين بعد الصهر، أظهرت عينات SLM مقاومة للتآكل

أفضل بكثير من العينات التقليدية عند درجة الحموضة 2.5 (Xin, Chen, Xiang, Gong, & Wei, 2014).

9. قام Aljammal في كلية طب الأسنان–جامعة دمشق عام 2013 بدراسة سريرية ومخبرية مقارنة بين الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم المصبوب والأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكوبالت كروم المصبوب، وكانت دقة انطباق الهياكل المعدنية المصنوعة من خلائط التيتانيوم على المثال الجبسي وضمن فم المريض أفضل من دقة انطباق نظيرتها المصنوعة من خلائط الكوبالت كروم. أما تأثير الأجهزة على سلامة وصحة الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز؛ فقد أظهرت الأجهزة المصنوعة من خلائط الكوبالت كروم تأثيراً سلبياً بشكل أكبر من تلك المصنوعة من خلائط التيتانيوم. كما تسبب الأجهزة المصنوعة من خلائط الكوبالت كروم نقصاناً في التقرن الكامل للغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز بشكل أكبر من تلك المصنوعة من خلائط التيتانيوم. تتفوق ضامات خلائط الكوبالت كروم على ضامات خلائط التيتانيوم في مقدار التثبيت عند عمقي تثبيت 0.25–0.50 مم، في حين أن مقدار التشوه الدائم متقارب بين ضامات الخليطتين عند عمقي التثبيت المذكورين. لا يعتبر عمق التثبيت 0.75 مم مناسباً لضامات خلائط الكوبالت كروم (الجمّال، 2013).

10. قام Wu وزملاؤه في عام 2014 بدراسة مخبرية لتقييم الخواص الميكانيكية وقوة ارتباط الخزف لدى خليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM، ومقارنتها مع خليطة الكوبالت كروم المحضرة بالطريقة التقليدية. حيث تم إجراء اختبار قوة الشد واختبار الانحناء ثلاثي النقط، وخلص إلى أن طريقة SLM أفضل من طريقة الصب التقليدية من ناحية البنية المجهرية

والخواص الميكانيكية، في حين كانت قوة الارتباط مع الخزف متشابهة لدى كل من الطريقتين (Wu, Zhu, Gai, & Wang, 2014).

11. قام Zeng وزملاؤه في عام 2014 بدراسة سلوك التآكل الكهروكيميائي والقساوة الميكروية لخليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM وطريقة الصب التقليدية، قبل وبعد صهر الخزف فوق المعدن، وخلص إلى أن عملية صهر الخزف أظهرت تغيراً في القساوة والبنية المجهرية، حيث كانت القساوة لعينات SLM أعلى من قساوة عينات الصب التقليدية، في حين لم تظهر تأثيراً كبيراً على مقاومة التآكل بعد غمرها في اللعاب الصناعي لكلا الطريقتين. كما كان سلوك التآكل متماثلاً عند كل من درجتي الحموضة 5 و2.5 (Zeng, Xiang, & Wei, 2014).

12. قام Hedberg وزملاؤه في عام 2014 بدراسة تأثير البنية المجهرية غير المتجانسة على قابلية التآكل ومدى إطلاق المعادن (مقياس التوافق الحيوي) لنماذج خليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة SLM والطريقة التقليدية، وخلص إلى أن نماذج الطريقة التقليدية كانت ذات بنية مجهرية غير متجانسة وتطلق معادن أكثر من نماذج طريقة SLM ذات البنية الدقيقة (Hedberg, Qian, Shen, Virtanen, & Wallinder, 2014).

13. قام Lucchetti وزملاؤه في عام 2015 بدراسة مخبرية لتقييم تحرر أيونات خليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة النحت وطريقة التلبيد الليزري وطريقة الصب التقليدية بعد غمرها في ثلاثة أوساط مختلفة هي: محلول السالين 0.9% (SS) عند PH=7.1، ومحلول اللعاب الصناعي (AS–LA)

مع إضافة M lactic acid عند PH=2.3، ومحلول اللعاب الصناعي (AS–SS) مع إضافة g/L 0.252 NaOH عند PH=6.5. تم تحليل هذه المحاليل باستخدام مطياف الامتصاص الذري بعد 15 و30 يوماً في اختبار التآكل الكيميائي و30 يوماً في اختبار التآكل الحيوي للكشف عن الأيونات المنطلقة في المحاليل المختلفة. وخلص إلى أن جميع هذه الطرق تظهر إطلاق كميات منخفضة من الأيونات في جميع الظروف التي تم اختبارها دون وجود أي فروق ذات دلالة إحصائية. حتى عندما كانت العينات تتعرض لبيئة البكتيريا المخصبة (Lucchetti et al., 2015).

14. في دراسة مخبرية قام بها Li وزملاؤه في عام 2016 لتقييم قوة ارتباط الخزف على المعدن لخليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة النحت وطريقة الصهر الانتقائي بالليزر وطريقة الصب التقليدية، حيث تم قياس قوة ارتباط الخزف على المعدن بواسطة اختبار الانحناء ثلاثي النقط، وخلص إلى أن ارتباط الخزف على العينات المحضرة بطريقتي النحت والصهر الانتقائي بالليزر أفضل من تلك المحضرة بطريقة الصب التقليدية (Li et al., 2017).

15. أجرى Dolgov وزملاؤه في عام 2016 دراسة مخبرية مقارنة بين القساوة ومقاومة الشد لنماذج خليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM وطريقة الصب التقليدية، وخلص إلى أن القساوة وقوة الشد لدى النماذج المحضرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر أعلى بكثير من نظيرتها المحضرة بالطريقة التقليدية (Dolgov, Ts, Dzh, Pavlova, & Simov, 2016).

16. قام Tan وزملاؤه في عام 2018 بدراسة تأثير طريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM، وطريقة النحت CNC، وطريقة الصب التقليدية، على سلوك مثبتة مباشرة محيطية مصنوعة من التيتانيوم، حيث تم تحليل خشونة السطح ودقة المثبتات المباشرة، وقياس التغيرات في قوة التثبيت والتشوه الدائم عبر 1000 دورة إدخال وإخراج. وخلص إلى أن السطح الداخلي لمثبتات التيتانيوم المنحوتة أكثر نعومة من المثبتات الأخرى، أما دقة السطح الداخلي لم تظهر فروقات كبيرة بين المجموعات. تتمتع مثبتة SLM Ti بقوة تثبيت أعلى بكثير من المجموعات الأخرى، لكنها انخفضت بسرعة بعد 2000 دورة إدخال وإخراج حتى كان كسر جميع العينات عند 4000 دورة. كان مقدار التشوه الدائم لمثبتات Milling CPTi أكبر، لكن معدل انخفاض قوة التثبيت كان 9.5% فقط عند 10000 دورة (Tan, Song, Wang, Fan, & Dai, 2019).

17. قام Tasaka وزملاؤه في عام 2019 بمقارنة دقة هياكل الأجهزة الجزئية السنية المتحركة المصنوعة من خليطة الكوبالت كروم والمحضرة بطريقة التلبيد الانتقائي بالليزر SLS مع الهياكل المحضرة بطريقة الصب التقليدية، وخلص إلى أن دقة الهياكل تعتمد على عنصر هيكلي محدد، ومع ذلك كانت التناقضات الإجمالية أصغر بالنسبة لهياكل SLS وبالتالي دقة تحضير أكبر وإمكانية تكرار النتائج (Tasaka et al., 2020).

18. قام Schweiger وزملاؤه في عام 2019 بتقييم المسامية الداخلية وقيم قوة تثبيت وديمومة المثبتات المباشرة المصنوعة من خليطة الكوبالت كروم، والمحضرة بطريقة تلبيد المعدن بالليزر المباشر DMLS ومقارنتها بالمثبتات المباشرة المحضرة بطريقة الصب التقليدية، وقد عرضت المثبتات الملبدة بالليزر DMLS حجم مسامات داخلية أصغر، وتوزعاً أكثر تجانساً مقارنة بالعينات

المصبوبة. وأظهرت قيم قوة تثبيت المثبتات المباشرة المحضرة بطريقة DMLS متانة أعلى مع مرور الوقت. كما كانت ديمومة مثبتات DMLS أعلى بكثير من ديمومة المثبتات المصبوبة (Schweiger, Güth, Erdelt, Edelhoff, & Schubert, 2020).

19. قام Xie وزملاؤه في عام 2019 بدراسة مخبرية للبنية المجهرية وخصائص المثبتات المباشرة لخليطة SLM Ti–6Al–4V ذات اتجاهات بناء مختلفة مقارنة بالمثبتات المصبوبة Ti–6Al–4V، كان لدى SLM90 أسوأ خشونة سطح مقارنة بـ SLM0 وSLM45 ، لكن لديها أعلى مقاومة للتعب، وانطباق أفضل، كما أن انخفاض قوة التثبيت في عينات SLM90 أقل من العينات التقليدية (Xie, Zheng, Wang, & Li, 2020).

20. قام Takahashi وزملاؤه في عام 2020 بدراسة مخبرية لمثبتات إيكرز المصنوعة من التيتانيوم والمحضرة بطريقة التصنيع الإضافي AM ومقارنتها بالمثبتات المباشرة التقليدية. تم قياس التلوث، والمسامية، وخشونة السطح، ودقة الانطباق، وقوة التثبيت، ومقاومة التعب، وخلص إلى وجود تلوث قليل ومسامية قليلة لمثبتات التيتانيوم AM مقارنة بمثبتات التيتانيوم التقليدية. كان لمثبتات التيتانيوم المصبوبة أسطح أكثر نعومة من مثبتات التيتانيوم AM. على الرغم من أن ذراع المثبتة وطرفها يشيران إلى دقة انطباق أسوأ قليلاً لمثبتات التيتانيوم AM مقارنة بمثبتات التيتانيوم المصبوبة، إلا أن المهاميز تتمتع بدقة انطباق أفضل. تراوحت قوى التثبيت الأولية لجميع مثبتات التيتانيوم من حوالي 5 إلى 7 نيوتن، تتمتع المثبتات المصبوبة Ti67 ومثبتات AM Ti64 بأعلى قوى تثبيت أولية. لم يتم ملاحظة أي مثبتة فاشلة على الرغم من انخفاض قوى التثبيت لجميع المثبتات مع ما يصل إلى 10000 دورة إدخال/إخراج. كان معدل الانخفاض لدى AM Ti64 هي

الأقل، يليها AM Ti67، وAM CPTi، وCast Ti64، وTi67 Cast، وCPTi Cast (Takahashi et al., 2020).

21. قامت Zidan في كلية طب الأسنان–جامعة دمشق عام 2021 بدراسة مخبرية مقارنة بين القساوة الميكروية والتآكل الكهروكيميائي لنماذج خليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM وطريقة الصب التقليدية، وخلصت إلى أن نماذج طريقة الصهر بالليزر SLM تمتلك قساوة ميكروية أكبر من نماذج طريقة الصب التقليدية، في حين كانت مقاومة التآكل الكهروكيميائي متشابهة لدى طريقتي التصنيع (زيدان، 2021).

22. قام Peng وزملاؤه في عام 2022 بتقييم دقة هياكل الأجهزة السنية المتحركة المصنوعة من خليطة الكوبالت كروم وخليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V والمحضرة بطريقة SLM، وخلص إلى أن هياكل SLM أعلى دقة من الهياكل التقليدية، مع عدم وجود فرق إحصائي بين هياكل Co–Cr وTi–6Al–4V (Peng, Hsu, Huang, Chao, & Lee, 2022).

23. أجرى Ghadhban و Hasan في عام 2022 دراسة مخبرية مقارنة بين القساوة وخشونة السطح لنماذج خليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM وطريقة الصب التقليدية، وأظهرت النتائج أن قساوة النماذج المحضرة بطريقة SLM أعلى بكثير من قساوة النماذج المصبوبة، في حين أظهرت النماذج المصبوبة سطحاً أكثر خشونة من نماذج SLM (Ghadhban & Hasan, 2022).

24. أجرى Cherneva وزملاؤه في عام 2023 دراسة مخبرية مقارنة بين مقاومة الشد ومقاومة الانحناء ثلاثي النقاط والقساوة وخشونة السطح لخليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V المحضرة بطريقة النحت وطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM، وأظهرت النتائج أن طريقة SLM تملك مقاومة شد وانحناء وقساوة أعلى وخشونة سطح أصغر بالمقارنة مع طريقة النحت (Cherneva, Petrunov, Petkov, Bogdanov, & Simeonova, 2023).

- **من خلال ما سبق نلاحظ أن طريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM أثبتت تفوقها على طريقة الصب التقليدية من حيث الدقة والخواص الميكانيكية، كخاصيتي القساوة ومقاومة الانحناء.**

لأجل ذلك قررنا إجراء مقارنة مخبرية بين خليطتين محضَّرتَين بطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM هما: خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V وخليطة الكوبالت كروم Co–Cr، في مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط والقساوة الميكروية.

الجدول (1): جدول الدراسات السابقة مرتب حسب تاريخ النشر

سنة النشر	المؤلفون	المواد المدروسة	ملخص الدراسة
1995	Vallittu & Kokkonen	خليطة الكوبالت كروم، التيتانيوم النقي التجاري CP Ti، خليطة Ti–6Al–4V، الذهب من النمط الرابع.	أظهرت قيم التعب للمثبتات المباشرة أن خليطة الكوبالت كروم أكثر تحملاً للتعب، ثم الذهب من النمط الرابع، ثم Ti–6Al–4Vوأخيراً التيتانيوم النقي التجاري.
1997	Bridgeman et al.	التيتانيوم النقي التجاري CP Ti، خليطة Ti–6Al–4V، خليطة الكوبالت كروم.	أظهرت قيم الثبات أن مثبتات التيتانيوم أقل فقداً للثبات من خليطة الكوبالت كروم على عمق تثبيت 0.75 مم رغم المسامية الأعلى، في حين أظهرت نتائج مشابهة عند منطقة التثبيت 0.25 مم.
2001	Jang et al.	التيتانيوم النقي التجاري CP Ti، خليطة الكوبالت كروم.	لا فروق جوهرية في الانطباق السريري أو خشونة السطح أو المسامية بين الخليطتين.

2002	Rodrigues et al.	التيتانيوم النقي التجاري CP Ti، خليطة الكوبالت كروم.	أظهر التيتانيوم قوة تثبيت أقل من الكوبالت كروم عند مختلف أعماق التثبيت، مع ديمومة مماثلة.
2005	Aridome et al.	خليطة Ti–6Al–7Nb، خليطة الكوبالت كروم.	لا يوجد اختلاف جوهري في خواص الانحناء بين الخليطتين.
2005	Mahmoud et al.	خليطة Ti–6Al–7Nb، خليطة الكوبالت كروم، الذهب النمط الرابع.	أظهرت خليطة الذهب العمر الأطول لمقاومة التعب، وأظهرت Ti–6Al–7Nb أفضل مقاومة للتشوه الدائم.
2009	Poondla et al.	التيتانيوم النقي التجاري CP Ti (Grade 2)، Ti–6Al–4V (Grade 5).	قيم القساوة الكلية والميكروية لـ Ti–6Al– 4V أعلى من التيتانيوم النقي التجاري.
2013	Xin et al.	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLM والطريقة التقليدية.	أظهرت SLM قساوة ميكروية أعلى ومقاومة تآكل أفضل بعد صهر الخزف عند PH=2.5.
2013	Aljammal	خليطة التيتانيوم المصبوبة وخليطة الكوبالت كروم المصبوبة.	أظهر التيتانيوم دقة انطباق وملائمة سريرية وصحة مخاطية أعلى، و أظهر الكوبالت كروم قوة تثبيت أعلى.

2014	Wu et al.	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLM والطريقة التقليدية.	أظهرت عنات SLM بنية مجهرية وخواص ميكانيكية أفضل مع قوة ارتباط خزف مماثلة للطريقة التقليدية.
2014	Zeng et al.	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLM والطريقة التقليدية.	القساوة الميكروية أعلى لدى عينات SLM، ومقاومة التآكل متشابهة للطريقتين.
2014	Hedberg et al.	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLM والطريقة التقليدية.	أظهرت عينات SLM بنية مجهرية أكثر تجانساً وأقل تحرراً للمعادن من التقليدية.
2015	Lucchetti et al.	خليطة الكوبالت كروم بالنحت و SLS والطريقة التقليدية.	جميع الطرق أظهرت تحرر أيونات منخفض جداً بدون فروق دالة إحصائياً.
2016	Li et al.	خليطة الكوبالت كروم بالنحت وSLM والطريقة التقليدية.	ارتباط الخزف كان أفضل في عينات النحت وSLM مقارنة بطريقة الصب التقليدية.
2016	Dolgov et al.	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLM والطريقة التقليدية.	أظهرت SLM قساوة ومقاومة شد أعلى من الطريقة التقليدية.
2018	Tan et al.	التيتانيوم بالنحت وSLM والطريقة التقليدية.	أظهرت مثبتات SLM قوة تثبيت أعلى، وأظهر النحت سطح داخلي أكثر نعومة.

2019	Tasaka et al.	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLS والطريقة التقليدية.	أظهرت هياكل SLS دقة تحضير أعلى وإمكانية تكرار أفضل من الطريقة التقليدية.
2019	Schweiger et al.	خليطة الكوبالت كروم بطريقة DMLS والطريقة التقليدية.	أظهرت هياكل DMLS حجم مسامات داخلية أصغر، وتوزعاً أكثر تجانساً، وقوة تثبيت أعلى وديمومة أفضل من الصب التقليدي.
2019	Xie et al.	Ti–6Al–4Vبطريقة SLM بزوايا بناء مختلفة، و Ti–6Al–4V المصبوبة.	SLM90 امتلكت أعلى مقاومة للتعب وانطباقاً أفضل، رغم أنها أظهرت خشونة سطح أعلى. انخفاض قوة التثبيت في SLM90 كان أقل من المثبتات المصبوبة.
2020	Takahashi et al.	*Ti–6Al–4V (AM Ti64, Cast Ti64), *Ti–6Al–7Nb (AM Ti67, Cast Ti67),	أظهرت مثبتات التيتانيوم المحضّرة بطريقة AM مسامية وتلوثاً أقل من المصبوبة، لكنها كانت أقل

			نعومة. أظهرت المثبتات Ti64 AM أعلى ثبات أولي وأقل انخفاض في القوة، تلتها Ti67 AM ثم AM CPTi.
2021	Zidan	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLM والطريقة التقليدية.	أظهرت SLM قساوة ميكروية أعلى ومقاومة تآكل مماثلة للطريقة التقليدية.
2022	Peng et al.	خليطة الكوبالت كروم وخليطة Ti–6Al–4V بطريقة SLM.	لا فرق دال إحصائياً بين دقة الهياكل في الخليطتين.
2022	Ghadhban & Hasan	خليطة الكوبالت كروم بطريقة SLM والطريقة التقليدية.	أظهرت SLM قساوة أعلى وخشونة سطح أقل من التقليدية.
2023	Cherneva et al.	خليطة Ti–6Al–4V بالنحت وSLM.	أظهرت SLM مقاومة شد وقساوة أعلى وخشونة سطح أقل من النحت.

الباب الثاني:

منهج البحث وأدواته

Research Methodology

المواد والطرائق

Materials and Methods

2-1- عينة الدراسة Study Sample:

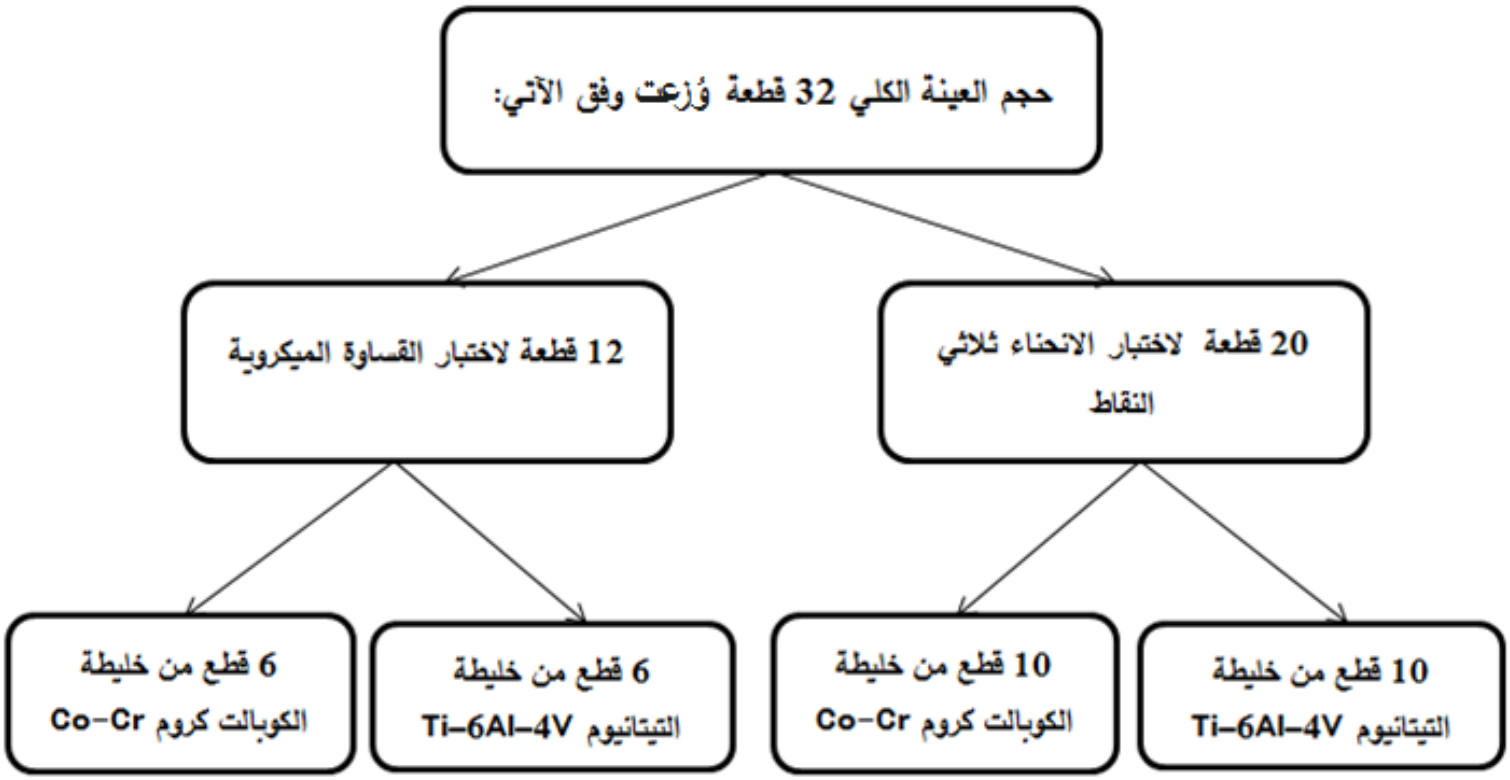
2-1-1. حجم العينة الكلي:

تم في هذه الدراسة المخبرية تصنيع 32 قطعة، 20 قطعة لاختبار الانحناء ثلاثي النقاط، وُزّعت على خليطتي التيتانيوم Ti–6Al–4V والكوبالت كروم Co–Cr بالتساوي، و12 قطعة لاختبار القساوة الميكروية وُزّعت على الخليطتين بالتساوي، اعتماداً على دراسات سابقة مشابهة: (Wu et al., 2014)، (Zeng et al., 2014).

وُزعت هذه العينة الكلية وفق أربع مجموعات:

- المجموعة (A) 10 قطع من خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V أُجري عليها اختبار الانحناء ثلاثي النقاط.
- المجموعة (B) 10 قطع من خليطة الكوبالت كروم Co–Cr أُجري عليها اختبار الانحناء ثلاثي النقاط.
- المجموعة (C) 6 قطع من خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V أُجري عليها اختبار القساوة الميكروية.
- المجموعة (D) 6 قطع من خليطة الكوبالت كروم Co–Cr أُجري عليها اختبار القساوة الميكروية.

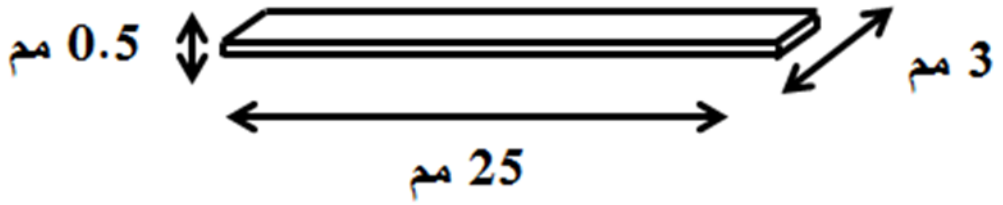
المخطط (1): مخطط مراحل إنجاز البحث



2-1-2. شكل عينة الاختبار:

- شكل وأبعاد قطعة اختبار الانحناء ثلاثي النقاط:

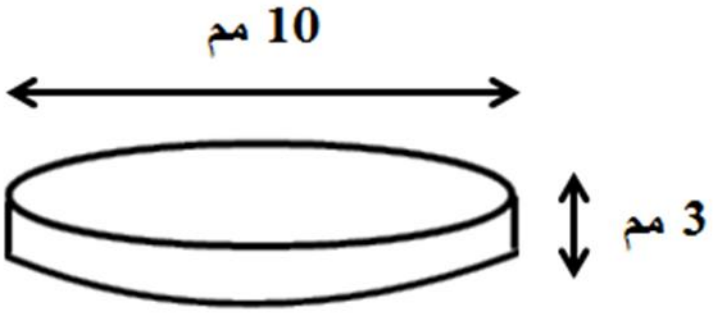
متوازي مستطيلات بأبعاد (0.5×3×25) مم وفقاً لـ ISO 9693-1 (Wu et al., 2014)، (Lucchetti et al., 2015)، الشكل (8).



الشكل (8) صورة ترسيمية لشكل وأبعاد قطعة اختبار الانحناء.

- شكل وأبعاد قطعة اختبار القساوة الميكروية:

أسطواني بقطر 10 مم وثخانة 3 مم (Zeng et al., 2014)، الشكل (9).



الشكل (9) صورة ترسيمية لشكل وأبعاد قطعة اختبار القساوة.

2-2- الأدوات والمواد المستعملة في هذا البحث:

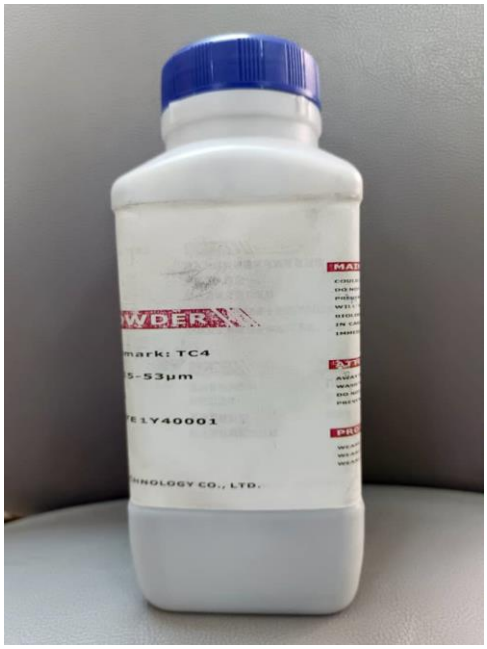
- مسحوق خليطة الكوبالت كروم من نوع (Realloy C Powder, Krefeld, Germany)، الشكل (10).

الشكل (10) مسحوق خليطة الكوبالت كروم.

تركيبه:

- كوبالت 62.5 %
- كروم 24.6 %
- تنغستين 8.5%
- مولبدين 2.9 %
- سيليكون 1.3 %
- نيوبيوم ومنغنيز وحديد ونتروجين 1 > %

- مسحوق خليطة التيتانيوم من نوع (Titanium alloy powder – , Guangzhou, China Grade 5)، الشكل (11).



الشكل (11) مسحوق خليطة التيتانيوم.

تركيبه:

_ ألمينيوم 5.5–6.5 %

_ فاناديوم 3.5–4.5 %

_ حديد ≥ 0.25 %

_ أكسجين ≥ 0.13 %

_ نتروجين ≥ 0.03 %

_ هيدروجين ≤ 0.008 %

_ كربون ≤ 0.008 %

_ التيتانيوم (البقية).

- ورق كربيد السيليكون بخشونة (400–800–1200).
- قرص لبّادي لصقل العينات.
- معجون ماسي لصقل العينات.

2-3- الأجهزة المستعملة:

- طابعة الصهر الانتقائي بالليزر (SISMA MYSINT 100, Vicenza,Italy) الموجودة في مخبر أسنان (مخبر ليمو)، الشكل (12).

الشكل (12) طابعة الصهر الانتقائي بالليزر.

- جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة طراز DY34 من شركة ADAMEL LHOMARGY, (France)، الموجود في المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا، الشكل (13).

الشكل (13) جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة.

- جهاز اختبار قساوة فيكرز Vickers الميكروية (Galileo Durometria, Antegante, Italy)، الموجود في كلية الهندسة الميكانية والكهربائية–جامعة دمشق، الشكل (14).

الشكل (14) جهاز اختبار قساوة فيكرز الميكروية.

2-4- الطرائق:

2-4-1. تصميم الدراسة Study Design:

دراسة مخبرية مقارنة.

2-4-2. مكان الدراسة Study Setting:

- المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا.

- كلية الهندسة الميكانية والكهربائية-جامعة دمشق.

2-4-3. تحضير العينات:

تم إدخال شكل وأبعاد العينات إلى برنامج MYSINT100 RM وإرسال الأمر إلى طابعة من نوع Sisma MYSINT100 لتشكيل القطع، ثم تم رش مسحوق المعدن من نوع Realloy C Powder ذات بعد جزيئي يتراوح بين 10-30 ميكرومتر على أرضية حجرة الطباعة، ثم حرك الرأس الليزري لصهر الجزيئات، حيث تتشكل الطبقة الأولى من معدن الكوبالت كروم خلال أجزاء من الثانية، ثم تم رش الطبقة الثانية وحرك الرأس الليزري لصهر الجزيئات وهكذا حتى الانتهاء من البناء والحصول على القطع بالشكل والأبعاد المطلوبة. وبالطريقة ذاتها قمنا برش مسحوق المعدن من نوع Titanium alloy powder – Grade 5 على أرضية حجرة الطباعة، وفق الطريقة المذكورة للحصول على معدن التيتانيوم بالشكل والأبعاد المطلوبة. كانت إعدادات الطابعة لطباعة العينة كالتالي: طاقة شعاع الليزر 200 واط، وقطر بقعة الليزر 55 ميكرون، وثخانة الطبقات 30 ميكرومتر، وسرعة المسح 0.8 م/ثا، والغاز الخامل المستعمل لطباعة الكوبالت كروم هو النتروجين، أما مع التيتانيوم فالغاز الخامل هو الآرغون، ونوع الليزر المستعمل هو ليزر الليف الضوئي بطول موجة 1030-1090 نانومتر.

ثم تم إدخال العينات إلى الفرن في درجة حرارة 920 م° لمدة 10 دقائق، ثم تركت تبرد بهدوء لإزالة قوى التوتر الداخلية المتشكلة أثناء عملية تلبيد الليزر. الشكل (15) يوضح شكل العينات بعد طباعتها قبل إزالة هياكل الدعم وإنهائها وصقلها.

الشكل (15) العينات قبل الإنهاء؛ عينات أسطوانية لاختبار القساوة الميكروية، وأخرى على هيئة متوازي مستطيلات لاختبار الانحناء ثلاثي النقاط.

2-4-4. العمليات التالية لتحضير العينات:

الإنهاء:

تم استعمال ورق كربيد السيليكون بدرجات نعومة مختلفة (400-800-1200) لإزالة النتوءات جميعها الناتجة عن عملية الطباعة، بحيث يصبح السطح أملساً وناعماً قدر الإمكان.

الصقل:

تم استعمال جهاز صقل مكون من قرص دوّار مغطى باللباد يدور بواسطة محرك كهربائي، مع وضع المعجون الماسي على اللبادة بنعومات مختلفة حتى الحصول على أسطح تشبه المرآة.

تنظيف العينات:

تم تنظيف العينات بواسطة الأمواج فوق الصوتية باستخدام الأسيتون والماء المقطر لمدة 10 دقائق.

الأشكال (16)، (17)، (18)، و(19).

الشكل (16) قطع التيتانيوم متوازية المستطيلات.

الشكل (17) قطع التيانيوم الأسطوانية.

الشكل (18) قطع الكوبالت كروم متوازية المستطيلات.

الشكل (19) قطع الكوبالت كروم الأسطوانية.

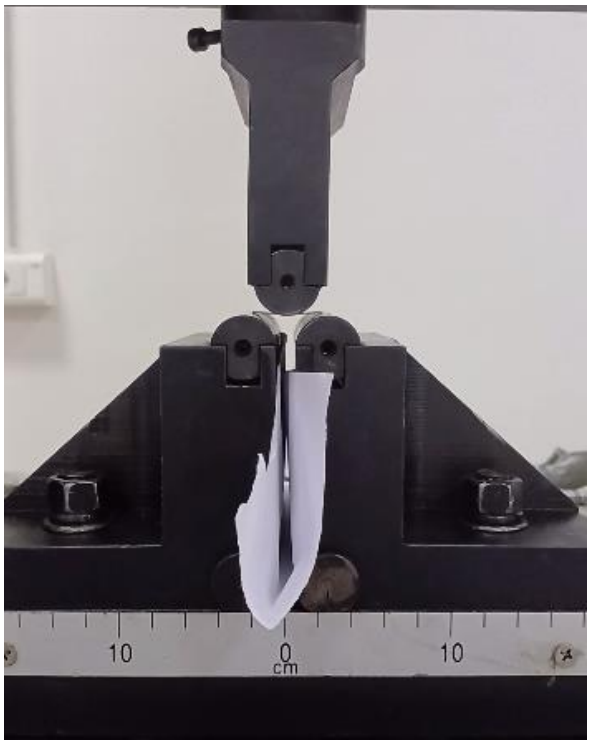
2-4-5. طريقة العمل:

2-4-5-1. اختبار الانحناء ثلاثي النقاط:

تم صنع 20 قطعة موزعة على مجموعتين:

- المجموعة (A) 10 قطع من خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V وُضعت على جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة.
- المجموعة (B) 10 قطع من خليطة الكوبالت كروم Co–Cr وُضعت على جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة.

وأُجري عليها اختبار الانحناء ثلاثي النقاط (3–Point Bending test) باستخدام جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة طراز DY34 من شركة (ADAMEL LHOMARG, France)، وكل نهاية من نهايات هذه القطع وُضعت على عمود داعم، والمسافة بين هذين العمودين 25 مم؛ كما هو موضح في الشكل (20)، مع تطبيق حمل في مركز القطعة بسرعة 1 مم/د حتى حدوث التشوه.



الشكل (20) جهاز الاختبارات الميكانيكية العامة، حيث وُضعت قطعة الاختبار على العمودين الداعمين.

انتهى اختبار الانحناء ثلاثي النقاط بمجرد حدوث ملامسة رأس الحمل للعمودين الداعمين، إذ أظهرت جميع قطع التيتانيوم انحناء من دون حدوث كسر كما هو موضح في الشكل (21)، بينما تعرضت جميع قطع الكوبالت كروم للكسر باستثناء قطعتين فقط كما هو مبين في الشكل (22).

الشكل (21) قطع التيتانيوم منحنية دون حدوث كسر.

الشكل (22) قطع الكوبالت كروم مكسورة باستثناء قطعتين.

- **القوانين التي طُبقت في اختبار الانحناء ثلاثي النقاط:**

أ. **الإجهاد (Stress):**

يحسب الإجهاد وفق المعادلة التالية:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

σ = الإجهاد (MPa)

F = القوة (N)

L = المسافة بين نقطتي الدعم (mm)

b = عرض العينة (mm)

h = ثخانة العينة (mm)، (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012).

ب. الانفعال (Strain):

يحسب الانفعال وفق المعادلة التالية (Hong, Kim, Heo, & Koak, 2020):

$$\varepsilon = \frac{6h\delta}{L^2}$$

ε = الانفعال (ليس له واحدة، وعادة ما تعطى كنسبة مئوية) (Ferracane, 2001).

h = ثخانة العينة (mm)

δ = التغير في الطول (مقدار التدلي) (mm)

L = المسافة بين نقطتي الدعم (الطول الأصلي) (mm)

(Hong et al., 2020).

ج. معامل المرونة (معامل يونغ) (Elastic Modulus (Young's Modulus):

يُحسب معامل المرونة بتقسيم الإجهاد على الانفعال وذلك في الجزء الخطي أو المرن من منحنى الإجهاد والانفعال (البني & سايس، 2010–2011)، وفق المعادلة:

$$E = \frac{FL^3}{48I\delta}$$

E = معامل المرونة (Mpa)

F = القوة (N)

L = المسافة بين نقطتي الدعم (mm)

I = عزم العطالة لعينة ذات مقطع مستطيل ويساوي $I = bh^3/12$ ويقدر بـ (mm^4)

δ = التغير في الطول (مقدار التدلي) (mm)

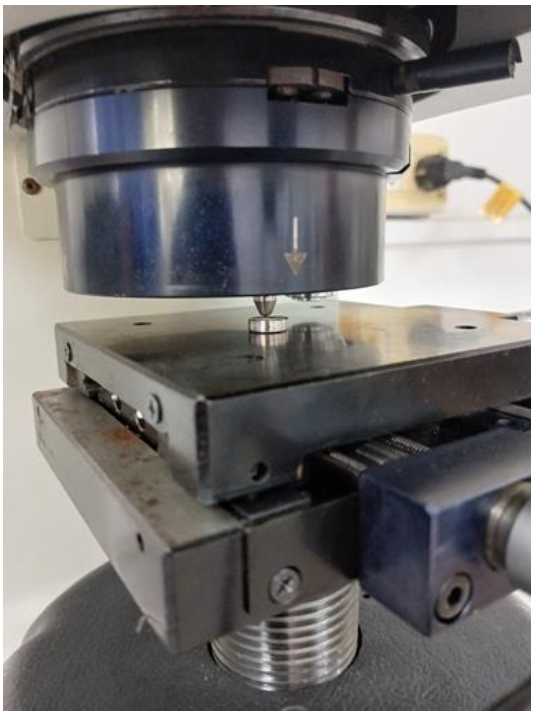
(Dowling, 2013).

2-4-5-2. اختبار القساوة الميكروية:

تم صنع 12 قطعة موزعة على مجموعتين:

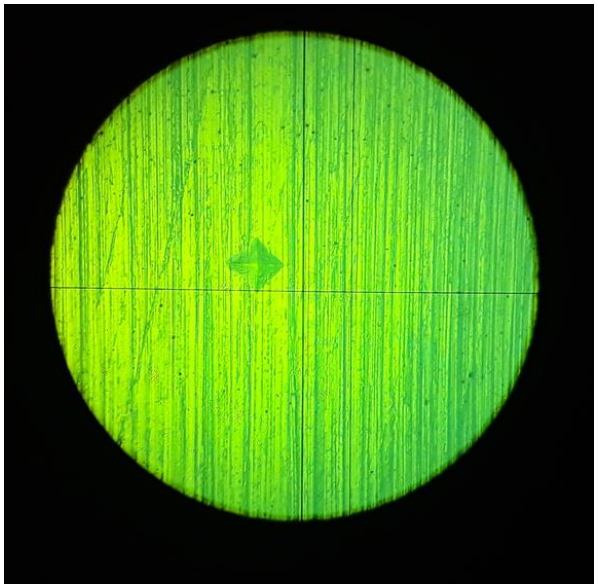
- المجموعة (C) 6 قطع من خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V وُضعت على جهاز اختبار القساوة الميكروية.
- المجموعة (D) 6 قطع من خليطة الكوبالت كروم Co–Cr وُضعت على جهاز اختبار القساوة الميكروية.

أُجري عليها اختبار قساوة فيكرز الميكروية (Microhardness Vickers test)، باستخدام جهاز (Galileo Durometria, Antegante, Italy)، له رأس انغماس فيكرز، وهو رأس ماسي هرمي رباعي الشكل، زاويته 136 درجة، تتألف مساحة الانغماس من أربعة مثلثات، مسقطها على مستوي عينة الاختبار على شكل مربع. تم تطبيق حمل قدره 300 غ، وزمن انغماس لمدة 15 ثانية، وتم تطبيق الحمل على كل قطعة في 3 نقاط حول المركز، ثم حُسب المتوسط الحسابي لهذه القراءات الثلاث، واعتُمد هذا المتوسط كممثل لقيمة القساوة الميكروية لكل قطعة. الشكل (23).



الشكل (23) رأس انغماس قساوة فيكرز الميكروية وهو يطبق الحمل على قطعة الاختبار.

يوضح الشكل (24) أثر رأس انغماس قساوة فيكرز الميكروية الهرمي الرباعي ذي القطرين المتساويين.



الشكل (24) أثر رأس انغماس قساوة فيكرز الميكروية.

2-5- الاختبارات الإحصائية Statistical Test:

تم إجراء التحليل الإحصائي باستخدام برنامج SPSS V25 (IBM,USA). تم التحقق من التوزيع الطبيعي للبيانات باستخدام اختبار Shapiro-Wilk، واستُخدم اختبار Welch's t-test لعدم تجانس التباين، واختبار Mann-Whitney U عند اختلال شرط التوزع الطبيعي. تم اعتماد مستوى الدلالة الإحصائية عند ($\alpha = 0.05$).

الباب الثالث:

النتائج

Results

النتائج

Results

3-1- الدراسة الإحصائية:

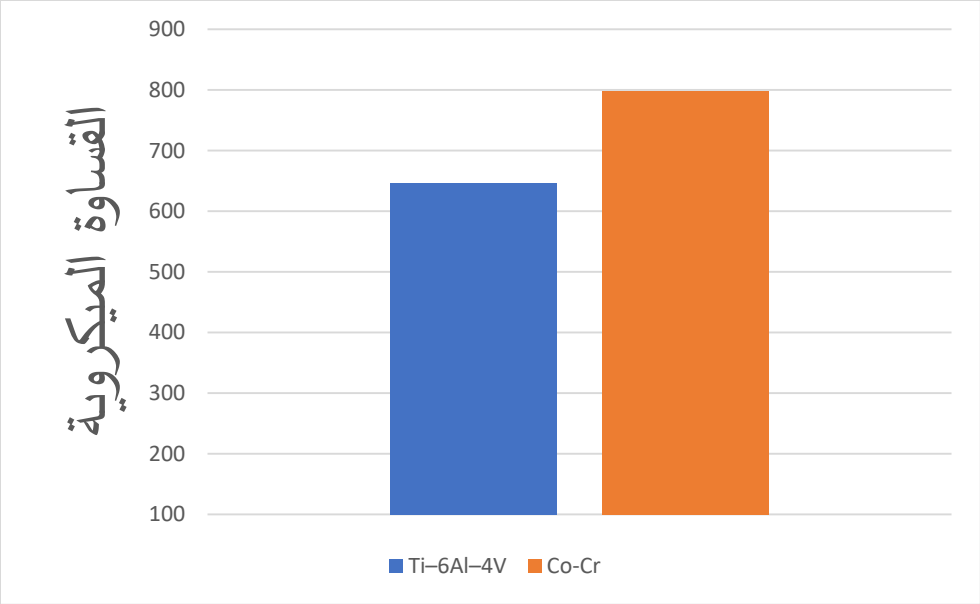
3-1-1. القساوة الميكروية:

3-1-1-1. الدراسة الإحصائية الوصفية:

حُسِبت متوسطات قساوة فيكرز الميكروية لكل مجموعة من مجموعتي البحث ثم حسبت المتغيّرات الإحصائية الأخرى ونظمت في الجدول (2)، ويمثل المخطط (2) رسماً بيانياً للمتوسطات الحسابية للقساوة الميكروية لمجموعتي البحث.

الجدول (2): المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى للقساوة الميكروية في مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	نوع الخليطة	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى	Shapiro-Wilk P
قساوة فيكرز الميكروية	**Ti-6Al-4V**	**6**	**645.98**	**57.64**	**564.70**	**723.40**	**0.888**
	Co-Cr	**6**	**797.92**	**14.57**	**776.20**	**821.00**	**0.702**



المخطط (2): المتوسطات الحسابية لقساوة فيكرز الميكروية في مجموعتي البحث.

3-1-1-2. الدراسة الإحصائية التحليلية:

بعد التأكد من التوزع الطبيعي للبيانات باستخدام اختبار Shapiro–Wilk ($P > 0.05$)، تم إجراء اختبار T للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي القساوة الميكروية في مجموعتي البحث، الجدول (3).

الجدول (3): نتائج اختبار T للعينات المستقة لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي القساوة الميكروية في مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	الفرق بين المتوسطين (Ti-Co-Cr)	درجات الحرية	قيمة T المحسوبة	قيمة مستوى الدّلالة	دلالة الفرق	95% CI for Mean Difference		Effect Size
						Lower	Upper	Cohen's d
القساوة Vickers	-151.94	5.64^{W}	-6.259	**0.001***	**يوجد فرق دال**	-212.28	-91.6	3.614

W : Welch's statistic due to lack of variances homogenity (levene's P=0.04<0.05)

يلاحظ من الجدول السابق أن قيمة مستوى الدلالة ($P < 0.05$) عند مقارنة متوسط قساوة فيكرز لخليطة التيتانيوم مع مثيلتها خليطة الكوبالت كروم أي إنه عند مستوى الثقة 95% يوجد فرق ذو دلالة إحصائية في متوسط القساوة بين الخليطتين، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أن متوسط قساوة خليطة الكوبالت كروم أعلى من قساوة خليطة التيتانيوم.

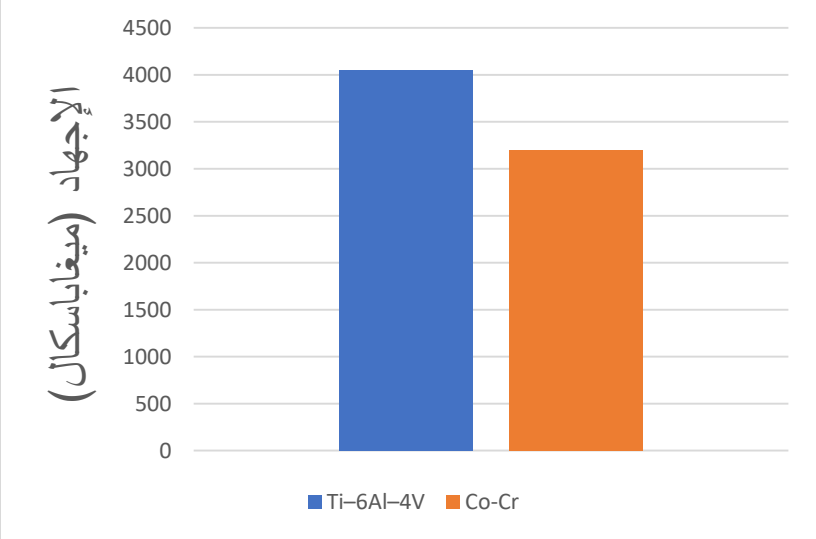
3-1-2. اختبار الانحناء ثلاثي النقاط:

3-1-2-1. الدراسة الإحصائية الوصفية للإجهاد:

حُسِبت متوسطات الإجهاد (بالميغاباسكال) لكل مجموعة من مجموعتي البحث ثم حُسِبت المتغيرات الإحصائية الأخرى ونُظِمت في الجدول (4)، ويمثل المخطط (3) رسماً بيانياً للمتوسطات الحسابية للإجهاد لمجموعتي البحث.

الجدول (4): المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى للإجهاد في مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	نوع المعدن	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى	Shapiro–Wilk P
الإجهاد (ميغاباسكال)	Ti–6Al–4V	10	4050	1141.39	3000	6000	0.029
	Co-Cr	10	3200	823.27	2000	4500	0.351



المخطط (3): المتوسطات الحسابية لقيم الإجهاد في مجموعتي البحث.

3-1-2-2. الدراسة الإحصائية التحليلية لدراسة دلالة الفرق في قيم الإجهاد بين مجموعتي البحث:

بعد دراسة التوزع الطبيعي للبيانات باستخدام اختبار Shapiro–Wilk تبين أنها لا تتبع التوزع الطبيعي في مجموعة التيتانيوم ($P < 0.05$)، لذلك تم إجراء اختبار Mann-Whitney U للعينات المستقلة لدراسة

دلالة الفرق بين متوسطي الرتب لقيم الإجهاد بين مجموعتي البحث، الجدول (5).

الجدول (5): نتائج اختبار Mann-Whitney U لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي الرتب لقيم الإجهاد بين مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	نوع المعدن	متوسط الرتب	قيمة U	قيمة مستوى الدّلالة	دلالة الفرق	95% CI*		Effect Size r_{rb}
						Lower	Upper	
الإجهاد (ميغاباسكال)	Ti	12.75	27.5	0.087	لايوجد فرق دال	0	1500	0.45
	Co-Cr	8.25						

***: CI For Hodges-Lehmann estimate**

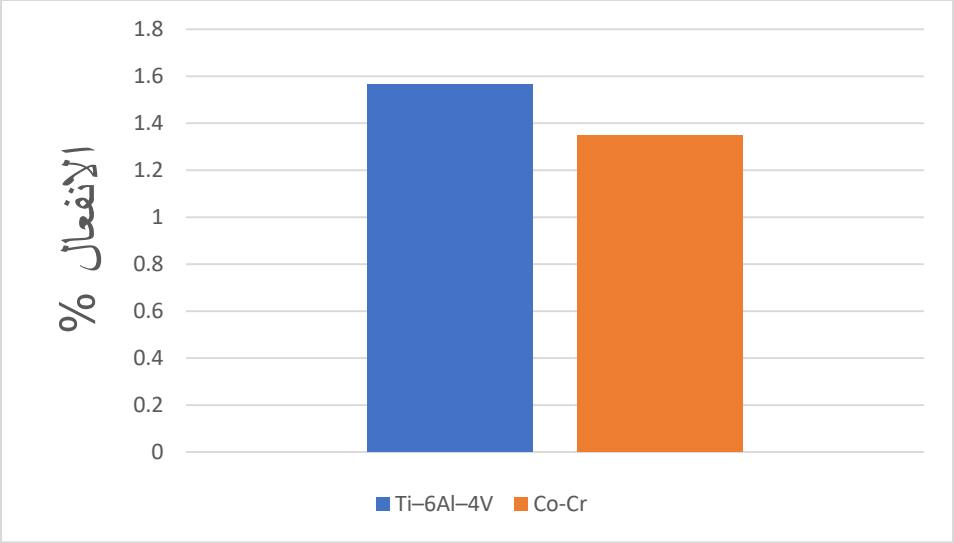
يلاحظ من الجدول السابق أن قيمة مستوى الدلالة ($P > 0.05$) أي إنّه عند مستوى الثّقة 95% لا يوجد فرق ذو دلالة إحصائية في متوسطي الرتب بين مجموعتي البحث.

3-1-2-3. الدراسة الإحصائية الوصفية للانفعال:

حُسِبت متوسطات الانفعال لكل مجموعة من مجموعات البحث ثم حسبت المتغيرات الإحصائية الأخرى ونُظِمت في الجدول (6)، ويمثل المخطط (4) رسماً بيانياً للمتوسطات الحسابية للانفعال لمجموعتي البحث.

الجدول (6): المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى للانفعال في مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	نوع المعدن	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى	Shapiro-Wilk P
الانفعال %	Ti-6Al-4V	10	1.565	0.048	1.5	1.634	0.377
	Co-Cr	10	1.347	0.258	0.956	1.758	0.779



المخطط (4): المتوسطات الحسابية لقيم الانفعال في مجموعتي البحث.

3-1-2-4. الدراسة الإحصائية التحليلية لدراسة دلالة الفرق في قيم الانفعال بين مجموعتي البحث:

بعد التأكد من التوزع الطبيعي للبيانات باستخدام اختبار Shapiro-Wilk ($P > 0.05$)، تم إجراء اختبار T للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي قيم الانفعال في مجموعتي البحث، الجدول (7).

الجدول (7): نتائج اختبار T لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي قيم الانفعال في مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	الفرق بين المتوسطين (Ti−Co−Cr)	درجات الحرية	قيمة T المحسوبة	قيمة مستوى الدّلالة	دلالة الفرق	95% CI for Mean Difference		Effect Size
						Lower	Upper	Cohen's d
الانفعال[W] (%)	0.217	9.628	2.62	**0.026***	**يوجد فرق دال**	0.031	0.4	1.164

W: Welsh's t due to lack of homogeneity of variances between groups (Levene's Test p=0.009 <0.05).

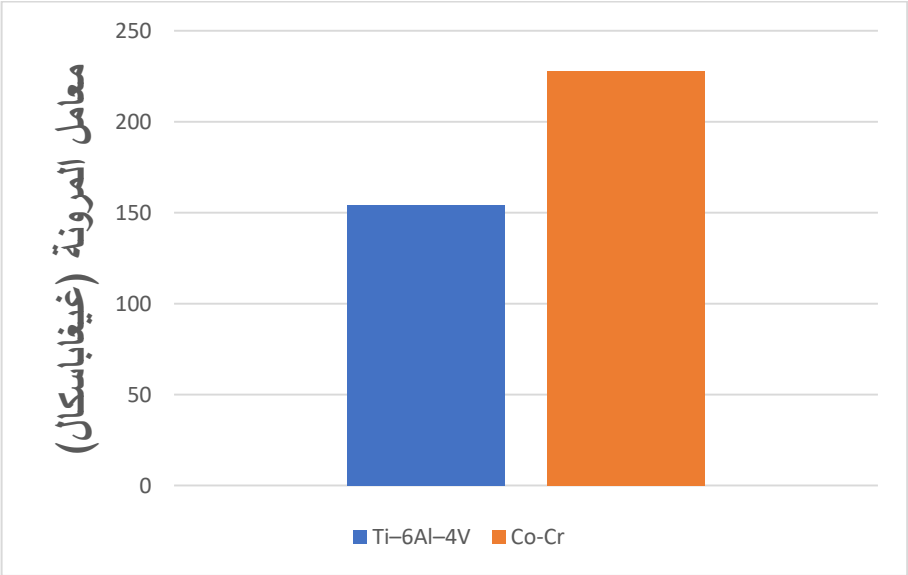
يلاحظ من الجدول السابق أن قيمة مستوى الدلالة ($P < 0.05$) أي إنّه عند مستوى الثّقة 95% يوجد فرق ذو دلالة إحصائية بين متوسطي قيم الانفعال في مجموعتي البحث وبدراسة الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين نستنتج أن متوسط قيم الانفعال في مجموعة التيتانيوم كان أكبر من متوسط قيم الانفعال في مجموعة الكوبالت كروم.

3-1-2-5. الدراسة الإحصائية الوصفية لمعامل المرونة:

حُسِبت متوسطات معامل المرونة (بالغيغاباسكال) لكل مجموعة من مجموعتي البحث ثم حسبت المتغيرات الإحصائية الأخرى ونُظِمت في الجدول (8)، ويمثل المخطط (5) رسماً بيانياً للمتوسطات الحسابية لمعامل المرونة لمجموعتي البحث.

الجدول (8): المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى لمعامل المرونة في مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	نوع المعدن	عدد العينات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى	Shapiro–Wilk P
معامل المرونة (غيغاباسكال)	Ti–6Al–4V	10	154.1	8.616	144.2	169.4	0.312
	Co-Cr	10	227.98	38.325	176.39	294.55	0.649



المخطط (5): المتوسطات الحسابية لقيم معامل المرونة في مجموعتي البحث.

3-1-2-6. الدراسة الإحصائية التحليلية لدراسة دلالة الفرق في قيم معامل المرونة بين مجموعتي البحث:

بعد التأكد من التوزع الطبيعي للبيانات باستخدام اختبار Shapiro-Wilk ($P > 0.05$)، تم إجراء اختبار T للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي قيم معاملي المرونة في مجموعتي البحث، الجدول (9).

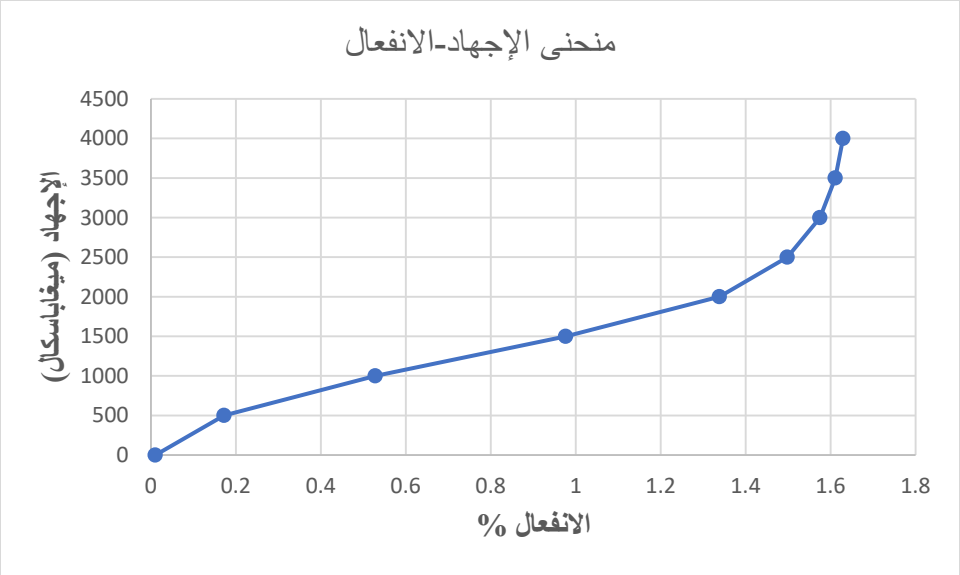
الجدول (9): نتائج اختبار T لدراسة دلالة الفرق بين متوسطي قيم معامل المرونة في مجموعتي البحث.

المتغيّر المدروس	الفرق بين المتوسطين (Ti-6Al-4V-Co-Cr)	درجات الحرية	قيمة T المحسوبة	قيمة مستوى الدّلالة	دلالة الفرق	95% CI for Mean Difference		Effect Size
						Lower	Upper	Cohen's d
معامل المرونة W (غيغاباسكال)	-73.882	9.907	-5.948	**<0.001***	**يوجد فرق دال**	-101.595	-46.169	2.66

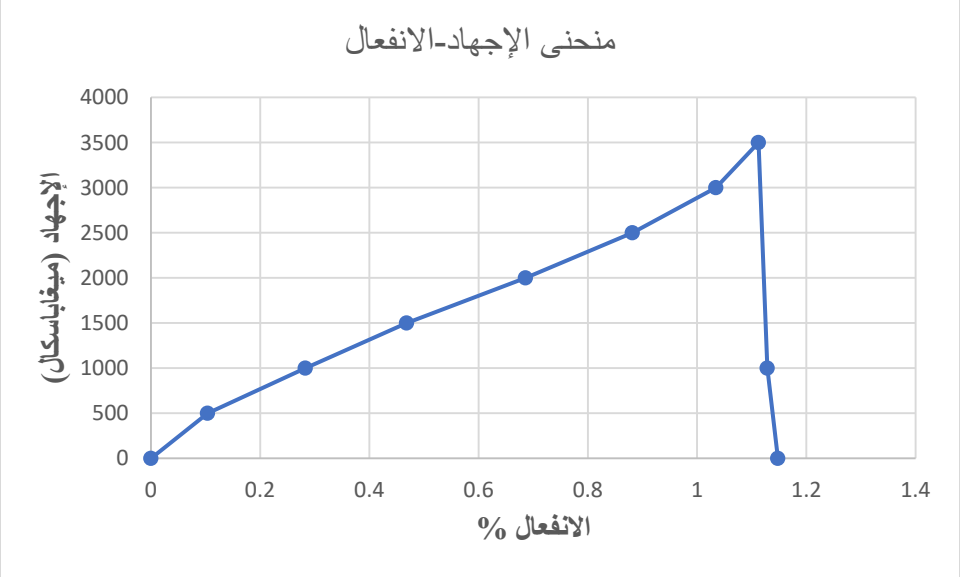
W: Welsh's t due to lack of homogeneity of variances between groups (Levene's Test p=0.007 <0.05).

يلاحظ من الجدول السابق أن قيمة مستوى الدلالة ($P < 0.05$) أي أنه عند مستوى الثقة 95% يوجد فرق ذو دلالة إحصائية بين متوسطي معاملي المرونة في مجموعتي البحث وبدراسة الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين نستنتج أن متوسط قيم معامل المرونة في مجموعة التيتانيوم كان أصغر من متوسط قيم معامل المرونة في مجموعة الكوبالت كروم.

يوضح المخططان (6) و(7) رسماً بيانياً لمحنى الإجهاد-الانفعال لعينتين من مجموعتي البحث.



المخطط (6): منحنى الإجهاد–الانفعال لإحدى عينات التيتانيوم.



المخطط (7): منحنى الإجهاد–الانفعال لإحدى عينات الكوبالت كروم.

الباب الرابع:

المناقشة

Discussion

المناقشة

Discussion

4-1- مناقشة فكرة البحث:

ثمة عدة طرائق لصنع الهياكل المعدنية، منها طريقة الصب التقليدية التي كانت من أولى الطرائق، غير أنها محفوفة بالأخطاء والمشاكل. فكان البديل هو اعتماد طريقة حديثة تعمل وفق نظام (CAD-CAM) كطريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM، التي أثبتت نجاحها وكفاءتها العالية (Çelik & Balkaya, 2023) وسرعتها الفائقة وقدرتها على إنتاج هياكل معقدة الشكل ذات خواص ميكانيكية فريدة متفوقة على نظيرتها التقليدية (Gunasekaran et al., 2021).

تستطيع الطابعة ثلاثية الأبعاد طباعة خلائط معدنية مختلفة، منها: التيتانيوم، الذي أثبت تمتعه بمزايا عديدة كخفة وزنه الذري الذي يعادل نصف وزن المعادن غير الثمينة الأخرى التي من ضمنها الكوبالت كروم (Jang et al., 2001)، وهو أمر ذو أهمية مع الهياكل التي تغطي كامل قبة الحنك أو تلك الأجهزة التي نحتاج فيها التغلب على تأثير الجاذبية الأرضية (Carr & Brown, 2010)، إضافة لكونه يتمتع بمرونة عالية تسمح بوضع المثبتات المباشرة في مناطق تثبيت أعمق من تلك الموصى بها لمثبتات الكوبالت كروم؛ وبالتالي تحقيق ناحية تجميلية، وصحة حول سنية أفضل نتيجة قلة الأثر الرضي للمثبتات المباشرة على الدعامات السنية أثناء الإدخال والإخراج (Bridgemana et al., 1997)، وقد يكون بديلاً للمرضى ذوي الحساسية تجاه الكوبالت كروم (Canay et al., 1998)، لأجل هذه الميزات يحتاج التيتانيوم مزيداً من الدراسات حول خواصه، ومقارنتها مع خواص خليطة الكوبالت كروم الخليطة الأكثر استعمالاً وشيوعاً في تعويضات الأسنان المتحركة، ومعرفة ما إن كان هناك فروقات مهمة بين الخليطتين. وبالتالي مساعدة الطبيب على اختيار المعدن الأفضل والأنسب للمرضى.

4-2- الجديد في هذه الدراسة:

تسعى هذه الأطروحة إلى تحقيق أهداف محددة تتمثل في إجراء دراسة مخبرية مقارنة بين نماذج خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V وخليطة الكوبالت كروم Co–Cr المستخدمتين في هياكل الأجهزة السنية المتحركة والمحضَّرَتين بطريقة الصَّهر الانتقائي بالليزر (SLM) في كل مما يلي:

1. مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط.

2. القساوة الميكروية.

تختلف هذه الأهداف عن الأبحاث السابقة من حيث أن الأخيرة كانت تقارن بين الخواص الميكانيكية لكل خليطة على حدة، فمثلاً هناك دراسات قارنت بين خلائط الكوبالت كروم المحضرة بطرق مختلفة كطريقة الصب التقليدية وطريقة النحت وطريقة الصهر الانتقائي بالليزر وغيرها من الطرق؛ كما في هذه الدراسات (Hedberg et al.,) (Xin et al., 2014) (Zeng et al., 2014) (Wu et al., 2014) Tan et al.,) (Li et al., 2017) (Dolgov et al., 2016) (Lucchetti et al., 2015) (2014 Ghadhban & Hasan,) (Schweiger et al., 2020) (Tasaka et al., 2020) (2019 2022)، أو قارنت بين خلائط التيتانيوم المختلفة في تركيبها الكيميائي كخليطة التيتانيوم النقي التجاري (درجة 2) وخليطة التيتيانيوم Ti–6Al–4V (درجة 5) (Bridgemana et al., 1997) (Canay et Xin et) (Zeng et al., 2014) (Wu et al., 2014) (Poondla et al., 2009) (al., 1998 (Dolgov et al., 2016) (Lucchetti et al., 2015) (Hedberg et al., 2014) (al., 2014 Schweiger et al.,) (Tasaka et al., 2020) (Tan et al., 2019) (Li et al., 2017) 2020)، أو درست خليطة واحدة كخليطة Ti–6Al–4V من خلال تحضيرها بطرق مختلفة وقارنت بين هذه

الطرق (Tan et al., 2019) (Xie et al., 2020) (Takahashi et al., 2020) (Cherneva et al., 2023).

تأتي مساهمة هذه الأطروحة في أنها قارنت بين خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V وخليطة الكوبالت كروم Co–Cr، وكلاهما حُضِّر بطريقة حديثة وهي طريقة SLM، إضافة لتسليط الضوء على خليطة التيتانيوم بهدف توسيع نطاق استخدامها في تطبيقات التعويضات السنية نظراً لإيجابياتها السابقة الذكر. كما اختيرت المقارنة بين هاتين الخليطتين في خاصيتي القساوة ومقاومة الانحناء نظراً لأهميتهما السريرية.

- **الأهمية السريرية لاختبار القساوة:**

يجب أن تكون قساوة الخليطة المستخدمة في هياكل الأجهزة السنية المتحركة جيدة بما يكفي لمقاومة الخدش ومنع تراكم اللويحة الجرثومية (البني & سايس، 2010–2011). من جهة أخرى هناك سلبيات للقساوة العالية، حيث تسبب اهتراء للسطوح العمودية للدعامات السنية أثناء إدخال الجهاز وإخراجه وحركاته المختلفة أثناء الوظيفة، أو قد تسبب المهاميز سحلاً في الأسنان والتعويضات المقابلة (Carr & Brown, 2010)، بالإضافة إلى ذلك كلما كانت الخليطة أكثر قساوة ازدادت صعوبة إجراء التعديلات وكذلك عمليات الإنهاء والصقل (البني & سايس، 2010–2011).

- **الأهمية السريرية لاختبار الانحناء:**

يجب أن يتمتع الهيكل المعدني بمقاومة انحناء تحت تأثير القوى الإطباقية المختلفة، وأن تسمح المثبتات المباشرة بحنيها وتعديلها دون الخوف من تعرضها للكسر (البني & سايس، 2010–2011).

واعتُمدت طريقة الصهر الانتقائي بالليزر SLM لكونها أثبتت تفوقها على طريقة الصب التقليدية التي لم تكن قادرة على إنتاج تعويضات معقدة الشكل بصورة مثالية، مع وجود صعوبة في صب الخلائط

المعدنية بسبب الأكسدة ودرجة الانصهار العالية، بالإضافة إلى ذلك حدوث تغيرات لأبعاد الهياكل المعدنية نتيجة التقلص الحراري أثناء التبريد، كما أن إجراءات الإنهاء والتلميع أكثر صعوبة وتستغرق وقتاً أكبر، وتتضمن عملية الصب مراحل متتالية تحول دون الحصول على الدقة اللازمة، وتؤدي إلى ظهور عيوب كالمسامية، والالتواء، والحواف المعيبة (Çelik & Balkaya, 2023)، وكذلك أثبتت طريقة SLM تفوقها على طريقة النحت بعدم هدر المواد وعدم الحاجة إلى استخدام سنابل وتجديدها كل فترة (اقتصادية أكثر)، وقدرتها الفائقة على إنتاج أشكال معقدة، إضافة لإعطاء تفاصيل دقيقة ذات حجم أصغر من سنبلة النحت (Alharbi et al., 2017).

4-3- مناقشة المواد والطرائق:

4-3-1. مناقشة مواد الدراسة:

تم استعمال مسحوق خليطة الكوبالت كروم من نوع (Realloy C Powder, Krefeld, Germany)، والتيتانيوم من نوع (Titanium alloy powder – Grade 5, Guangzhou, China)، لتوافرهما في المخابر السنية.

4-3-2. مناقشة طريقة الدراسة:

بعد طباعة العينات تم إخضاعها لنفس الخطوات من معالجة حرارية وتنعيم وصقل وذلك لتوحيد شروط العمل بين جميع العينات.

4-4- مناقشة النتائج:

4-4-1. القساوة الميكروية:

طبقاً للنتائج التي تم الحصول عليها عند مستوى الثقة 95%، ظهر فرق دال إحصائياً في متوسطات قساوة فيكرز الميكروية (Microhardness Vickers) بين خليطتي التيتانيوم Ti-6Al-4V والكوبالت كروم Co-Cr، إذ بلغ متوسط القساوة الميكروية لخليطة الكوبالت كروم (~797 HV) مقارنة بخليطة التيتانيوم (~645 HV). ويتفق هذا الاتجاه مع ما أظهرته العديد من الدراسات السابقة التي أُجريت على خلائط محضرة بطريقة الصهر الانصهار الانتقائي بالليزر(SLM)؛ والتي أظهرت تفوّقاً لخليطة الكوبالت كروم من حيث قساوة فيكرز على خليطة التيتانيوم (Zeng et al., 2014) و(Gao et al., 2021) و(Cosma, Moldovan, Simion, & Balc, 2022) و(Ghio, Cerri, Riccio, & Sisti, 2022) و(Ghadhban & Hasan, 2022) و(Foudzia et al., 2024). وعلى الرغم من ذلك؛ فقد سُجّلت في هذه الدراسة قيم قساوة أعلى من القيم المنشورة في تلك الدراسات. ومن المرجّح أن يُعزى هذا الاختلاف إلى عوامل متعلقة بظروف عملية التصنيع، مثل كثافة طاقة الليزر، وسرعة المسح، وسماكة الطبقة، وتركيب المساحيق ونقاوتها، إضافة إلى ظروف المعالجة الحرارية وعمليات الإنهاء والصقل التي تؤثر على البنية المجهرية النهائية وقيم القساوة، كما أن تباين بروتوكولات الاختبار الميكانيكي كنوع الحمل المطبق، وزمن إبقائه على قطعة الاختبار؛ يمكن أن يفسّر جزءاً من هذا التباين. ونظراً لغياب دراسات سابقة تقارن بشكل مباشر بين خليطتي التيتانيوم Ti-6Al-4V والكوبالت كروم Co-Cr المنتجتين بتقنية SLM؛ فقد استندت المقارنة في هذه الدراسة إلى الاتجاه العام للنتائج المستخلصة من أبحاث منفصلة، درست إحداها قساوة الكوبالت كروم المصنع بطريقة SLM مقارنة بالتقليدي، ودرست أخرى قساوة التيتانيوم المصنع بطريقة SLM مقارنة بالتقليدي. ومن

خلال الرجوع إلى القيم الوسطية المدرجة في جداول هذه الدراسات؛ تبين أن قساوة الكوبالت كروم كانت أعلى من قساوة التيتانيوم، وهو ما يتماشى مع الاتجاه الذي أظهرته نتائجنا.

إن قيم القساوة الأعلى للكوبالت كروم تجعل الأجهزة المصنوعة من هذه الخليطة أكثر مقاومة للخدش من الأجهزة المصنوعة من هياكل التيتانيوم؛ وبالتالي أقل عرضة للتلوث والالتصاق وتراكم اللويحة الجرثومية. بالمقابل تسبب القساوة الأعلى للكوبالت كروم صعوبة في تشذيب هياكل الأجهزة المتحركة أكثر من خليطة التيتانيوم، كما تسبب اهتراء أكبر في الترميمات والأسنان الطبيعية التي تكون بتماس مع الهيكل المعدني.

4-4-2. مقاومة الانحناء ثلاثي النقاط:

4-4-2-1. الإجهاد:

أظهرت نتائج التحليل الإحصائي عدم وجود فرق دال إحصائياً في متوسط قيم الإجهاد بين مجموعتي البحث. فقد سجلت قطع خليطة التيتانيوم متوسط إجهاد يقارب 4050 ميغاباسكال، وهو قريب نسبياً من قيمة 3200 ميغاباسكال التي سُجّلت لقطع خليطة الكوبالت كروم. ويشير ذلك إلى أن الخليطتين أظهرتا مقاومة متشابهة للتشوه تحت ظروف اختبار الانحناء ثلاثي النقاط. ونظراً لحداثة هذه الدراسة ومحدودية توفر أبحاث سابقة استخدمت اختبار الانحناء نفسه؛ فقد أُجريت مقارنات مع دراسات سابقة تناولت قيم الإجهاد تحت اختبار الشد. وعلى الرغم من اختلاف طرق الاختبار؛ فقد أظهرت متوسطات قيم الإجهاد المُبلغ عنها في تلك الدراسات تقارباً نسبياً، ما يشير إلى اتجاه سلوكي ميكانيكي متماثل بين الخليطتين. ويتجلى هذا التوافق العام في نتائج كل من (Wu et al., 2014) و(Okazaki & Ishino, 2020) و(Dobrzański, Dobrzański,

Klimek, Bułhak, & Śmielak,)و (Achtelik-Franczak, & Dobrzańska, 2020 2024).

4-4-2-2. الانفعال:

بيّن التحليل الإحصائي وجود فرق دال إحصائياً في متوسط قيم الانفعال بين المجموعتين، حيث سجلت قطع التيتانيوم متوسط انفعال أعلى (حوالي 1.565%) مقارنة بقطع الكوبالت كروم (حوالي 1.347%)، ما يشير إلى درجة أكبر من التشوّه قبل الانهيار. وعلى الرغم من اختلاف طريقة الاختبار المستخدمة في الدراسة الحالية عن الطرق المتبعة في أبحاث سابقة — حيث كان الانفعال يُقيَّم تحت اختبار الشد — فإن نتائجنا تتوافق مع الاتجاه العام الذي أشار إليه كل من (Wu et al., 2014) و (Cherneva et al., 2023)، حيث أظهرت خليطة التيتانيوم انفعالاً أكبر من خليطة الكوبالت كروم، وقد يمنح هذا الانفعال الأعلى ميزة سريرية عند الرغبة في تحقيق مرونة وتحمّل أكبر للتشوه، كما هو الحال في تصاميم الأجهزة المتحركة واسعة الامتداد أو في الحالات التشريحية المعقدة.

4-4-2-3. معامل المرونة:

أظهر التحليل الإحصائي وجود فرق دال إحصائياً في متوسط قيم معامل المرونة بين المجموعتين. فقد أظهرت قطع خليطة التيتانيوم معامل مرونة أقل (حوالي 154.1 غيغاباسكال) مقارنة بقطع خليطة الكوبالت كروم (حوالي 227.98 غيغاباسكال)، مما يشير إلى أن خليطة التيتانيوم أكثر مرونة (أقل صلابة) من خليطة الكوبالت كروم. واتفقت هذه النتائج مع دراسات سابقة، مثل دراسة Dolgov وزملائه في عام 2016، ودراسة Wang وزملائه في عام 2018، حيث أظهرت عينات الكوبالت كروم المحضرة بطريقة SLM معامل مرونة تراوح بين 200 و213 غيغاباسكال (Dolgov et al.,

2016)، (Wang et al., 2018). واتفقنا مع دراسة Wojtaszek وزملائه في عام 2013، ودراسة Tao وزملائه في عام 2019، حيث سجلت عينات التيتانيوم المحضرة بطريقة SLM معامل مرونة بين 103 و117 غيغاباسكال (Wojtaszek et al., 2013)، (Tao et al., 2019). وهذه القيم تتوافق بصورة عامة مع القيم المرجعية المذكورة في مرجع المواد السنية، حيث ورد أن حد المرونة لخليطة الكوبالت كروم المحضرة بطريقة الصب التقليدية تبلغ حوالي 225 غيغاباسكال، وحد المرونة لخليطة التيتانيوم المحضرة بطريقة الصب التقليدية تبلغ حوالي 110 غيغاباسكال (البني & سايس، 2010-2011).

وتؤكد هذه الفروقات في معامل المرونة التباين الواضح بين الخواص الميكانيكية لكلا الخليطتين. إذ توفر خليطة التيتانيوم مرونة أكبر، مما يمنحها ميزة في التصاميم التعويضية التي تتطلب قدرة عالية على تحمل التشوهات، خصوصاً عند التعامل مع بُنى تشريحية معقدة أو في حالات الدعامات ذات غؤورات التثبيت العميقة. من جهة أخرى، توفر خليطة الكوبالت كروم صلابة أعلى، ما يجعلها أكثر ملاءمة للتطبيقات التي تحتاج إلى صلابة أكبر مثل التعويضات الثابتة.

كما نعلم أن معامل المرونة هو حاصل قسمة الإجهاد على الانفعال، وأنه يعبر عن صلابة المادة، لكن من المهم أيضاً معرفته هل زادت قيمة معامل المرونة على حساب الإجهاد أو الانفعال أو كليهما؟ لاحظنا سابقاً أن قيم الإجهاد كانت متقاربة بين الخليطتين، وبالتالي فإن الاختلاف في معامل المرونة حصل على حساب الانفعال، أي على حساب التدلي الذي أبدته العينات قبل تشوهها، وبالتالي فإن تدلي قطع الكوبالت كروم كانت حوالي نصف تدلي قطع التيتانيوم، على الرغم من أن كلا الخليطتين تحملتا مقداراً متقارباً من القوة المطبقة. الأمر الذي يستدعي توخي الحذر عند إجراء تعديلات على

ضامات الكوبالت كروم خوفاً من انكسارها، في حين هناك حرية أكبر نسبياً عند التعامل مع ضامات التيتانيوم.

الباب الخامس:

الاستنتاجات

Conclusions

الاستنتاجات

Conclusions

بعد دراسة نتائج البحث ومناقشتها، وضمن حدود هذه الدراسة نستنتج من نماذج البحث المحضرة بطريقة SLM كل مما يلي:

1. تمتلك خليطة الكوبالت كروم Co–Cr قساوة فيكرز ميكروية أعلى من خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V.
2. تمتلك كل من خليطة الكوبالت كروم Co–Cr وخليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V قيم إجهاد انحنائي متقاربة.
3. تمتلك خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V قيم انفعال انحنائي أعلى من خليطة الكوبالت كروم Co–Cr.
4. تمتلك خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V معامل مرونة أقل من خليطة الكوبالت كروم Co–Cr، وبالتالي مرونة أعلى وصلابة أقل.
5. إن مقاومة الانحناء تختلف بين الخليطتين؛ حيث تُظهر خليطة الكوبالت كروم Co–Cr سلوكاً انحنائياً أكثر صلابة، بينما تُظهر خليطة التيتانيوم Ti–6Al–4V مرونة أعلى أثناء التحميل الانحنائي.

الباب السادس:

المقترحات والتوصيات

Suggestions & Recommendations

المقترحات والتوصيات

Suggestions & Recommendations

المقترحات:

1- إجراء دراسة لبقية الخواص الميكانيكية كدراسة التعب لأهميته وتأثيره في ديمومة الضامات وقوى الشد والانحناء.

2- إجراء دراسة سريرية على هياكل معدنية مصممة لتعويضات متحركة جزئية ومحضرة بطريقة SLM لكل من خليطتي التيتانيوم والكوبالت كروم.

3- إجراء دراسة لتحري كمية الشوارد المتحررة من خليطتي التيتانيوم والكوبالت كروم المحضرتين بطريقة SLM بعد وضع الراتنج الأكريلي.

4- دراسة الخواص الميكانيكية لخليطتي التيتانيوم والكوبالت كروم المحضرتين بطريقة SLM عقب الحرارة الناتجة عن إجراءات وضع الراتنج الإكريلي.

5- دراسة تأثير خشونة السطح لخليطتي التيتانيوم والكوبالت كروم المحضرتين بطريقة SLM لما له تأثير في خواص الخلائط الناتجة.

6- دراسة قوة التثبيت لضامات لخليطتي التيتانيوم والكوبالت كروم المحضرتين بطريقة SLM بالشكلين (إيكرز-روتش) بعد تعريضها لدورات فك وتركيب.

التوصيات:

نظراً لمرونة خليطة التيتانيوم العالية بالمقارنة مع خليطة الكوبالت كروم نوصي بما يلي:

1- استخدام خليطة التيتانيوم مع الدعامات السنية ذات مناطق التثبيت الكبيرة.

2- استخدام خليطة التيتانيوم في الحالات التي تهمنا فيها الناحية التجميلية.

3- استخدام خليطة التيتانيوم في حالة عدم كفاية الدعم حول السني للدعامات.

الباب السابع:

المراجع

References

References المراجع

المراجع الأجنبية:

A

1. Agapovichev, A. V., Kokareva, V. V., Smelov, V. G., & Sotov, A. V. (2016). *Selective laser melting of titanium alloy: Investigation of mechanical properties and microstructure.* IOP Conference Series: **Materials Science and Engineering**, 156(1), 012031. https://doi.org/10.11607/ijp.5079

2. Alharbi, N., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2017). *Additive manufacturing techniques in prosthodontics: Where do we currently stand? A critical review.* **International Journal of Prosthodontics**, 30(5), 474–484.
   DOI: 10.11607/ijp.5079

3. Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (Eds.) (2012). *Mechanical Properties of Dental Materials.* In: **Phillips' Science of Dental Materials**, 12th ed., pp. 48–68. Elsevier/Saunders, St. Louis, Missouri.

4. Aridome, K., Yamazaki, M., Baba, K., & Ohyama, T. (2005). *Bending properties of strengthened Ti-6Al-7Nb alloy major connectors compared to Co-Cr alloy major connectors.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 93(3), 267–273.
   https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.005

B

5. Bridgeman, J. T., Marker, V. A., Hummel, S. K., Benson, B. W., & Pace, L. L. (1997). *Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 78(2), 187–193. https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70124-0

6. Bridgeport, D. A., Brantley, W. A., & Herman, P. F. (1993). *Cobalt-Chromium and Nickel-Chromium Alloys for Removable Prosthodontics, Part 1: Mechanical Properties.* **Journal of Prosthodontics**, 2(3), 144–150. https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1993.tb00398.x

C

7. Canay, Ş., Hersek, N., Culha, A., & Bilgiç, S. (1998). *Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour.* **Journal of Oral Rehabilitation**, 25(10), 759–764. https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00302.x

8. Carr, A. B., & Brown, D. T. (2010). *Partially Edentulous: Epidemiology, Physiology, and Terminology* (pp. 2–7) and *Denture Base Considerations* (pp. 103–114). In: Carr, A. B., & Brown, D. T., **McCracken's Removable Partial Prosthodontics, 12th ed.**, Elsevier Health Sciences, St. Louis, Missouri.

9. Çelik, G. E., & Balkaya, M. C. (2023). *Metal manufacturing techniques used in prosthetic dentistry.* **Essent Dent**, 2(3), 135–140. **DOI:** 10.5152/EssentDent.2023.23019

10. Cherneva, S., Petrunov, V., Petkov, V., Bogdanov, V., & Simeonova, S. (2023). *Structure and mechanical properties of milled and 3D-printed Ti-6Al-4V alloys for subtractive and additive CAD/CAM manufacturing in dentistry.* **Applied Sciences**, 13(21), 11958. https://doi.org/10.3390/app132111958

11. Saini, J. S., Dowling, L., Trimble, D., & Singh, S. (2022). *Selective laser melting of CoCr alloys in biomedical applications: A review.* In: Chowdhury, S. R. (Ed.), **Radiation technologies and applications in materials science**, CRC Press, Boca Raton, FL, pp. 287–310.

12. Cosma, C., Moldovan, M., Simion, M., & Balc, N. (2022). *Impact of laser parameters on additively manufactured cobalt-chromium restorations.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 128(3), 421–429. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.11.043

D

13. de Matos, J. D. M., dos Santos, A. C. M., Nakano, L. J. N., de Vasconcelos, J. E. L., Andrade, V. C., Nishioka, R. S., Bottino, M. A., & Lopes, G. R. S. (2021). *Metal alloys in dentistry: An outdated material or required for oral rehabilitation.* **International Journal of Odontostomatology**, 15(3), 702–711. https://doi.org/10.4067/S0718-381X2021000300702

14. Dobrzański, L. A., Dobrzański, L. B., Achtelik-Franczak, A., & Dobrzańska, J. (2020). *Application of solid laser-sintered or machined Ti6Al4V alloy in manufacturing of dental implants and dental prosthetic restorations according to Dentistry 4.0 concept.* **Processes**, 8(6), 664. https://doi.org/10.3390/pr8060664

15. Dolgov, N. A., Dikova, Ts., Dzhendov, Dzh., Pavlova, D., & Simov, M. (2016). *Mechanical properties of dental Co–Cr alloys fabricated via casting and selective laser melting.* **Materials Science**. Non-Equilibrium Phase Transformations, 2(3), 3–7.

16. Dowling, N. E. (2013). *Elastic behavior and Young's modulus*. In: Dowling, N. E., **Mechanical Behavior of Materials, International Edition**, pp. 118–177. Pearson Higher Ed, Boston.

F

17. Ferracane, J. L. (2001). *Characteristics of Materials.* In: Ferracane, J. L., **Materials in Dentistry: Principles and Applications**, Lippincott Williams & Wilkins, pp. 9-40.

18. Foudzia, F. M., Hung, L. Y., Jamhari, F. I., Buhairi, M. A., Sulong, A. B., Muhamada, N., Norhamidi, N., … Tane, K. S. (2024). *Physical and hardness performance at different surfaces for titanium alloy (Ti6Al4V) printed using selective laser melting process (SLM)*. **Jurnal Kejuruteraan**, 36(3), 1217–1226. https://doi.org/10.17576/jkukm-2024-36(3)-31

G

19. Gao, J. B., Ben, D. D., Yang, H. J., Meng, L. X., Ji, H. B., & Lian, D. L. (2021). *Effects of electropulsing on the microstructure and microhardness of a selective laser melted Ti-6Al-4V alloy.* **Journal of Alloys & Compounds**, 875, 160044. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2021.160044

20. Ghadhban, A. H., & Hasan, I. H. (2022). *Hardness and surface roughness of cobalt-chromium alloy produced by selective laser melting and casting techniques (an in vitro study).* **Journal of Research in Medical and Dental Science**, 10(6), 203-207. https://www.jrmds.in/articles/hardness-and-surface-roughness-of-cobaltchromium-alloy-produced-by-selective-laser-melting-and-casting-techniques-an-in-vitro-stud-92737.html

21. Ghio, E., Cerri, E., Riccio, M., & Sisti, J. (2022). *Mechanical properties and microstructure of Ti6Al4V Extra Low Interstitial alloy produced via laser and electron beam additive manufacturing processes.* **La Metallurgia Italiana**, 69, 70–78. https://www.aimnet.it/la_metallurgia_italiana/2022/ottobre/Ghio.pdf

22. Givan, D. A. (2007). *Precious metals in dentistry.* **Dental Clinics of North America**, 51(3), 591–601. https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.005

23. Gunasekaran, J., Sevvel, P., & John Solomon, I. (2021). *Metallic materials fabrication by selective laser melting: A review.* **Materials Today: Proceedings**, 37(3), 252-256. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.05.162

H

24. Hedberg, Y. S., Qian, B., Shen, Z., Virtanen, S., & Wallinder, I. O. (2014). *In vitro biocompatibility of CoCrMo dental alloys fabricated by selective laser melting.* **Dental Materials**, 30(5), 525-534. https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.008

25. Hong, J.-K., Kim, S.-K., Heo, S.-J., & Koak, J.-Y. (2020). *Mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy manufactured by selective laser melting.* **Materials**, 13(24), 5745. https://doi.org/10.3390/ma13245745

J

26. Jang, K.-S., Youn, S.-J., & Kim, Y.-S. (2001). *Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 86(1), 93-98. https://doi.org/10.1067/mpr.2001.116168

27. Jorge, J. R. P., Barão, V. A., Delben, J. A., Faverani, L. P., Queiroz, T. P., & Assunção, W. G. (2013). *Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives.* **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, 13(2), 71-77. https://doi.org/10.1007/s13191-012-0190-1

K

28. Klimek, L., Bułhak, B., & Śmielak, B. (2024). *A comparison of the structure and selected mechanical properties of Cr/Co alloys obtained by casting and selective laser melting.* **Journal of Functional Biomaterials**, 15(3), article 61. https://doi.org/10.3390/jfb15030061

29. Kullar, A. S., & Miller, C. S. (2019). *Are There Contraindications for Placing Dental Implants?* **Dental Clinics of North America**, 63(3), 345-362. https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.02.004

L

30. Li, J., Chen, C., Liao, J., Liu, L., Ye, X., Lin, S., & Ye, J. (2017). *Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 118(1), 69-75. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.11.001

31. Lucchetti, M. C., Fratto, G., Valeriani, F., De Vittori, E., Giampaoli, S., Papetti, P., … & Manzon, L. (2015). *Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 114(4), 602-608. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.002

M

32. Mahmoud, A., Wakabayashi, N., Takahashi, H., & Ohyama, T. (2005). *Deflection fatigue of Ti-6Al-7Nb, Co-Cr, and gold alloy cast clasps.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 93(2), 183–188. DOI:10.1016/j.prosdent.2004.11.011

33. Manappallil, J. J. (2015). *Structure and properties of dental materials.* In: Manappallil, J. J., **Basic Dental Materials**, pp. 9–38. JP Medical Ltd., London.

34. Misch, C. E. (2004). *Rationale for dental implants.* In: Misch, C. E., **Dental Implant Prosthetics,** pp. 2–19. Elsevier Health Sciences.

O

35. Okazaki, Y., & Ishino, A. (2020). *Microstructures and mechanical properties of laser-sintered commercially pure Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental applications.* **Materials**, 13(3), 609. https://doi.org/10.3390/ma13030609

P

36. Peng, P.-W., Hsu, C.-Y., Huang, H.-Y., Chao, J.-C., & Lee, W.-F. (2022). *Trueness of removable partial denture frameworks additively manufactured with selective laser melting.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 127(1), 122–127. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.035

37. Poondla, N., Srivatsan, T. S., Patnaik, A., & Petraroli, M. (2009). *A study of the microstructure and hardness of two titanium alloys: Commercially pure and Ti–6Al–4V.* **Journal of Alloys and Compounds**, 486(1–2), 162–167. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2009.06.172

R

38. Riviș, M., Roi, C., Roi, A., Nica, D., Văleanu, A., & Rusu, L.-C. (2020). *The implications of titanium alloys applied in maxillofacial osteosynthesis.* **Applied Sciences**, 10(9), 3203. https://doi.org/10.3390/app10093203

39. Rodrigues, R. C. S., Ribeiro, R. F., de Mattos, M. G. C., & Bezzon, O. L. (2002). *Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 88(3), 290–296. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2009.06.172

S

40. Schweiger, J., Güth, J.-F., Erdelt, K.-J., Edelhoff, D., & Schubert, O. (2020). *Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt–chromium alloy clasps fabricated by selective laser-sintering.* **Journal of Prosthodontic Research**, 64(2), 210–216. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.006

41. Sugio, C. Y. C., Mosquim, V., Jacomine, J. C., Zabeu, G. S., de Espíndola, G. G., Bonjardim, L. R., … Wang, L. (2022). *Impact of rehabilitation with removable complete or partial dentures on masticatory efficiency and quality of life: A cross-sectional mapping study.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 128(6), 1295–1302. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.035

T

42. Takahashi, K., Torii, M., Nakata, T., Kawamura, N., Shimpo, H., & Ohkubo, C. (2020). *Fitness accuracy and retentive forces of additive manufactured titanium clasp.* **Journal of Prosthodontic Research**, 64(4), 468–477. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2020.01.001

43. Tan, F.-B., Song, J.-L., Wang, C., Fan, Y.-B., & Dai, H.-W. (2019). *Titanium clasp fabricated by selective laser melting, CNC milling, and conventional casting: a comparative in vitro study.* **Journal of Prosthodontic Research**, 63(1), 58–65. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.08.002

44. Tao, P., Zhong, J., Li, H., Hu, Q., Gong, S., & Xu, Q. (2019). *Microstructure, mechanical properties, and constitutive models for Ti–6Al–4V alloy fabricated by selective laser melting (SLM).* **Metals**, 9(4), 447. https://doi.org/10.3390/met9040447

45. Tasaka, A., Shimizu, T., Kato, Y., Okano, H., Ida, Y., Higuchi, S., & Yamashita, S. (2020). *Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering.* **Journal of Prosthodontic Research**, 64(2), 224–230. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.009

46. Wiens, J. R., & Wiens, R. L. (2000). *Psychological Management of the Maxillofacial Prosthetic Patient.* In: Taylor, T. D. (Ed.), **Clinical Maxillofacial Prosthetics**, pp. 1–13. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago.

47. Tian, Qiwen. (2021). *The Development Status of Selective Laser Melting Technology (SLM).* **Journal of Physics: Conference Series**, 1798(1), 012045. https://doi.org/10.1088/1742-6596/1798/1/012045

V

48. Vallittu, P. K., & Kokkonen, M. (1995). *Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 74(4), 412–419. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80384-1

W

49. Wang, H., Xu, J.-B., Zhen, N., Ma, W.-Y., Zhang, Q.-M., & Guo, L. (2018). *Preparation and properties of Co–Cr alloy denture by selective laser melting.* **Materials Research Express**, 6(2), 026552. DOI 10.1088/2053-1591/aaee5d

50. Wojtaszek, M., Śleboda, T., Czulak, A., Weber, G., & Hufenbach, W. A. (2013). *Quasi-static and dynamic tensile properties of Ti-6Al-4V alloy.* **Archives of Metallurgy and Materials**, 58(4), 1261–1265. DOI:10.2478/amm-2013-0145

51. Wu, L., Zhu, H., Gai, X., & Wang, Y. (2014). *Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 111(1), 51–55. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.011

X

52. Xie, W., Zheng, M., Wang, J., & Li, X. (2020). *The effect of build orientation on the microstructure and properties of selective laser melting Ti-6Al-4V for removable partial denture clasps.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 123(1), 163–172. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.12.007

53. Xin, X. Z., Chen, J., Xiang, N., Gong, Y., & Wei, B. (2014). *Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co–Cr dental alloy after porcelain firing.* **Dental Materials**, 30(3), 263–270. https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.013

Y

54. Yap, C. Y., Chua, C. K., Dong, Z. L., Liu, Z. H., Zhang, D. Q., Loh, L. E., & Sing, S. L. (2015). *Review of selective laser melting: Materials and applications.* **Applied Physics Reviews**, 2(4), 041101. https://doi.org/10.1063/1.4935926

Z

55. Zeng, L., Xiang, N., & Wei, B. (2014). *A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing.* **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 112(5), 1217-1224. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.018

المراجع العربية:

1. البني، صفوح، و سايس، سهام. (2010-2011). **المرجع في المواد السنية**. منشورات جامعة دمشق - كلية طب الأسنان.
2. الجمّال، عبد المعين. (2013). **دراسة سريرية ومخبرية مقارنة بين الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم والأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت**، دكتوراه، قسم تعويضات الأسنان المتحركة، جامعة دمشق.
3. زيدان، نورا. (2021). **نماذج خليطة كروم كوبالت المحضرة بطريقة الصب التقليدية أو طريقة الصهر بالليزر دراسة وصفية ومخبرية مقارنة**، ماجستير، قسم تعويضات الأسنان المتحركة، جامعة دمشق.

الباب الثامن:

ملاحق البحث

Study Appendices

ملاحق البحث

Study Appendices

رقم العينة	المادة المدروسة	قساوة فيكرز
1	التيتانيوم	642.1
2	التيتانيوم	610.4
3	التيتانيوم	697.6
4	التيتانيوم	723.4
5	التيتانيوم	564.7
6	التيتانيوم	637.7
7	الكوبالت كروم	776.2
8	الكوبالت كروم	791.34
9	الكوبالت كروم	801.5
10	الكوبالت كروم	798.6
11	الكوبالت كروم	798.9
12	الكوبالت كروم	821

رقم العينة	المادة المدروسة	الإجهاد (ميغاباسكال)	الانفعال (%)	معامل المرونة (غيغاباسكال)
1	التيتانيوم	3000	1.602	144.2
2	التيتانيوم	4500	1.529	169.4
3	التيتانيوم	6000	1.6	159.06
4	التيتانيوم	6000	1.55	156.55
5	التيتانيوم	4000	1.508	166.35
6	التيتانيوم	4000	1.634	149.76
7	التيتانيوم	3500	1.5	152.28
8	التيتانيوم	3500	1.584	148.43
9	التيتانيوم	3000	1.524	150.05
10	التيتانيوم	3000	1.615	144.9
11	الكوبالت كروم	2500	0.956	271.71
12	الكوبالت كروم	4500	1.758	225.89
13	الكوبالت كروم	3000	1.505	187.26
14	الكوبالت كروم	3000	1.368	225.6
15	الكوبالت كروم	3500	1.167	294.55
16	الكوبالت كروم	2500	1.311	199.69
17	الكوبالت كروم	2000	1.07	206.76

18	الكوبالت كروم	3000	1.276	263.97
19	الكوبالت كروم	3500	1.347	227.98
20	الكوبالت كروم	4500	1.715	176.39

Abstract

The mechanical properties of metallic alloys used in the fabrication of removable partial denture frameworks are important factors that influence the quality and performance of removable prostheses.

Aim of the Study:

This research aims to conduct a comparative in vitro study between Ti–6Al–4V and Co–Cr alloys, prepared by selective laser melting (SLM), evaluating their three-point bending strength and microhardness.

Materials and Methods:

A total of 32 specimens were fabricated. Twenty specimens were prepared for the three-point bending test, equally distributed between Ti–6Al–4V and Co–Cr groups (10 specimens per group), with dimensions of (0.5 × 3 × 25 mm) according to ISO 9693-1. Additionally, 12 specimens were prepared for microhardness testing, equally distributed between the two alloys (6 specimens per group), with a diameter of 10 mm and a height of 3 mm. Data were analyzed using appropriate statistical tests based on data distribution and variance homogeneity, including Welch's t-test, and Mann-Whitney U test. The level of significance was set at $\alpha = 0.05$.

Results:

No statistically significant differences were found in stress values between the two groups ($P = 0.087$) using the Mann-Whitney U test. Regarding the elastic modulus, Ti–6Al–4V showed lower values, with higher strain and lower Vickers microhardness compared to Co–Cr. These differences were statistically significant ($P < 0.05$) using Welch's t-test.

Conclusions:

Within the limitations of this study, it can be concluded that, for the SLM-fabricated specimens, the Co–Cr alloy exhibited higher Vickers microhardness than the Ti–6Al–4V alloy. Both alloys demonstrated comparable stress values. Furthermore, the Ti–6Al–4V alloy showed higher strain and a lower elastic modulus than the Co–Cr alloy, resulting in greater flexibility and lower stiffness.

Keywords: Ti–6Al–4V alloy, Co–Cr alloy, Selective laser melting (SLM), Three-point bending, Microhardness.

Syrian Arab Republic

Damascus University

Faculty of Dentistry

Department of Removable Prosthodontics

Evaluation of the Bending Strength and Hardness of Titanium and Cobalt-Chromium Alloys Used in Removable Denture Frameworks and Prepared by Selective Laser Melting (SLM)

An in Vitro Comparative Study

A Scientific Research Proposal Prepared for Obtaining a Master's Degree in Dental Sciences, Specializing in Removable Prosthodontics

Prepared by the Researcher:

Leen Adam Audi

Supervision:

Asst. Prof. Ammar Al-Mustafa

Co-Supervisor:

Asst. Prof. Muhallab Al-Dawood

2025