الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الأسنان
قسم التعويضات المتحركة

دراسة سريرية ومخبرية مقارنة بين الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم والأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت

In-vivo and in-vitro comparative study between removable partial dentures fabricated by using titanium alloys and removable partial dentures fabricated by using cobalt-chromium alloys

أطروحة قدمت إلى جامعة دمشق لنيل درجة الدكتوراه في التعويضات السنية المتحركة

إعداد

عبد المعـــين الجـمّال

إشـــــراف

المشرف المشارك

الأستاذ الدكتور إياد الشعراني الأستاذ الدكتور

خليل عزيمة

1435هـ / 2013 م

صورة عن قرار لجنة الحكم

SYRIAN ARAB REPUBLIC
Damascus University
School of Dentistry

الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الأسنان

قرار لجنة الحكم على رسالة دكتوراه

الأخوة الزملاء - إخوتي الطلبة

بناءً على قانون تنظيم الجامعات الصادر بالقانون رقم /٦/ تاريخ ٢٠٠٦/١/٤ و على المادة /١٦٤/ من اللائحة التنفيذية لقانون تنظيم الجامعات الصادر بالمرسوم /٢٥٠/ تاريخ ٢٠٠٦/٧/١٠.و على قرار مجلس التعليم العالي رقم /٦٨/ تاريخ ٢٠٠٦/١١/١٦. وقرار مجلس الجامعة رقم ٨/١٤٣٦ تاريخ ٢٠١٠/١/١٥ (المتضمن إجراءات القيد في الدراسات العليا وتشكيل لجان الحكم وإجراءات المناقشة العلنية للرسائل والأطروحات والدفاع عنها ومنح الدرجات العلمية). والمادة الأولى من نظام الدراسات العليا لكلية طب الأسنان التي تهدف إلى إعداد المختصين في مختلف ميادين طب الأسنان ، وتأهيل الطلاب و تزويدهم بمستوى عالٍ من المعرفة في مجال اختصاصهم و النهوض و المشاركة بالبحوث العلمية في مجالات طب الأسنان .و في هذه المناسبة نقدم إليكم موضوع رسالة الدكتوراه للباحث **د. عبد المعين الجمال** من مواليد **حماه ١٩٧٨م** حيث تخرج من كلية طب الأسنان جامعة **البعث** عام **٢٠٠٠م** بتقدير **جيد** وانتسب إلى الدراسات العليا باختصاص **تعويضات الأسنان المتحركة** عام **٢٠٠٥م** ، وحصل على الماجستير في عام **٢٠٠٩م** بتقدير **جيد جداً** من جامعة **البعث** وسجل موضوع الدكتوراه في جامعة **دمشق** عام **٢٠١٠م**وقضى **ثلاث سنوات** في تحضير رسالته و كان خلال فترة دراسته مثالاً للطالب النشيط التي يتابع أموره بكل دقة و مهارة .

قرار لجنة حكم

بناءً على قرار مجلس الشؤون العلمية في جامعة دمشق رقم /١٨٣/ تاريخ ٢٠١٣/١٠/٢٨م المتخذ بالجلسة رقم /٢/ بالموافقة على تأليف لجنة الحكم على رسالة الدكتوراه للسيد الباحث عبد المعين الجمال

و ذلك من السادة الأساتذة التالية أسماؤهم :

١- الأستاذ الدكتور اياد الشعراني	((مشرفاً))	٢- الأستاذ الدكتور احمد المنديلي	((عضواً))
٣- الأستاذ المساعد الدكتور مهند السعدي	((عضواً))	٤- الأستاذ المساعد الدكتور عمار المصطفى	((عضواً))
٥- المدرس الدكتور عصام جاموس	((عضواً))		

و بعد أن تمت مناقشة هذه الأطروحة والاطلاع عليها والدفاع عنها بحضور أساتذة و طلاب الدراسات العليا في كلية طب الأسنان وعدد من المهتمين بالبحث العلمي، و ذلك في تمام الساعة **الثانية عشرة ظهراً** من يوم **الأحد** الواقع في **٢٠١٣/١٢/٨م** على مدرج كلية طب الأسنان بجامعة دمشق .

عنوان البحث

دراسة سريرية ومخبرية مقارنة بين الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم والأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت

و بعد أن تداولت اللجنة في تقويم الأطروحة و الدفاع عنها، فقد قررت اللجنة بالإجماع ما يلي :

علامة الأطروحة (45)	علامة المناقشة و الدفاع (45)	علامة النشر (5)	علامة براءة اختراع (5)	المجموع (100)
٤٣,٤	٤٣,٦	٥	—	٩٢

١- منح السيد الباحث **عبد المعين الجمّال** مواليد **حماه ١٩٧٨م** درجة الدكتوراه في اختصاص **تعويضات الأسنان المتحركة** بتقدير **امتياز** وعلامة قدرها ..... اثنتان وتسعون

٢- يرفع هذا القرار إلى المجالس المختصة للمصادقة عليها اصولاً .

المدرس الدكتور	الأستاذ المساعد الدكتور	الأستاذ المساعد الدكتور	الأستاذ الدكتور	الأستاذ الدكتور
عصام جاموس	عمار المصطفى	مهند السعدي	احمد المنديلي	اياد الشعراني

تصريـح

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

الإهـــداء

إلى الغائب الحاضر في ذاكرتي، إلى من ترك بصمته خالدة في حياتـــي، وفضله علي حتى مماتي.
أبي الراحل ....

إلى الحبيبة ونور عيني، إلى من ذللت لي الصعاب وسهرت معي الليالي.
أمي الغالية ....

إلى الأحبة وخليلات الروح، وعبق هذه الحياة، وشعلة الأمل التي تتألق عالياً في حياتي .
أخواتي الغاليات ....

إلى رفيقة الدرب التي كانت خير عونٍ لي، ذللت لي الصعاب، وصبرت معي حتى يرى هذا البحث النور.
زوجتي الغالية ....

إلى البسمتين الصافيتين اللتين غيرتا حياتي، وأنارتا لي الدنيا بضحكتهما.
ابنتي الغاليتين ....

إلى من يحمل همنا، إلى من كانوا بقلوبهم معنا ودفؤها كان يؤنسنا على الدوام.
أهل زوجتي ....

إلى من كان له فضلٌ عظيمٌ علي في مسيرتي العلمية، جزاه الله عني كل خير.
الأستاذ الدكتور مجيد بسيسو ....

وأخيراً ... إلى كل من قرأ هذا البحث واستفاد منه.

شـــكر وتقـدير

أتوجه في المقام الأول بخالص الشكر والتقدير والامتنان لأستاذي المشرف، **الأستاذ الدكتور إيـــاد الشـــعراني** الذي شرفني بالإشراف على هذه الرسالة، وكان خير عونٍ لي بما قدمه لي من دعمٍ وعلمٍ ومعرفة، فله مني كل المحبة والتقدير والاحترام، وامتناناً له أهديه هذه الأبيات:

هذا الشعرُ أهديــهِ إليكـــم يترجمُ ما يفيض من المعانـي

فأنتم في فنونِ الطبِ بحرٌ بــهِ الدررُ الثمينـــةُ والأمانـي

وأنتم قدوتي ولكــم ودادي وحبٌ يا أستاذي إيّاد الشعرانـي

كما أتوجه بالشكر الجزيل **للأستاذ الدكتور خليل عزيمة** المشرف المشارك من كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق؛ لإشرافه على النواحي الميكانيكية في هذا البحث.

الشكر الجزيل أيضاً **للأستاذ الدكتور قصي عزيز** من قسم النسج والتشريح المرضي في كلية طب الأسنان لإشرافه على النواحي النسيجية في هذا البحث.

واتوجه أيضاً بخالص الشكر والتقدير للأساتذة أعضاء لجنة الحكم؛ لتفضلهم بالحكم على هذه الرسالة وهم: **الأستاذ الدكتور أحمد المنديلي** و**الأستاذ المساعد الدكتور مهند السعدي** و**الأستاذ المساعد الدكتور عمار المصطفى** و**المدرس الدكتور عصام جاموس.**

كما أتوجه بالشكر إلى **الأستاذة الدكتورة رزان خطاب** عميدة كلية طب الأسنان في جامعة دمشق، ونائبي العميد للشؤون العلمية والإدارية، وإلى السادة الأساتذة، وطلاب الدراسات

العليا؛ لما يبذلونه من جهود في دعم البحث العلمي.

والشكر الجزيل أيضاً للأستاذ القدير **محمد عصام علوش**، أستاذ اللغة العربية الذي تفضل مشكوراً بالتدقيق اللغوي لهذه الرسالة.

والشكر موصول أيضاً للدكتور **فادي جنيد** والدكتور **أنس قنبر الحلاق** على الدعم والمساعدة.

وأخيراً الشكر لكل العاملين في الكلية ولكل من كان له يد خيرة في إنجاز هذا البحث.

كتبت ورتبت ونسقت هذه الأطروحة وفقاً للتعليمات
والإرشادات الواردة في

"التعليمات الناظمة لكتابة أطروحة الماجستير والدكتوراه
والدفاع عنها في كلية طب الأسنان - جامعة دمشق"

المعتمدة في قرار مجلس كلية طب الأسنان رقم 642 تاريخ
29 / 7 / 2010.

قائمـــة المحتـــويات

المقدمـة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

أهداف البحث..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

الباب الأول: المراجعة النظرية .....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

1.1. مقدمة في الأجهزة الجزئية المتحركة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.1.خلائط الصب الأكثر استعمالاً في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة**خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

1.2.1. لمحة تاريخية..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.2.1. تصنيف خلائط الصب السنية..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.2.1. خلائط الكروم كوبالت ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

4.2.1. خلائط النيكل كروم..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

5.2.1. التيتانيوم النقي التجاري ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

6.2.1. خلائط التيتانيوم ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.1. الدراسة النظرية النسيجية ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

1.3.1. التركيب النسيجي للغشاء المخاطي الفموي**خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.3.1. التقرن في الغشاء المخاطي الفموي ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.3.1. الاستجابة النسيجية للغشاء المخاطي الفموي تجاه الأجهزة المتحركة.... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

4.1. الدراسة النظرية لبعض الخواص الميكانيكية .. **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

1.4.1. القساوة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.4.1. اختبار الشـد..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.4.1. معامل المرونة ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

5.1. الدراسات السابقة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

الباب الثاني: المواد والطرائق.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

1.2. عينـات البحـث ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

1.1.2. المرضـــى..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.1.2. الضـــامات ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.1.2. عينات اختبار القساوة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

4.1.2. عينات اختبار الشد ومعامل المرونة .... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.2. المواد المستعملة في البحث..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.2. طرائـق إنجـاز البحـث ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

1.3.2. طريقة إجراء دراسة دقة انطباق الوصلة الرئيسية**خطأ! الإشارة المرجعية غير**

معرّفة.

2.3.2. طريقة صنع الجهاز الجزئي المتحرك للمرضى**خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.3.2. طريقة إنجاز الدراسة العيانية للغشاء المخاطي**خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

4.3.2. طريقة إنجاز الدراسة الخلوية ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

5.3.2. طريقة إنجاز دراسة مقدار التثبيت والتشوه في الضامات**خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

6.3.2. طريقة إجراء اختبار الشد..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

7.3.2. طريقة إجراء اختبار القساوة ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

4.2. التحاليل الإحصائيــة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

الباب الثالث: النتائــج.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

1.3. وصف العينات ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.3. الدراسة الإحصائية التحليلية ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

1.2.3. دراسة دقة انطباق الوصلة الرئيسية .... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.2.3. دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي .. **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.2.3. الدراسة الخلوية..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

4.2.3. دراسة قوة التثبيت في الضامات ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

5.2.3. دراسة المسافة بين ذراعي الضامّة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

6.2.3. دراسة قوة الشدّ وقيم معامل المرونة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

7.2.3. دراسة القساوة..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

الباب الرابع: المناقشة.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

1.4. مناقشة دقة انطباق الوصلة الرئيسية ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.4. مناقشة سلامة الغشاء المخاطي الفموي ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

3.4. مناقشة تقرن الغشاء المخاطي الفموي ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

4.4. مناقشة مقدار التثبيت في الضامات..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

5.4. مناقشة التشوه الدائم في الضامات ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

6.4. مناقشة نتائج اختبار الشد..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

7.4. مناقشة نتائج اختبار القساوة ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

الباب الخامس: الاستنتاجات.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

الباب السادس: المقترحات والتوصيات.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

1.6. مقترحات لأبحاث مستقبلية ..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

2.6. التوصيات..... **خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.**

الباب السابع: المراجع.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

الملخص باللغة العربية.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

الملخص باللغة الإنكليزية.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

الملحقات.....خطأ! الإشارة المرجعية غير معرّفة.

قائمـــة الجـــداول

رقم الجدول	وصف الجدول	رقم الصفحة
1	يبين توزع المرضى في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض.	133
2	يبين المتوسط الحسابي لأعمار المرضى (بالسنوات) في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض.	134
3	يبين توزع الأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.	134
4	توزع الأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.	135
5	يبين توزع اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.	135
6	يبين توزع اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.	135
7	يبين توزع عينة دراسة قوى التثبيت في الضامات وفقاً لنوع الضامّة المستعملة.	136
8	يبين توزع عينة دراسة قوى التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت.	136
9	يبين توزع القطع في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	136
10	يبين توزع القطع في عينة دراسة القساوة وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	136
11	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل وموقع القياس.	137
12	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل وموقع القياس.	138
13	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لموقع القياس ونوع الجهاز المستعمل.	139
14	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) بين موقعي القياس المدروسين (على المثال الجبسي، في فم المريض) في عينة دراسة دقة الانطباق، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.	140
15	يبين الدرجات المعتمدة لسلامة الغشاء المخاطي الفموي المُغطّى بالجهاز والقيمة الموافقة المعطاة لكل درجة.	141
16	يبين نتائج تحديد درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.	142
17	يبين متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.	143
18	يبين نتائج اختبار Mann-Whitney U لدراسة دلالة الفروق في تكرارات درجة سلامة الغشاء	144

رقم الجدول	وصف الجدول	رقم الصفحة
	المخاطي الفموي بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.	
19	يبين متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.	145
20	يبين نتائج اختبار Friedman لدراسة دلالة الفروق في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.	146
21	يبين نتائج اختبار Wilcoxon للرتب ذات الإشارة الجبرية لدراسة دلالة الفروق الثنائية في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي.	147
22	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.	148
23	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة الدراسة الخلوية، وذلك وفقاً للفترة الزمنية	150
24	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.	152
25	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة الدراسة الخلوية، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.	154
26	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.	158
27	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت ، وذلك وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.	160
28	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في	161

رقم الجدول	وصف الجدول	رقم الصفحة
	عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت.	
29	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.	163
30	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.	164
31	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.	165
32	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت.	167
33	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.	168
34	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	170
35	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ.	171
36	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار معامل المرونة E في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	172
37	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار معامل المرونة E بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ.	172
38	يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار القساوة في عينة دراسة القساوة وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	174
39	يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار القساوة بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة القساوة.	175

قائمـــة المخططـــات البيـانيـة

رقم المخطط	وصف المخـطط	رقم الصفحة
1	يمثل النسبة المئوية لتوزع المرضى في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض.	134
2	يمثل المتوسط الحسابي لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل وموقع القياس.	138
3	يمثل المتوسط الحسابي لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لموقع القياس ونوع الجهاز المستعمل.	139
4	يمثل النسبة المئوية لنتائج تحديد درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.	142
5	يمثل متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.	143
6	يمثل متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.	145
7	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.	149
8	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.	153
9	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.	159
10	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.	162
11	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.	165
12	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.	168
13	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	170
14	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار معامل المرونة E في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	172
15	يمثل المتوسط الحسابي لمقدار القساوة في عينة دراسة القساوة وفقاً لنوع القطعة المدروسة.	174

قائمـــة الأشـكال والصـــور

رقم الشكل	وصف الشكل	رقم الصفحة
1	طبقات الغشاء المخاطي الفموي.	40
2	الطبقات الخلوية للطبقة الظهارية (اليمين) بشرة غير متقرنة (اليسار) بشرة متقرنة.	41
3	صورة ترسيميه لانطباعات أدوات اختبارات القساوة المختلفة، (M) تمثل منطقة القياس.	49
4	مخطط ترسيمي يبين سلوك اختبار الشد وتأثيره على العينة.	53
5	خلائط الكروم كوبالت المستعملة.	71
6	خلائط التيتانيوم المستعملة.	71
7	الضامات الشمعية مسبقة الصنع المستعملة.	72
8	الصفائح الشمعية الخاصة بالوصلة الرئيسية.	72
9	مادة النسخ السيليكونية المستعملة.	73
10	المطاط الرخو المستعمل لتحري دقة الانطباق.	73
11	معجون الطبع المستعمل في الطبعات النهائية.	74
12	الألجينات المستعملة.	74
13	الأسنان الاصطناعية المستعملة.	74
14	الطوابع المعدنية المستعملة لأخذ الطبعات الأولية.	77
15	الطبعة الأولية من الألجينات.	78
16	المثال الجبسي الأولي.	79
17	طبقة من الشمع على المثال الأولي.	79
18	منظر جانبي للطابع الإفرادي.	79
19	منظر إطباقي للطابع الإفرادي.	79
20	أخذ طبعة الحواف بمركب الطبع.	80
21	الطبعة النهائية من معجون الطبع أوكسيد الزنك والاوجينول.	80

رقم الشكل	وصف الشكل	رقم الصفحة
22	الطبعة الجامعة.	81
23	المثال الجبسي الرئيسي.	81
24	تخطيط المثال الرئيسي ورسم تصميم الهيكل المعدني عليه.	82
25	القطعة البلاستيكية المستعملة.	82
26	وضع القطعة البلاستيكية ورسم النقاط الست بقلم الرصاص.	83
27	النقاط الست المرسومة بقلم رصاص على قبة الحنك.	83
28	السنبلة المعدنية الكروية المستعملة.	84
29	الحفيرات الست التي تم حفرها على المثال الرئيسي.	84
30	السطح الباطن للهيكل المعدني المصنوع من خلائط الكروم كوبالت.	85
31	فرد الحقن المستعمل.	86
32	وضع المطاط الرخو في باطن الهيكل المعدني.	86
33	وضع الهيكل المعدني الحاوي على المطاط الرخو على المثال الجبسي.	87
34	طبقة المطاط الرخو في باطن الهيكل المعدني بعد رفعه من على المثال الجبسي.	87
35	وضع الهيكل المعدني الحاوي على المطاط الرخو في فم المريض.	88
36	طبقة المطاط الرخو بعد إخراج الهيكل من الفم وطريقة قص قطعة من المطاط.	88
37	طريقة قص الرقاقة المطاطية بالاستعانة بالحفيرات الست والمسطرة والمشرط.	89
38	الرقاقة المطاطية الناتجة عن عملية القص.	89
39	الميزان الإلكتروني المستعمل لوزن القطعة المطاطية.	90
40	السطح الباطن للهيكل المصنوع من خلائط التيتانيوم.	91
41	المطاط الرخو على السطح الباطن للهيكل المصنوع من خلائط التيتانيوم بعد إخراجه من الفم.	91
42	تثبيت شوكة القوس الوجهي في مكانها وفقاً لانطباعات المطاط الرخو.	93
43	وضع القوس الوجهي على وجه المريض وإدخال ساق الشوكة في مكانها.	93

رقم الشكل	وصف الشكل	رقم الصفحة
44	تثبيت ساق القوس الوجهي في مركز لقمة المريض.	94
45	تثبيت عمود الحجاج عند الحافة السفلية العظمية للحجاج.	94
46	إزالة القوس الوجهي من على وجه المريض.	95
47	تركيب القوس الوجهي على المطبق وتثبيت المثال الرئيسي في مكانه.	95
48	تثبيت المثال العلوي الرئيسي بالجبس على الساعد العلوي للمطبق.	96
49	تثبيت المثال الجبسي السفلي بقاعدة المطبق.	96
50	إعادة وضع الهيكل المعدني على المثال الرئيسي وتنضيد الأسنان.	97
51	الجهاز الجزئي المتحرك بعد طبخه وتشذيبه وتلميعه.	97
52	الجهاز الجزئي المتحرك المصنوع من خلائط الكروم كوبالت ضمن الفم .	98
53	الجهاز الجزئي المتحرك المصنوع من خلائط التيتانيوم ضمن الفم .	98
54	أخذ اللطاخة باستعمال السباتيول المعقم.	100
55	فرش اللطاخة على الشريحة الزجاجية .	102
56	وضع الشرائح في علبة مليئة بالكحول الأيثلي .	103
57	المجهر الضوئي المستعمل .	103
58	القالب المعدني المستعمل.	104
59	منظر إطباقي للقالب المعدني .	105
60	نسخ القالب المعدني باستعمال مادة النسخ السيليكونية.	106
61	النسخة المصبوبة من المادة الكاسية.	106
62	رسم المحيط الكبير للرحى بوتد الفحم.	108
63	استعمال أداة تحديد عمق التثبيت ووضع العلامة.	109
64	وضع العلامات الثلاث لأعماق التثبيت باستعمال أدوات عمق التثبيت والألوان الموافقة.	109
65	تشميع الضامة وتثبيت القنطرة الشمعية في مستوى المهماز.	110

رقم الشكل	وصف الشكل	رقم الصفحة
66	تثبيت الوتد الشمعي بشكل موازٍ للمحور الطولي للرحى.	110
67	بعض الضامات المصبوبة والملمعة وطريقة الترقيم.	111
68	آلة الشد المستعملة.	112
69	تثبيت الوتد العمودي للضامة بالملقط العلوي لآلة الشد.	113
70	الشكل العام لطريقة إجراء دورات الإدخال والإخراج للضامات.	114
71	المقياس الإلكتروني المستعمل.	115
72	طريقة قياس المسافة بين نهاية ذراعي الضامة.	115
73	وضع الضامة على الدعامة المعدنية وتثبيتها بالمخطط.	116
74	إخراج الضامة من على الضامة المعدنية أثناء دورات الإدخال والإخراج .	116
75	النموذج الأولي لعينات اختبار الشد وأبعاده.	117
76	تثبيت النموذج المعدني بالقاعدة البلاستيكية.	118
77	وصل الوتد الشمعي بالوجه الداخلي للقالب.	118
78	سكب المادة الناسخة السيليكونية داخل القالب البلاستيكي.	119
79	المادة الناسخة بعد إخراجها ويشاهد انطباع ميزاب الدلالة في الأعلى.	119
80	فتح المادة الناسخة وبداخلها النموذج الشمعي.	120
81	النموذج الشمعي المتصلب بعد إخراجه من المادة الناسخة.	120
82	قياس قطر النموذج الشمعي.	121
83	بعض النماذج الشمعية لاختبار الشد بعد قصها وتشذيبها.	121
84	تثبيت العينة بملقطي آلة الشد.	122
85	الراسم البياني الخاص بآلة الشد.	123
86	العينة بعد تحطمها بآلة الشد.	123
87	النموذج الأولي لعينات اختبار القساوة وأبعاده.	124

رقم الشكل	وصف الشكل	رقم الصفحة
88	نسخ النموذج المعدني لاختبار القساوة.	**125**
89	بعض النماذج الشمعية لعينات اختبار القساوة.	**125**
90	جهاز قياس القساوة المستعمل.	**127**
91	خطوات قياس القساوة للعينات.	**127**
92	الصور المجهرية للّطاخات المأخوذة من أحد مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم.	**157**
93	الصور المجهرية للّطاخات المأخوذة من أحد مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت.	**157**

المقدمــة Introduction

تتضمن الخيارات العلاجية المعتادة لمرضى الدرد الجزئي الأجهزة السنية الجزئية الثابتة والأجهزة السنية الجزئية المتحركة والتعويضات المدعومة بالغرسات. لكن الاعتبارات التشريحية أو العوائق المادية قد تؤدي إلى اختيار الممارس السريري والمريض ما بين الأجهزة الجزئية الثابتة أو الأجهزة الجزئية المتحركة. على الرغم من أن كلاً من هذين الخيارين العلاجيين يعيد الوظيفة المضغية والناحية الجمالية للمريض، إلا أن المرضى عادة ما يفضلون التعويضات الثابتة لراحتها وسهولة العناية بها (Budtz-Jorgensen and Bochet 1998; Itoh et al. 1998). بالرغم من ذلك قد لا يكون الجهاز السني الجزئي الثابت الحل الأفضل من الناحية الميكانيكية الحيوية لقدرته المحدودة على توزيع القوى الإطباقية إلى الأجزاء البعيدة من القوس السنية كما يفعل الجهاز الجزئي المتحرك. هذه المحدودية لها أهميتها الخاصة ولاسيما في الحالات التي يكون فيها الدعم حول السني للأسنان الداعمة قليلاً (Itoh et al. 1998).

لذلك يعتبر الجهاز الجزئي المتحرك خياراً علاجياً شائعاً ومتوفراً للتعويض عن الفقدان الكبير للأسنان أو المناطق الدرداء الحرة. ويدعم هذا القول ما أشارت إليه المراجع الأدبية السنية الحديثة إلى أن حاجة مرضى الدرد الجزئي إلى الأجهزة الجزئية المتحركة كانت كبيرة في الماضي (Carr and Brown 2010) وستبقى الأجهزة الجزئية المتحركة لعقود قادمة خيــاراً علاجياً تعويضياً لمــلايين مرضى الدرد الجزئـــي (Jones and Garcia 2009). لذلك ينبغي بذل المزيد من الجهد لفهم كيفية زيادة فرصة نجاح المعالجة بالأجهزة السنية الجزئية المتحركة (Carr and Brown 2010).

تشير المراجع الأدبية السنية إلى أن أول استعمال للخلائط المعدنية في صنع الهيكل المعدني للأجهزة الجزئية المتحركة كان منذ عام 1929، حين قدم الباحث Prange من مخابر أوستنال في مدينة نيويورك، أول خليطة كروم كوبالت يمكن استعمالها في صب الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة (Morris and Asgar 1975).

تعتبر خلائط الكروم كوبالت شائعة الاستعمال، ومن أشهر الخلائط المعدنية استعمالاً في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة حتى أيامنا هذه، وذلك يعود لقساوتها العالية ومقاومتها الممتازة للتآكل والأكسدة وانخفاض ثمنها بالمقارنة مع خلائط الذهب من النمط الرابع (Ghani and Mahood 1990; Bridgeport et al. 1993).

تمتلك خلائط الكروم كوبالت معامل مرونة عالٍ (مرونة قليلة)، والذي من الممكن أن يزيد من احتمالية انكسار الضامات أو تعرضها للتشوه الدائم (Bridgeport et al. 1993).

قادتنا الخبرات السريرية إلى الشك في أن معظم ضامات خلائط الكروم كوبالت تصبح غير فعالة بعد مدة من استعمال الجهاز الجزئي المتحرك. بدأ هذا الاعتقاد بالترسخ منذ فترة من الزمن، ولاسيما عندما وجد الباحث Bates عام 1965، أن أغلب ضامات الأجهزة الجزئية المصنوعة من الكروم كوبالت تتعرض لتشوه دائم في أول عملية إدخال للجهاز ضمن فم المريض (Bates 1965; Ghani and Mahood 1990).

كما أشارت المراجعات الأدبية إلى حالات عديدة من عدم دقة انطباق المكونات المختلفة للهيكل المعدني للجهاز الجزئي المتحرك المصنوع من خلائط الكروم كوبالت، والتي من الممكن أن تتراوح بين طفيفة، تحتاج إلى بعض التعديلات البسيطة في العيادة، إلى كبيرة لدرجة تتطلب صنع هيكل معدني جديد. يعكس عدم الانطباق هذا تغير الأبعاد الذي يحدث

في المراحل المختلفة لصنع الهياكل المعدنية (Gowri et al. 2010).

بقيت مسألة البحث عن مادة بخصائص مثالية لصنع الهيكل المعدني للأجهزة الجزئية المتحركة، أمراً مقلقاً للباحثين، وبعد توصل الدكتور Wilhelm Kroll، الذي يعتبر الأب لصناعة التيتانيوم، لطريقة فعالة لإنتاج التيتانيوم النقي التجاري، توجهت أنظار الباحثين نحو التطبيقات التعويضية السنية للتيتانيوم النقي التجاري، بسبب خواصه الرائعة كالتوافق الحيوي، ومقاومته للتآكل وسعره المنخفض مقارنة بخلائط الذهب والعديد من الخواص الفيزيائية والميكانيكية المحببة (Wang and Fenton 1996).

وبالفعل تم استعمال التيتانيوم النقي التجاري في التعويضات السنية منذ عام 1977، ولكن استعماله في صنع الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة أمرٌ جديدٌ نسبياً (Rodrigues et al. 2002).

سمح التيتانيوم النقي التجاري بإنتاج أجهزة جزئية متحركة متوافقة حيوياً وخفيفة الوزن وجيدة الانطباق، كما سمح معامل مرونته المنخفض باستعمال ضامات بمناطق تثبيت أعمق على الدعامات السنية من تلك الموصى بها في ضامات خلائط الكروم كوبالت دون إحداث أثر رضي على الدعامة السنية. هذه الخاصية قد تكون ذات أهمية بالغة في الحالات السريرية عندما تكون الناحية الجمالية والصحة حول السنية مطلباً رئيسياً (Rodrigues et al. 2002).

بالرغم من المزايا العديدة للتيتانيوم النقي التجاري، تطلبت درجة انصهاره العالية وتفاعله الشديد مع العناصر الأخرى عند درجات الحرارة العالية، تطوير معدات خاصة لصبه، الأمر الذي جعل إجراءات صب التيتانيوم النقي التجاري أكثر صعوبة وتعقيداً من خلائط الكروم

كوبالت. بالإضافة إلى أن الأجهزة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري كانت أقل صلابة من تلك المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت. هذه الأمور أسهمت إلى حد كبير في الحد من استعماله بشكل واسع في التعويضات المتحركة (Rodrigues et al. 2002; Council 2003; Ohkubo et al. 2008; Rodrigues et al. 2009).

جرت العديد من المحاولات من قبل الباحثين بهدف تعزيز الخواص الميكانيكية للتيتانيوم النقي التجاري، حيث تم إضافة الألمنيوم والفناديوم ونتجت خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V، والتي صممت بالأساس كمادة للصناعات الفضائية، كمادة بديلة عن التيتانيوم النقي التجاري في التعويضات السنية بسبب صلابتها العالية ومقاومتها الجيدة للتآكل (Iijima et al. 2003).

على الرغم من ذلك دعت التقارير السريرية حول السمية الخلوية المحتملة لعنصر الفناديوم إلى استبداله بعنصر النيوبيوم ونتجت خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb وقد وجد بأن هذه الخلائط تتمتع بتوافق حيوي ومقاومة رائعة للتآكل والاهتراء، إضافة للصلابة واللدونة وقابلية الصب (Iijima et al. 2003; Aridome et al. 2005).

الجدل الدائر حول التوافقية الحيوية لخلائط الكروم كوبالت الحاوية على الكوبالت والنيكل والبريليوم بسبب الحساسية المحتملة والأخطار الحيوية للشوارد المعدنية التي يتم إطلاقها في الفم أثناء التآكل، بالإضافة إلى الصلابة العالية التي قد تسبب تشوهاً دائماً أو كسراً في الضامات، والتغيرات البعدية للهياكل المعدنية التي قد ينتج عنها عدم دقة انطباق الهياكل المعدنية، كل هذه الأمور طرحت فكرة استعمال خليط معدني آخر بديل (Blanco-Dalmau et al. 1984; Eerikainen and Rantanen 1986; Rantanen and

.Eerikainen 1986; Rodrigues et al. 2009; Gowri et al. 2010)

لذلك قد تكون خلائط التيتانيوم بديلاً أفضل من الخلائط السنية التقليدية المستعملة في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة، ولاسيما خلائط الكروم كوبالت التي تعتبر الخلائط القياسية للهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة، من خلال الاستفادة من خصائصها الحيوية والفيزيائية والميكانيكية.

ومن هنا تبرز أهمية إجراء البحوث والتجارب السريرية والمخبرية لمقارنة فعالية خلائط التيتانيوم وتأثيراتها على المركب الفموي مع الخلائط المعدنية الأخرى الشائع استعمالها في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة.

أهـداف البحث Aims of Research

1- دراسة دقة انطباق الوصلات الرئيسية لكلٍ من الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم والأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت وذلك على المثال الجبسي وضمن فم المريض.

2- دراسة تأثير استعمال خلائط التيتانيوم وخلائط الكروم كوبالت في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة على الغشاء المخاطي الفموي الذي ترتكز عليه، وذلك من الناحية السريرية والخلوية.

3- دراسة مقدار التثبيت والتشوه في ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، وضامات الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت عند مستويات مختلفة من عمق التثبيت السني.

4- دراسة بعض الخواص الميكانيكية المقارنة لكلٍ من خلائط التيتانيوم وخلائط الكروم كوبالت.

الباب الأول

المراجعة النظرية

1 Literature Review

1.1. مقدمة في الأجهزة الجزئية المتحركة:

الجهاز الجزئي المتحرك (RPD) Removable Partial Denture: هو جهاز سني

تعويضي، يقوم بالتعويض عن الفقد الجزئي للأسنان والنسج المحيطة بها، ويمكن إدخاله إلى الفم وإخراجه منه بسهولة (The Academy Of Prosthodontics 2005).

على الرغم من التطور الكبير الذي طرأ على المعالجة التعويضية بالغرسات السنية، إلا أن حاجة مرضى الدرد الجزئي للأجهزة الجزئية المتحركة في ازدياد مستمر (بسيسو 2009؛ Carr and Brown 2010; Stilwell 2010).

لا تقتصر وظيفة الجهاز الجزئي المتحرك على إعادة الأسنان المفقودة، بل تشمل أيضاً إعادة وظائف المضغ والكلام والناحية الجمالية. ومع ذلك قد يتسبب الجهاز الجزئي المتحرك في أحداث أذى للأسنان والنسج الفموية الأخرى، إذا لم يتم الاهتمام بشكل جيد بالنواحي الميكانيكية والحيوية أثناء تصميم وصنع الأجهزة الجزئية المتحركة.

لذا يجب أن يكون الهدف الرئيسي للأجهزة الجزئية المتحركة هو دائماً كما صرح الباحث Muller De Van عام 1952 "المحافظة على ما تبقى، وعدم التركيز على التعويض عما فقد فقط"، ولتحقيق هذا الهدف يجب أن يحقق الجهاز الجزئي المتحرك المتطلبات التالية (Phoenix et al. 2003؛ الحكيم و وزير 2007؛ بسيسو 2009؛ Carr and Brown 2010):

1. أن ينطبق على نسج الفم بشكل تام.
2. أن يكون مريحاً للمريض، ويؤمن له وظيفة المضغ والكلام والناحية التجميلية.
3. ألّا يسبب أذى للدعامات السنية أو للنسج الواقعة تحته.
4. أن يبدي ثباتاً واستقراراً جيداً في حالتي الراحة والوظيفة.
5. أن يسمح للمريض بإخراجه من الفم وإدخاله إليه بسهولة.

تبرز لنا هذه المتطلبات أهمية المواضيع المدروسة في بحثنا، للتحقق من إمكانية المواد المدروسة من إنتاج أجهزة جزئية متحركة تلبي المتطلبات الرئيسية لأي جهاز جزئي متحرك ناجح.

فالوصلة الرئيسية Major Connector تربط مكونات الجهاز الجزئي المتحرك في كلا الجانبين وتوزع القوى المضغية إلى البنى الداعمة للجهاز في كلا الجانبين، ولتحقق الوصلة الرئيسية هذه الأهداف بفعالية ينبغي أن تكون صلبة وتنطبق بدقة على النسج الفموية الداعمة للجهاز (Applegate 1965; Stratton and Wiebelt 1988; Ben-Ur et al. 1989; Itoh et al. 2008).

وتعتبر مشكلة عدم انطباق الصفيحة الحنكية للجهاز الجزئي المتحرك العلوي من أغلب المشاكل التي تناولتها الدراسات المتعلقة بدقة انطباق الأجهزة الجزئية المتحركة، حيث لاحظت الدراسات وجود فراغ بين الصفيحة الحنكية وقبة الحنك، الأمر الذي قد يسبب نقصاناً في ثبات الجهاز واستقراره وانزعاجاً للمريض وتأذي الأنسجة الفموية الداعمة وفي بعض الأحيان إعادة تصنيع الهيكل المعدني أو إضاعة المزيد من الوقت والجهد في تصحيح الجهاز الجديد (Rantanen and Eerikainen 1986; Laughlin et al. 2001).

أما بالنسبة لضامات الأجهزة الجزئية المتحركة Clasps فيجب أن تمتلك المرونة والقدرة على العودة إلى الشكل الأصلي، وينبغي أن تثبت العوض بشكل مرضٍ، بالإضافة لذلك ينبغي على الضامات ألّا تطبق جهوداً على الدعامات السنية وألّا تتشوه بشكل دائم أثناء الخدمة السريرية (Krol et al. 1999; Kim et al. 2004).

ويعتبر نقصان قوة التثبيت والتشوه الدائم من أكثر التعقيدات الميكانيكية شيوعاً في ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة، حيث ينتج عن مثل هذه المشاكل فقدان ثبات واستقرار الجهاز الجزئي المتحرك، الأمر الذي يؤثر سلباً على راحة المريض، ويتطلب إصلاحها بذل الوقت والجهد والتكاليف الإضافية، وفي بعض الأحيان إعادة صنع الجهاز التعويضي (Sato and Hosokawa 2000; Mahmoud et al. 2007).

لذا ينبغي على الخلائط المعدنية المستعملة في صنع الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة أن تلبي المتطلبات الميكانيكية والحيوية لمكونات الهيكل المعدني، ليستطيع كل مكون القيام بوظيفته بالشكل الأمثل.

2.1.خلائط الصب الأكثر استعمالاً في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة:

1.2.1. لمحة تاريخية Historical overview :

تاريخياً يعود الاستعمال الأول للمعادن في صناعة التعويضات السنية إلى الفينيقيين والأتروسكان، وقد كان الذهب المادة الأكثر استعمالاً لصناعة التعويضات السنية لأكثر من 2500 سنة. في العام 1907 ، حصل الباحث Taggart على براءة اختراع أمريكية لتقديمه تقنية الصب بالشمع الضائع Lost Wax Technique لصب الترميمات داخل التاج من الذهب Gold inlays، والتي فتحت المجال للبحث والتطوير عن خلائط بديلة يمكن صبها بهذه التقنية (Morris and Asgar 1975; Anusavice et al. 2013).

وفي العام 1910، نجح الباحث Elwood Hayens في خلط كلٍ من الكروم والكوبالت والموليبدنيوم والتنغستن ونتج معه سلسلة من الخلائط القاسية والمقاومة للتآكل. وفي العام 1929، قدم الباحث Prange من مخابر أوستنال Austenal Laboratories في مدينة نيويورك، أول خلائط كروم كوبالت يمكن استعمالها في صب الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة (Morris and Asgar 1975; Anusavice et al. 2013).

ابتكر الدكتور Wilhelm Kroll طريقة فعالة للإنتاج التجاري للتيتانيوم النقي، وتم في العام 1970، اكتشاف أول آلات صب للتيتانيوم من قبل مركز أبحاث Water Stratt بالتعاون مع المعهد الوطني للعلوم والتكنولوجيا في الولايات المتحدة الأمريكية. وتشير المراجع الأدبية السنية إلى أن استعمال التيتانيوم النقي التجاري في التعويضات السنية بدأ منذ العام 1977، في حين أن التيتانيوم وخلائطه لم تستعمل إلا حديثاً في التعويضات المتحركة (Wang

.(and Fenton 1996; Rodrigues et al. 2002; Rodrigues et al. 2009

2.2.1. تصنيف خلائط الصب السنية :

في العام 1984، قدمت الجمعية الأمريكية لطب الأسنان (ADA) the **A**merican **D**ental **A**ssociation، تصنيفاً مبسطاً لخلائط الصب السنية يعتمد على محتوى الخليط من المعادن النبيلة Noble Metals (Anusavice et al. 2013).

تتضمن المعادن النبيلة 7 عناصر معدنية نبيلة هي : الذهب gold والبلاديوم palladium والبلاتين platinum والروديوم rhodium والروثينيوم ruthenium والإيريديوم iridium والأوسيميوم osmium وتتميز بمقاومة التآكل والتغير اللوني في الوسط الفموي.

يعد الذهب والبلاديوم والبلاتين حالياً الأكثر أهمية من هذه المعادن النبيلة في خلائط الصب السنية، وذلك لأنها تتمتع بدرجة انصهار منخفضة (Anusavice et al. 2013).

المعادن النبيلة والفضة يطلق عليها أحياناً المعادن الثمينة Precious metals، بسبب غلاء ثمنها، ولكن الفضة ليست من المعادن النبيلة لأنها تتفاعل مع سوائل الوسط الفموي وتكون عرضة للتآكل (الشعراني و وزير 2006؛ Anusavice et al. 2013).

قسّم تصنيف الجمعية الأمريكية خلائط الصب السنية إلى ثلاثة أصناف هي:

1- **الخلائط النبيلة جداً (High Noble Alloys (HN** : والتي يجب أن تحوي على الأقل على 40% من وزنها ذهباً، و60% من وزنها عناصر معدنية نبيلة.

2- **الخلائط النبيلة Noble Alloys (N)** : والتي يجب أن تحوي على الأقل على 25% من وزنها عناصر معدنية نبيلة.

3- **الخلائط ذات الأساس المعدني Predominantly Base Metal Alloys (PB)**:

والتي تحوي على أقل من 25% من وزنها عناصر معدنية نبيلة.

حدث خلال العقود الماضية تطور كبير في الخلائط المعدنية (ذات الأساس المعدني) Base Metal Alloys، وامتلكت مواصفات تتفوق على الخلائط النبيلة، مثل رخص ثمنها وكثافتها المنخفضة وقساوتها وصلابتها العالية ومقاومتها للتآكل (Gebelein et al. 2003). مما استدعى ظهور المزيد من التصنيفات فصنفت الخلائط حسب خواصها الميكانيكية، أو حسب المكونات الرئيسية فيها، أو حسب التطبيقات السنية التي يمكن استعمالها فيها (Anusavice et al. 2013).

فقسّمت حسب التطبيقات التعويضية السنية إلى ثلاثة تصنيفات رئيسية:

- خلائط التعويضات الثابتة المعدنية بالكامل all-metal fixed prostheses alloys.
- خلائط التعويضات المعدنية الخزفية metal-ceramic prostheses alloys.
- خلائط الأجهزة الجزئية المتحركة removable partial dentures alloys.

خلائط الأجهزة الجزئية المتحركة Alloys for Removable Partial Dentures:

يمتلك الجهاز الجزئي المتحرك أربعة عناصر معدنية أساسية هي الوصلات والمهاميز والضامات والسرج المعدني. باستثناء الضامات، ينبغي لكل مكون من هذه المكونات أن يتمتع بالصلابة ويقاوم التشوه. أما الضامات فينبغي أن تتمتع بمعامل مرونة منخفض يسمح للذراع المثبت للضامة بالمرور نحو منطقة التثبيت دون حدوث تشوه، كما يسمح بتعديلها دون ان تتكسر، لذلك ينبغي على الخليطة المستعملة في صنع الهيكل المعدني للأجهزة الجزئية المتحركة أن تحقق هذه المتطلبات الرئيسية (Dunham et al. 2006; Anusavice et al. 2013).

منذ أن قدمت تقنية الصب بالشمع الضائع، تم اختبار خلائط معدنية مختلفة لتصنيع الهيكل المعدني للأجهزة الجزئية المتحركة (Iwama and Preston 1997; Rodrigues et al. 2008)، على الرغم من التنوع الكبير في الخلائط المنتجة، إلا أن معظم المؤلفين يشيرون إلى أن أشهر الخلائط المعدنية المستعملة في صنع الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة هي: الكروم كوبالت، والنيكل كروم، والتيتانيوم النقي التجاري، وخلائط التيتانيوم (O'Brien 2002; McCabe and Walls 2009; Carr and Brown 2010; Bonsor and Pearson 2012; Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

3.2.1. خلائط الكروم كوبالت (Co–Cr) Cobalt–chromium :

تعدّ خلائط الكروم كوبالت من أشهر الخلائط المعدنية استعمالاً في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة حتى أيامنا هذه. بسبب صلابتها العالية وكثافتها المنخفضة ومقاومتها الممتازة للتآكل وانخفاض ثمنها بالمقارنة مع النمط الرابع من خلائط الذهب (Davenport et al. 2001; Cheng et al. 2010).

المكونات الأساسية لمعظم خلائط الكروم كوبالت المتوفرة، حوالي 60% كوبالت و 25–30% من الكروم والذي يسهم في إكساب الخليط الخاصية المقاومة للتآكل. عموماً لا ينبغي أن تزيد نسبة الكروم عن 30% وإلا أصبح صبه صعباً جداً، لأنه يصبح قصفاً جداً (O'Brien 2002; Bonsor and Pearson 2012).

من الممكن أن تحتوي هذه الخلائط أيضاً على نسب قليلة من الموليبدنيوم Molybdenum والألمنيوم والتنغستن والحديد والنحاس والسيلكون والكربون والبلاتين والمنغنيز والبريليوم

Beryllium. حيث يحسن كلٌ من المنغنيز والسيلكون من سلاسة تدفق الخليط المنصهرFluidity. في حين يعتبر كلٌ من المولبيدنيوم والتنغستن والكربون العناصر الأساسية التي تحسن من قساوة وصلابة الخليط (Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

درجة انصهار خلائط الكروم كوبالت أعلى من خلائط الذهب، حيث تتراوح بين 1399 إلى 1454 درجة مئوية في الغالب (O'Brien 2002)، وتساعد إضافة البريليوم إلى الخليط إلى إنقاص درجة حرارة الصهر (Sakaguchi and Powers 2012).

تبلغ كثافة خلائط الكروم كوبالت حوالي 8 – 9 غ/سم^3 ، تفيد الكثافة المنخفضة لخلائط الكروم كوبالت بإنتاج أجهزة خفيفة وأكثر قبولاً من قبل المريض، وبشكل خاص في صنع الأجهزة المتحركة العلوية ذات الحجم الكبير (O'Brien 2002; Bonsor and Pearson 2012).

التقلص الخطي المرافق لعملية صب الهيكل المعدني مرتفع نسبياً حوالي 2.05 – 2.33%، والذي قد يسبب تغيراً في أبعاد الهيكل المعدني وبالتالي نقصان في دقة انطباق الهيكل المعدني على المثال الجبسي وضمن فم المريض (Gay 1978; Rantanen and Eerikainen 1986; O'Brien 2002).

الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت أقسى بحوالي 30% (قياسياً 370 حسب مقياس فيكرز Vickers) من خلائط الذهب من النمط الرابع، تتطلب الأجهزة المصنوعة بمثل هذه القساوة جهداً ومعدات خاصة لتشذيبها وتلميعها. بالإضافة لذلك تسبب القساوة العالية اهتراءً مفرطاً في الترميمات والأسنان الطبيعية التي تكون بتماس مع الهيكل

المعدني (O'Brien 2002).

توصف خلائط الكروم كوبالت بأنها قصفة تماماً، وغير قابلة للسحب Ductility نسبياً وصعبة الصب، ويرجع هذا الأمر إلى معامل مرونتها العالي (مرونة قليلة) والذي يبلغ ضعف معامل مرونة خلائط الذهب. على الرغم من أن معامل المرونة العالي يجعل الخليط قوياً وصلباً، إلا أن تأثيراته السلبية تنعكس بشكل واضح على ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة، حيث ينبغي تعديل الضامة بعناية لأنها يمكن أن تنكسر، وقد تنكسر الضامة خلال فترة قصيرة من الخدمة السريرية نتيجة الإجهاد، يضاف إلى ذلك احتمال حدوث تشوه دائم في الضامة عند إدخال وإخراج الجهاز (O'Brien 2002; Kim et al. 2004; Mahmoud et al. 2007; Bonsor and Pearson 2012).

يتم ملاحظة ردود الفعل التحسسية لمكونات خلائط الكروم كوبالت بين الحين والآخر، ولاسيما الخلائط الحاوية على البريليوم. أوصت الجمعية الأمريكية لطب الأسنان ADA بعدم استعمال الخلائط الحاوية على البريليوم في التعويضات السنية إذا كان ذلك ممكناً، وفي حال استعمالها يتوجب اتباع الكتيبات الإرشادية الصادرة عن إدارة السلامة والصحة المهنية OSHA (Occupational Safety and Health Administration) (O'Brien 2002; Sakaguchi and Powers 2012).

تشير الدراسات الحالية إلى أن 15% من عموم الناس يتحسسون من النيكل و 8% من الكوبالت و8% من الكروم (Schmalz and Arenholt-Bindslev 2009).

يشير بعض المؤلفين إلى أن معظم ردود الفعل النسيجية المشاهدة مع استعمال التعويضات المتحركة ذات الأساس المعدني، في حال غياب العوامل المحسسة، تعود إلى التصميم غير

المناسب أو الانطباق السيء (O'Brien 2002).

4.2.1. خلائط النيكل كروم (Ni–Cr) Nickel–chromium:

يحتوي خليط النيكل كروم على 70% نيكل و 16% كروم، ومن أهم المكونات الثانوية، الألمنيوم بنسبة 2% و البريليوم بنسبة 0.5%، يساهم الألمنيوم والنيكل في زيادة صلابة وقساوة الخليط، في حين يقلل البريليوم من درجة الانصهار ويزيد من سلاسة تدفق الخليط المنصهر. ويتمتع خليط النيكل كروم بخواص فيزيائية وميكانيكية مشابهة لخليط الكروم كوبالت (O'Brien 2002; Anusavice et al. 2013).

النيكل معروف بأنه أحد أشهر الأسباب الشائعة للتفاعلات التحسسية (Schmalz and Arenholt-Bindslev 2009; Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013)، لوحظ في الدراسات المخبرية أن أغلب الخلائط الحاوية على النيكل مرتبطة بمعدلات عالية من التآكل بالمقارنة مع خلائط الذهب السنية، الأمر الذي يمكن أن يسبب ردود فعل تحسسية في النسج الرخوة (Blanco-Dalmau et al. 1984; Tai et al. 1992).

5.2.1. التيتانيوم النقي التجاري (CP Ti) Commercial Pure Titanium:

1.5.2.1. التطور التاريخي Historical Perspective:

يعد التيتانيوم رابع أكثر المعادن وفرة في بنية القشرة الأرضية بعد الألمنيوم والحديد والمغنيزيوم. وقد تم اكتشاف التيتانيوم في عام 1791 من قبل الباحث Gregor.

يعود الدافع الرئيسي لتطور التيتانيوم في الصناعات إلى استعماله في الصناعات الدفاعية والفضائية. حيث حلت قساوته العالية وخفة وزنه الكثير من مشاكل تصميم محركات

المركبات الفضائية.

من الصعب استخراج التيتانيوم النقي التجاري من التيتانيوم الخام أو من ثاني أكسيد التيتانيوم، الذي يعتبر أكثر صيغ أكاسيد التيتانيوم استقراراً.

ابتكر الدكتور Wilhelm Kroll ، الذي يعتبر الأب لصناعة التيتانيوم، طريقة فعالة للإنتاج التجاري للتيتانيوم حيث نجح في تحويل التيتانيوم إلى تترا كلوريد التيتانيوم، الذي يمكن استخراجه على شكل إسفنجات تيتانيوم بواسطة تفاعل تحريضي بوجود الصوديوم والمغنيزيوم وتدعى هذه الطريقة بمعالجة كرول Kroll Process (Hruska 1987; Wang and Fenton 1996; Council 2003; Rodrigues et al. 2009).

2.5.2.1. التركيب الكيميائي والتصنيف:

التيتانيوم النقي التجاري، لا يعني أنه مصنوع من التيتانيوم بنسبة 100%، ولكن يدخل في تركيبه وبنسب صغيرة كلٌ من الأوكسجين (0.18 – 0.40 % من الوزن) والحديد (0.20 – 0.50 % من الوزن) وبشكل أقل النتروجين والهيدروجين والكربون، وتلك العناصر تندخل في التيتانيوم أثناء إجراءات التنقية.

تختلف الخصائص الميكانيكية له تبعاً لنسب المواد المندخلة، وقد قامت الجمعية الأمريكية للاختبار والمواد American Society of Testing and Materials (ASTM)، بتقسيم التيتانيوم النقي التجاري إلى أربع درجات (Grades I to IV) تبعاً لنسب المواد المندخلة فيه، وبشكل عام كلما ازدادت نسبة الحديد والأوكسجين المندخلة كلما ازدادت الصلابة ونقصت المرونة، ويتدرج التصنيف من المرن (Grade I) إلى المتوسط (Grade II) إلى الصلب (Grade III) فالصلب جداً (Grade IV) (Wang and Fenton 1996; Canay

.(et al. 1998; O'Brien 2002; Ohkubo et al. 2008

3.5.2.1. صب التيتانيوم:

تختلف متطلبات صب التيتانيوم عن المتطلبات المعتادة لصب الخلائط الأخرى. إذ تبلغ درجة انصهار التيتانيوم النقي 1720 درجة مئوية، وهذا يتطلب استعمال تقنية الصهر بالقوس الكهربائي Electric arc melting method أو الحث الحراري Induction، لا تستعمل هذه الطرائق عادة في طب الأسنان. بالإضافة إلى ذلك، يتفاعل التيتانيوم المصهور بشدة مع عناصر أخرى تستعمل في عملية الصب مثل الأوكسجين والنتروجين، ومركبات مثل السيلكا Silica التي تدخل في تركيب مادة الإكساء.

يمر التيتانيوم المنصهر عند تبريده بمرحلة بيتا Beta phase ابتداءً من درجة حرارة الصهر حتى الدرجة 883 مئوية وفي هذه المرحلة يتبلور التيتانيوم ويكتسب خصائص القساوة والقصافة، ثم يمر التيتانيوم بمرحلة ألفا Alpha phase، فيما دون الدرجة 883 مئوية الحرجة، في هذه المرحلة يكتسب التيتانيوم المتبلور خصائص ميكانيكية مشابهة لخلائط الذهب من النمطين الثالث والرابع، ولهذا السبب يعتبر التحكم الكامل بدرجة الحرارة بعد الصب مهماً ويجب تضمينه في عملية الصب المتكاملة (Blackman et al. 1991; Nakajima and Okabe 1996; O'Brien 2002).

تطلبت الأسباب السابقة تطوير آلات جديدة وغالية الثمن لصب التيتانيوم. يتوفر حالياً ثلاثة أنواع مختلفة من الأنظمة المصممة خصيصاً لصب التيتانيوم وهي:

1- نظام الصب بتقنية الضغط والتخلية (pressure/vacuum) مع حجرة للصهر وحجرة للصب منفصلتين. ومثال على هذا النظام: (Castmatic, Dentaurum).

2- نظام الصب بتقنية الضغط والتخلية (pressure/vacuum) مع حجرة واحدة للصهر وللصب. ومثال على هذا النظام: (Cyclarc, J Morita) .

3- نظام الصب بتقنية التخلية والطرد المركزي (vacuum/ centrifuge) ومثال على هذا النظام : (Jeneric/Penetron, Titaniumer, Ohara).

قد يبلغ متوسط سعر أي واحد من هذه الأنظمة بين 20 – 30 ألف دولار. ومن الجدير ذكره أن جميع أنظمة الصب تعتمد على الصهر في بيئة مليئة بغاز خامل (كغاز الأرغون أو الهيليوم) الذي يقلل من تشكل الأكاسيد على سطح المعدن ويمنع الاندماج مع الأوكسجين الذي يمكن أن يؤدي إلى قصافة وفقدان لدونة الهيكل المعدني. (Wang and Fenton 1996; Rodrigues et al. 2002; Rodrigues et al. 2009; Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

شكلت المسامية قلقاً في تقنيات صب التيتانيوم. يمكن أن تعزى هذه المشكلة إلى تسرب في التخلية، أو ضغط صب غير ملائم، أو ختم غير كامل بين القالب وفراغ الصب، أو نفاذية القالب أثناء إجراءات الصب. على الرغم من أن المسامية السطحية تشكل مشكلة جمالية، إلا أن المسامية الداخلية غير الملاحظة وبخاصة داخل ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة ومناطق ختم المهاميز، قد تؤدي إلى فشل سريري وتعديلات باهظة (Wang and Boyle 1993; al-Mesmar et al. 1999).

بشكل مثالي، يمكن أن تصنع الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة بفعالية أكبر باستعمال التصميم والتصنيع المحوسب Computer-aided design / Computer-aided manufacturing (CAD / CAM)، على الرغم من ذلك فالهياكل المعدنية التي

تحتوي على ضامات لا يمكن أن تصنع بهذه التقنية للأسباب الآتية:

1- الهيكل المعدني يتألف من قطعة واحدة، تتضمن عدداً كبيراً من المكونات.

2- الأجزاء الدقيقة من الهيكل، من الصعب تشكيلها بسبب مشاكل حجم أداة القطع.

3- من المستحيل تشكيل الضامة بشكل ثلاثي الأبعاد مع عمق تثبيت.

على الرغم من ذلك، يمكن صنع جميع مكونات الهيكل المعدني باستعمال تقنية CAD/CAM، باستثناء الضامات التي يتم صبها، ومن ثم لحمها بالهيكل المعدني باستعمال لحام الليزر Laser welding. تحمل هذه الطريقة الكثير من التعقيدات، لذلك ستستمر صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة باستعمال عملية الصب (Ohkubo et al. 2008; Shimpo 2008).

4.5.2.1. الخواص الحيوية والفيزيائية والميكانيكية للتيتانيوم النقي التجاري:

يعتبر التوافق الحيوي الرائع للتيتانيوم Biocompatibility من أهم المزايا التي تدفع المرضى الذين يعانون من الحساسية تجاه المعادن الأخرى أو المواد الراتنجية المستعملة في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة إلى استعمال أجهزة جزئية متحركة مصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري. حيث يعتبر التيتانيوم من أفضل المواد التعويضية السنية من ناحية التقبل الحيوي (Hruska 1987; Ohkubo et al. 2006; Anusavice et al. 2013).

سمحت الكثافة المنخفضة للتيتانيوم النقي التجاري (حوالي 4.2 غ/سم^3)، التي تعادل نصف كثافة خلائط الكروم كوبالت، بإنتاج هياكل معدنية للأجهزة الجزئية المتحركة أرق وأخف وزناً من هياكل الكروم كوبالت، مع الإبقاء على الخصائص الميكانيكية المقاومة. وبالتالي فإن نسبة الصلابة إلى الوزن، تسمح باستعمال أقل للمعدن بالمقارنة مع الأجهزة

المصنوعة من معادن أخرى (Hruska 1987; Wang and Boyle 1993; Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

أيضاً سمحت الكثافة المنخفضة للتيتانيوم النقي التجاري، بالكشف عن المسامية وعيوب الصب من خلال التصوير الشعاعي، هذا الأمر لم يكن ممكناً مع الهياكل المعدنية المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت (Rodrigues et al. 2002; Rodrigues et al. 2010).

يكمن الفرق الجوهري بين خلائط الكروم كوبالت والتيتانيوم وخلائطه من الناحية الميكانيكية، في اختلاف معامل المرونة Modulus of Elastic. فمعامل مرونتها المنخفض (حوالي 117 GPa)، الذي يعادل نصف معامل مرونة خلائط الكروم كوبالت (حوالي 218 GPa)، ومساوياً تقريباً لمعامل مرونة خلائط الذهب من النمط الثالث والرابع (حوالي GPa100)، يسمح باستعمال ضامات بمناطق تثبيت أعمق من تلك الموصى بها في خلائط الكروم كوبالت، دون حدوث تشوه دائم بالضامة أو أثر رضي على الدعامات السنية. هذه الخاصية قد تكون ذات أهمية بالغة عندما تكون الأولوية للاعتبارات التجميلية وسلامة الأنسجة الداعمة حول الدعامات السنية. لذلك كان معامل المرونة المنخفض للتيتانيوم من أهم العوامل التي سببت ازدياد الاهتمام به في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة (Thomas et al. 1997; O'Brien 2002; Rodrigues et al. 2002; Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

يتشكل على سطح التيتانيوم وخلائطه طبقة أكاسيد Oxide film ثابتة وملتصقة بشدة ورقيقة (حوالي 10 نانومتر)، تتمتع بخواص حماية عالية مكافحة للجراثيم، وتلعب هذه الطبقة

دوراً رئيسياً في المقاومة البيئية للتيتانيوم. إذا تعرضت هذه الطبقة للتأذي أو التخريش، فإنها ترمم نفسها فورياً بوجود الماء أو الهواء. تقدم هذه الطبقة سطحاً ذا توافقٍ حيويٍ كبير ومقاوماً للتآكل بشكل مشابه للمعادن النبيلة. بالإضافة لذلك، تسمح الطبقة المؤكسدة بعمليات الربط بالمواد الأخرى مثل البوليمرات والخزف (Hruska 1987; Wang and Fenton 1996; Council 2003; Rodrigues et al. 2009; Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

يتمتع التيتانيوم بموصلية حرارية Thermal conductivity منخفضة (22 W/m^2) ومعدل امتصاص كبير لشعاع الليزر، هذه الخصائص تجعل من لحام الليزر قابلاً للتطبيق في تصنيع وإصلاح الهياكل المعدنية المصنوعة من التيتانيوم دون أية مشاكل، لأن التسخين يتمركز في مساحة صغيرة فقط. لذا أصبح لحام الليزر الخيار الأول لإصلاح الهياكل بسبب التحسينات التي طرأت على هذه التقنية .(Ohkubo et al. 2008; Rodrigues et al 2009).

يعتبر تلميع الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري أمراً صعباً، بسبب طبقة الأكسيد المتفاعلة المتلوثة على سطحه. يمكن عادة إزالة طبقة التفاعل من سطح الهيكل المصبوب باستعمال المعالجة الكيميائية باستعمال حمض الهيدروفلوسيليكيك Hydrofluosilicic والترميل Sandblasting باستعمال بودرة Al_2O_3 التي تكون فعالة لإزالة طبقة التفاعل من السطوح الداخلية (Ohkubo et al. 2008; Shimpo 2008).

على الرغم من أن التيتانيوم لديه مقاومة ممتازة للتآكل، إلا أن تغير لون سطح التيتانيوم لوحظ في كثير من الأحيان. تم التأكيد مخبرياً أن أحد أسباب تغير اللون هو استعمال

مطهرات الأجهزة ذات القلوية العالية (PH > 11)، كما أشارت التقارير بملاحظة التغير اللوني في خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V ، في حين لم يلاحظ تغير لوني في التيتانيوم النقي التجاري (Sutton and Rogers 2001; Ohkubo et al. 2008).

6.2.1. خلائط التيتانيوم Titanium–Based Alloys :

استعمل التيتانيوم النقي التجاري في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة، على الرغم من ذلك يؤخذ على التيتانيوم النقي التجاري بعض السيئات، مثل صلابته المنخفضة وصعوبة تلميعه ومقاومته المنخفضة للجهود الوظيفية، لذلك لم يكن التيتانيوم النقي التجاري مناسباً للتطبيقات السريرية التي تترافق مع تطبيق جهود وظيفية كبيرة (Iijima et al. 2003; Aridome et al. 2005).

سمحت إضافة بعض العناصر (كالألمنيوم والفناديوم والنحاس والبلاديوم والنيوبيوم) إلى التيتانيوم النقي التجاري في تحسين بعض خصائصه، كالصلابة وإنقاص درجة حرارة الصهر والصب، وصقل المعدن وتلميعه. مع الإبقاء على الخواص الرائعة الأخرى للتيتانيوم النقي التجاري (O'Brien 2002; Watanabe et al. 2003; Aoki et al. 2004).

صنفت الجمعية الأمريكية للاختبار والمواد (ASTM) خلائط التيتانيوم المستعملة في التطبيقات التعويضية السنية إلى ثلاثة خلائط رئيسية وهي : خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V و خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V مع نسب قليلة من المواد المندخلة فيها وخلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb (Council 2003).

تعدّ خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V (تحتوي على 6% ألمنيوم و 4% فناديوم) من أكثر خلائط التيتانيوم شيوعاً، بسبب صلابتها العالية ومقاومتها الجيدة للتآكل. وقد طورت هذه

الخلائط بديلاً للتيتانيوم النقي التجاري. على الرغم من ذلك بقيت السمية الخلويّة لعنصر الفناديوم مشكلة قائمة (Nystrom et al. 1956; Sjoberg 1956; Frank et al. 1996; Iijima et al. 2003; Aridome et al. 2005).

طورت خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb ، الخالية من الفناديوم، بديلاً لخلائط Ti-6Al-4V والخلائط الأخرى المستعملة مسبقاً في التعويضات السنية، بسبب توافقها الحيوي الممتاز وصلابتها ومقاومتها الرائعة للتآكل والاهتراء (Semlitsch et al. 1992; Aridome et al. 2005; Mahmoud et al. 2005; Katsoulis et al. 2008).

تمتلك خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb معامل مرونة منخفضاً، مثل خلائط التيتانيوم الأخرى، يقدّر بحوالي نصف معامل مرونة خلائط الكروم كوبالت. وبالمقارنة مع خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V في اختبار الشد، أظهرت خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb صلابة أقل بقليل واستطالة أكبر بمقدار 40%(Iijima et al. 2003).

كانت كمية شاردة التيتانيوم المتحررة من خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb في الأوساط المخبرية المشابهة للبيئة الفموية أقل من خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V ومقاربة للتيتانيوم النقي التجاري (Kobayashi et al. 1998).

أظهرت خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb مسامية أقل من التيتانيوم النقي التجاري، التي تعتبر ميزة من ناحية موثوقية عملية الصب (Wang et al. 1999).

أظهرت التجارب المخبرية أن خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb أكثر صلابة ومقاومة للاهتراء من التيتانيوم النقي التجاري، والسطح المتآكل أنعم بكثير من التيتانيوم النقي التجاري (Iijima et al. 2003).

3.1. الدراسة النظرية النسيجية:

يتصف التعويض الناجح بأنه يعيد الناحية الجمالية ويؤدي الوظيفة بشكل جيد ويسمح باستعمال مريح وواثق للتعويض. مع ذلك، لا يمكن تحقيق النجاح المطلق إلا إذا تم الحفاظ على الطبيعة الشكلية والنسيجية للغشاء المخاطي الفموي والأنسجة الداعمة العميقة. فقواعد الأجهزة المتحركة التي تكون على اتصال واحتكاك مباشر مع الغشاء المخاطي الفموي قد تؤثر على هذا الغشاء وتتسبب بردود فعل متفاوتة بين تغيرات نسيجية عابرة إلى خلل نسيجي بنيوي إجمالي (Cook 1991).

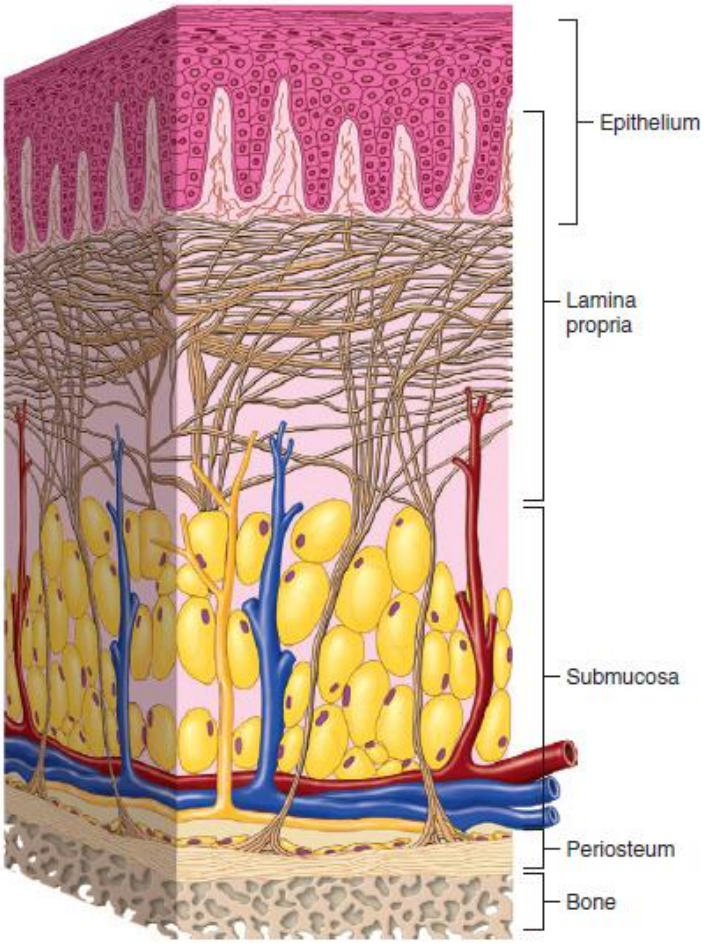
لذا يتوجب على طبيب الأسنان معرفة الخصائص النسيجية والشكلية للغشاء المخاطي الملاصق للتعويض والمحافظة عليها (Sharma and Mirza 1986).

1.3.1. التركيب النسيجي للغشاء المخاطي الفموي:

يبطن الحفرة الفموية غشاءٌ مخاطيٌ Oral mucosa، يلعب دوراً رئيسياً في حماية الطبقات النسيجية العميقة من التأثيرات المختلفة التي تتعرض لها البيئة الفموية، وقد أشار كلٌ من De VanScotter و Boucher إلى أن الخلايا المكونة للغشاء المخاطي الفموي بشكلها وترتيبها تقدم آلية دفاع للحفرة الفموية، بالإضافة لذلك يؤدي الغشاء المخاطي الفموي وظائف ثانوية أخرى، تتضمن عمله كعضو إحساس وكموضع لنشاط وإفراز الغدد (De Vanscott and Boucher 1965; Winning and Townsend 2000; Nanci 2013).

يتألف الغشاء المخاطي الفموي من طبقتين رئيسيتين هما :

1. الطبقة الظهارية. 2. الطبقة الخاصة. ويرتبط الغشاء المخاطي الفموي مع التراكيب النسيجية الواقعة تحته بواسطة الطبقة تحت المخاطية (Orban and Bhaskar 1980; Nanci 2013) (الشكل 1).



الشكل 1	طبقات الغشاء المخاطي الفموي.

Nanci 2013; Page : 281

1. الطبقة الظهارية Epithelium layer :

وهي بشرة رصفية مطبقة، تتكون من خلايا ترتبط بشدة ببعضها، وظيفتها توفير حماية مناسبة للأنسجة العميقة ضد المهيجات الفيزيائية والكيميائية والحيوية (Jani and Bhargava 1976; Nanci 2013).

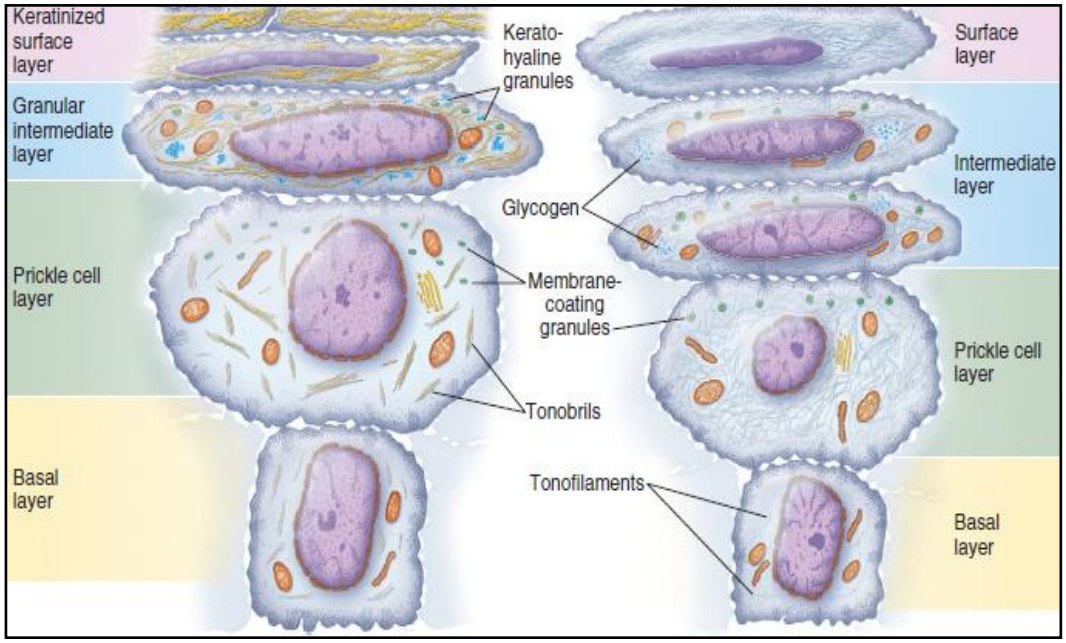
تتكون البشرة من أربع طبقات رئيسية وهي (الشكل 2):

1. الطبقة القاعدية Basal layer.

2. طبقة الخلايا الشائكة Prickle cell layer.

3. طبقة متوسطة Intermediate layer في الظهارة غير المتقرنة أو طبقة متوسطة حبيبية Granular في الظهارة المتقرنة.

4. الطبقة السطحية Surface layer في الظهارة غير المتقرنة أو طبقة سطحية متقرنة Keratinized في الظهارة المتقرنة (Dale et al. 1990; Winning and Townsend 2000; Nanci 2013).



الشكل 2 **الطبقات الخلوية للطبقة الظهارية (اليمين) بشرة غير متقرنة (اليسار) بشرة متقرنة.**

Nanci and Ten Cate 2013; Page : 288

تحافظ الطبقة الظهارية على سلامتها البنيوية بالتجدد المستمر، حيث تنقسم الخلايا القاعدية وتنتج خلايا جديدة، تتمايز هذه الخلايا وتهاجر عبر طبقات الطبقة الظهارية وتتعرض خلال

ذلك لعدد من التغيرات البنيوية والشكلية حتى تصل الطبقة السطحية (في الظهارة غير المتقرنة) أو الطبقة السطحية المتقرنة (في الظهارة المتقرنة) لتحل محل الخلايا المطروحة (الشكل 2).

لذا يمكن تقسيم الخلايا الظهارية إلى مجموعتين وظيفيتين:

1. مجموعة الخلايا المولدة Pieneer وظيفتها الانقسام وتكوين خلايا جديدة.
2. مجموعة الخلايا الناضجة Maturing والتي تنضج لتشكل طبقة الحماية السطحية (Winning and Townsend 2000; Nanci 2013).

2. الطبقة الخاصة Lamina propria :

هي عبارة عن نسيج ضام ليفي كثيف غني بالتوعية الدموية، داعم للطبقة الظهارية، المنطقة السطحية منها عبارة عن طبقة حليمية تتكون من نسيج ضام يرتبط بحواف الطبقة الظهارية. أسفل هذه الطبقة الحليمية نجد طبقة شبكية غنية بالألياف وتحوي بعض الخلايا والأوعية الدموية والأعصاب (Winning and Townsend 2000; Nanci 2013).

3. الطبقة تحت المخاطية Submucosa :

تتكون من نسيج ضام رخو يحوي على نسيج شحمي أو نسيج غدي، يحوي معظم الأعصاب والأوعية الدموية التي تغذي الغشاء المخاطي، وتقوم هذه الطبقة بربط الغشاء المخاطي بالعظم أو الطبقة العضلية التي تقع تحته (Nanci 2013).

نسيجياً، يمكن تصنيف الغشاء المخاطي الفموي إلى ثلاثة أصناف (Winning and Townsend 2000; Nanci 2013:)

1. الماضغ Masticatory : مثل الغشاء المخاطي المغطي للحنك الصلب ويرتبط بشدة بالعظم، وتكون الطبقة الظهارية المغطية متقرنة، لمقاومة التأثيرات الميكانيكية الناجمة عن المضغ والبلع والكلام، وهو يغطي حوالي 25% من الحفرة الفموية.

2. المبطن Lining : كما في الشفاه والخدود والغشاء المخاطي لدهليز الفم والحنك الرخو وأرض الفم والسطح السفلي للسان، وتكون الطبقة الظهارية السطحية فيه غير متقرنة، ويتميز بالمرونة ويسمح بالحركة، وهو يغطي الجزء الأكبر من الحفرة الفموية حوالي 60%.

3. المتخصص Specialized : مثل الغشاء المخاطي المغطي لظهر اللسان، فهو يتألف من مزيج من الغشاء المخاطي الماضغ والمبطن ويحتوي على حليمات وبراعم تذوق، وهو يغطي حوالي 15% من الحفرة الفموية.

2.3.1. التقرن في الغشاء المخاطي الفموي :

كان Orban أول من قبِل بأن المخاطية الفموية كاملة التقرن Orthokeratinized mucosa هي مخاطية طبيعية، وفي العام 1949 عرض الباحث Orban ثلاثة نماذج من الاستجابة التكيفية الوظيفية للمخاطية الفموية وهي :

- عدم تقرن non-keratinized.
- نظير تقرن Para-keratosis.
- تقرن كامل أو سوي Ortho-keratosis.

فبعد هجرة الخلايا من الطبقة القاعدية، تتعرض لعدد من التغيرات الشكلية والبنيوية، وذلك

تبعاً لنوع الطبقة الظهارية (متقرنة أو نظيرة تقرن أو غير متقرنة) أو وجود المخرشات. ففي حالة الطبقة الظهارية المتقرنة (كالغشاء المخاطي المغطي لقبة الحنك الصلب) تصبح الخلايا المهاجرة أكثر تسطحاً ويزداد حجمها وتزداد ثخانة الغشاء السيتوبلاسمي، ويترافق مع ذلك تشكل الحبيبات المولدة للقرنين Keratohyaline granules، ثم يحدث تحول مفاجئ حيث تفقد الخلية نواتها وتتحلل المكونات الأساسية لها وهنا تدعى بالخلايا كاملة التقرن Ortho-keratosis cells، أما في حالة الطبقة الظهارية نظيرة التقرن (كالمنطقة الفاصلة بين باطن الشفة وحافة الشفة) فتتجه الخلايا المهاجرة نحو النموذج نظير التقرن، وهنا تحتفظ الخلية بنواتها لكنها تكون غليظة وتكون الجزيئات العضوية منحلة جزئياً وهنا تدعى بالخلايا نظيرة التقرن Para-keratosis cells، وفي حالة الطبقة الظهارية غير المتقرنة (كالغشاء المخاطي المبطن للخد)، فلا تحدث تغييرات تركيبية كبيرة في الخلايا وتبقى أنوية الخلايا واضحة وهنا تدعى بالخلايا غير المتقـــرنة Non-keratosis cells، ومن الجدير بالذكر أنه يمكن مشاهدة أكثر من نموذج من التقرن في الطبقة الظهارية لمنطقة واحدة من الغشاء المخاطي (Mackenzie and Binnie 1983; Cook 1991; Winning and Townsend 2000; Nanci 2013).

3.3.1. الاستجابة النسيجية للغشاء المخاطي الفموي تجاه الأجهزة المتحركة:

قد يظهر العديد من ردود الفعل النسيجية للمخاطية الفموية، حتى مع التعويض الناجح وظيفيا الذي يدعمه غشاء مخاطي صحي سريرياً، تتضمن هذه الردود تغيراً في التقرن والتهاباً مزمناً معتدلاً وفرط تصنع وخللاً في تشكيلات ألياف الكولاجين في الطبقة الخاصة.

تتفق معظم الدراسات على أن من أهم ردود الفعل النسيجية المصاحبة لاستعمال الأجهزة المتحركة في الفك العلوي هي تغير التقرن في الطبقة الظهارية والتهاب الفم المرافق للأجهزة السنية (Cook 1991).

1.3.3.1. التغير في تقرن الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز المتحرك:

أشار الباحث Łukomska-Szymańska إلى أن كل عوض يوضع في الحفرة الفموية ويبقى على اتصال مباشر مع الغشاء المخاطي لقبة الحنك الصلب يسبب تغيراً في تقرن الطبقة الظهارية لهذا الغشاء، وأن أجهزة خليط الكروم كوبالت تنتج اضطراباً أكبر في التقرن مقارنة بأجهزة الأكريل. كما أشار الباحث Marcov إلى أن تغطية الغشاء المخاطي لقبة الحنك الصلب لمرضى الدرد بالأجهزة المتحركة يلغي حافز التقرن وهو الطعام واللسان (Markov 1968; Lukomska-Szymanska et al. 2012).

المراجعات الأدبية بخصوص تأثير الأجهزة المتحركة على تقرن الغشاء المخاطي هي إلى حد ما موضع خلاف. يعتقد بعض الباحثين أن استعمال الأجهزة يزيد من تقرن الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز. بينما بعضهم الآخر كان رأيـــهُ معاكساً Markov) 1968).

فقد أشار الباحث Ostlund إلى حدوث انخفاض في ثخانة الطبقة المتقرنة تحت الأجهزة المتحركة، واختفاء التقرن الكامل من الظهارة مما جعلها نظيرة التقرن(Ostlund 1958). كما وجدت الباحثة Al-Ani (Al-Ani et al. 1966) أن استعمال الجهاز المتحرك يسبب انخفاضاً في تقرن الطبقة الظهارية مع الأخذ بعين الاعتبار أن تقرن هذه الأنسجة يعتبر طبيعيا. كما لاحظ الباحث Watson (Watson 1978) أن نوعية التقرن اتجهت إلى

التغير من التقرن الكامل إلى نظير تقرن تحت الأجهزة. كما وجد الباحث Lindholm (Lindholm et al. 1982) نقصاناً في درجة التقرن الكامل لمخاطية قبة الحنك عند مستعملي الأجهزة المتحركة، أيضاً وجد الباحثان Sharma and Mirza (Sharma and Mirza 1986) انخفاضاً في تقرن الغشاء المخاطي تحت الأجهزة المتحركة، حيث أصبحت معظم الخلايا نظيرة التقرن.

بالمقابل وجد الباحثان Kapur and Shklar (Kapur and Shklar 1963) أن استعمال الأجهزة المتحركة يحفز على تقرن الغشاء المخاطي، ويسبب زيادة في نسبة التقرن الكامل Orthokeratosis، ولاحظ الباحث Turck (Turck 1965) زيادة في ثخانة الطبقة المتقرنة تحت الأجهزة الجزئية المتحركة، وقد أشار الباحثان Jani and Bhargava إلى أن ردود الفعل النسيجية للغشاء المخاطي الفموي تجاه العوض المصنوع بشكل جيد، والمحافظ على نظافته في المرضى الأصحاء مقبول سريرياً، رغم ملاحظة زيادة في ثخانة الطبقة المتقرنة(Jani and Bhargava 1976).

2.3.3.1. التهاب الفم المرافق للأجهزة السنية:

التهاب الفم المرافق للأجهزة السنية Denture stomatitis هو مصطلح يستعمل لوصف التغيرات الالتهابية في المخاطية الفموية لمرضى الأجهزة المتحركة. تتصف هذه التغيرات باحمرار وتوذم تحت الأجهزة الكاملة والجزئية المتحركة في كلا الفكين ولكن تشاهد بشكل أكبر في الفك العلوي. تترافق التغيرات النسيجية المرافقة لالتهاب الفم المرافق للأجهزة السنية بتغيرات في الطبقة الظهارية تتضمن زيادة في نسبة الخلايا نظيرة التقرن أو الخلايا غير المتقرنة.

العوامل المسببة لالتهاب الفم المرافق للأجهزة السنية غير مفهومة بشكل واضح، ولكن هناك عدد من العوامل التي يمكن أخذها بعين الاعتبار مثل الضغط المطبق من الأجهزة المتحركة غير المنطبقة بشكل جيد على النسج، الرض الإطباقي، الصحة الفموية السيئة، والإصابة بالمبيضات البيض. هذه العوامل هي الشائعة عادة كمسببات لالتهاب الفم المرافق للأجهزة السنية (Love et al. 1967; Miller 1973; Budtz-Jorgensen 1981; Syrjanen et al. 1985; Turker et al. 2010; Regezi et al. 2012).

4.1. الدراسة النظرية لبعض الخواص الميكانيكية:

1.4.1. القساوة Hardness :

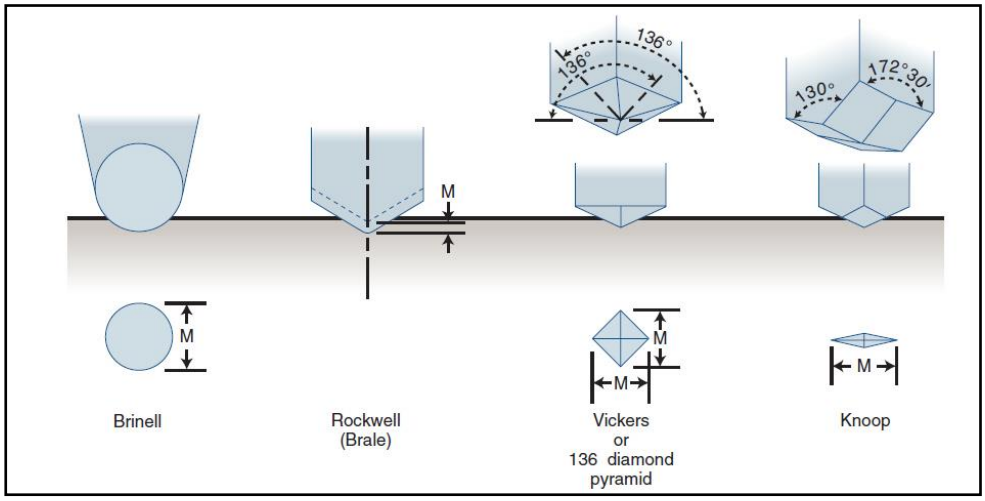
القساوة هي خاصية للمواد، تستعمل لتوقع قدرة المادة على مقاومة الخدش.

مفهوم القساوة متفق عليه بشكل عام بأنه "مقاومة التثلُّم Resistance to indentation"، اعتماداً على ذلك تم تصميم معظم اختبارات القساوة الحديثة (Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

تعتبر اختبارات القساوة من إحدى مواصفات المواد السنية العديدة التي طورتها الجمعية الأمريكية لطب الأسنان (ADA)، ومن المعايير المطلـــوبة من المنظمة العالمية للمعايير القياسية (ISO) (Anusavice et al. 2013).

هناك العديد من الاختبارات التي يمكن إجراؤها لمعرفة قساوة السطح لمادة ما، وأغلبها يعتمد على إمكانية سطح المادة لمقاومة اختراق نقطة ماسية أو كرة من الفولاذ تحت تأثير حمولة محددة (Anusavice et al. 2013).

الاختبارات الأكثر استعمالاً في تحديد قساوة المواد السنية معروفة بالأسماء التالية: Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell, Barcol and Shore. كل واحد من هذه الاختبارات يختلف اختلافاً بسيطاً في الأداة المستعملة لإحداث الثلمة وفي طريقة حساب القساوة ولكلٍ منها عيوبه ومزاياه (Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).



الشكل 3 صورة ترسيميه لانطباعات أدوات اختبارات القساوة المختلفة، (M) تمثل منطقة القياس.

Anusavice et al. 2013; Page : 64

1. اختبار Brinell للقساوة (BHN) :

يعتمد على مقاومة اختراق كرة صغيرة من الفولاذ المقسى بقطر 1.6 ملم تطبق على سطح المادة تحت حمولة مقدارها 123 نيوتن، وتبقى على اتصال مع العينة المختبرة لوقت ثابت وهو 30 ثانية. تترك هذه العملية ثلمة دائرية على سطح المادة المختبرة، ويتم تحديد قيمة القساوة بقياس قطر الثلمة، ثم الرجوع إلى القيم المقابلة لهذا القطر في الجداول المخصصة لهذا الاختبار (الشكل 3) (Sakaguchi and Powers 2012).

يستعمل هذا الاختبار لقياس قساوة المواد المستعملة في طب الأسنان لكنه غير مناسب للمواد القصفة (Anusavice et al. 2013).

2. اختبار Knoop للقساوة (KHN) :

يستعمل هذا الاختبار أداة ماسية ذات رأس هرمي، والثلمة المحدثة تكون معينة الشكل (الشكل 3). ويتم قياس القطر الأكبر للمعيّن، ثم تقسم الحمولة على المساحة لنحصل على

قيمة Knoop للقساوة. طريقة Knoop مصممة بحيث أنه يمكن تطبيق أحمال متفاوتة على الأداة، لذا فمساحة الثلمة الناتجة تختلف وفقاً للحمولة المطبقة وطبيعة المادة المختبرة.

تكمن ميزة هذه الطريقة في أن المواد التي لها مجال قساوة واسع يمكن اختبارها ببساطة بتغيير الحمولة المطبقة (Sakaguchi and Powers 2012).

3. اختبار Vickers للقساوة (VHN) :

يستعمل هذا الاختبار أداة ماسية لها قاعدة مربعة ورأس هرمي تشكل سطوحه المتقابلة عند ذروته زاوية مقدارها 136^0 . الأداة تحدث ثلمة مربعة تؤخذ قياسات أقطارها، ومن ثم تؤخذ القيمة المتوسطة للبعدين (الشكل 3).

هذا الاختبار مناسب لتحديد قساوة المواد القصفة، لذا فهو يستعمل لقياس قساوة خلائط الصب السنية (Sakaguchi and Powers 2012).

4. اختبار Rockwell للقساوة (RHN) :

تم تطوير هذا الاختبار كطريقة سريعة لتحديد القساوة. الأداة المحدثة للثلمة تكون عادة كرة أو مخروطاً معدنياً. عوضاً عن قياس قطر منطقة الانطباع، يقاس عمق الاختراق مباشرة باستعمال مقياس خاص على الآلة. عدد من الأدوات المحدثة للفجوات متوفرة بأحجام مختلفة لاختبار مواد مختلفة (الشكل 3). ويستعمل هذا الاختبار عادة لقياس قساوة المواد البلاستيكية المستعملة في طب الأسنان (Sakaguchi and Powers 2012; Anusavice et al. 2013).

5. اختبار Barcol للقساوة :

هذا الاختبار مصمم لقياس عمق التصليب Cure في الكمبوزيت الراتنجي. الأداة المحدثة

للثلمة هنا، هي إبرة مزودة بنابض قطرها 1 ملم يتم تطبيقها على سطح الاختبار.

يتم اختبار عمق التصلب بصنع عينات بثخانة من 0.50 ملم إلى 6 ملم بزيادة مقدارها 0.50 ملم لكل عينة. بعد ذلك يتم تصليب السطح العلوي للعينات بجهاز التصليب، ثم يتم تطبيق الأداة على السطح السفلي للعينات، وبالتالي يكون عمق التصليب هو ثخانة العينة مطروح منها الثخانة العظمى التي تخترقها الأداة (Sakaguchi and Powers 2012).

6. اختبار Shore A للقساوة:

اختبارات القساوة السابقة لا يمكن استعمالها لتحديد قساوة المواد المطاطية؛ لأن الثلمة تختفي بعد إزالة الحمولة. يتدرج مقياس Shore A من 0 إلى 100، بحيث تمثل القراءة 0 اختراق المادة تماماً، والقراءة 100 تمثل عدم حدوث أي اختراق للمادة (O'Brien 2002; Sakaguchi and Powers 2012).

الأهمية السريرية لقساوة خلائط الصب السنية :

يجب أن تكون قساوة خلائط الصب السنية جيدة بما فيه الكفاية لمقاومة الخدش؛ لأن السطح الخشن هو أكثر عرضة للتلوث والالتصاق وتراكم اللويحة الجرثومية. وفي الوقت نفسه، يجب الأخذ بعين الاعتبار أن القساوة الزائدة قد تكون مشكلة في بعض الأحيان.

فالقساوة الزائدة لمعدن الجهاز الجزئي المتحرك التي تتجاوز قساوة الميناء، يمكن أن تسبب اهتراءً في السطوح العمودية للدعامات السنية أثناء إدخال الجهاز وإخراجه وحركاته المختلفة أثناء الوظيفة. أو قد تسبب سحلاً في الأسنان والتعويضات المقابلة (Grasso and Miller 1991; Anusavice et al. 2013).

بالإضافة إلى ذلك كلما كان المعدن قاسياً كلما ازدادت صعوبة إجراء التعديلات الإطباقية

للتعويضات المستعمل فيها. حقيقة أخرى جديرة بالاهتمام هي أنه كلما ازدادت قساوة المادة كلما كان تشذيبها وتلميعها أصعب (Grasso and Miller 1991; Anusavice et al. 2013).

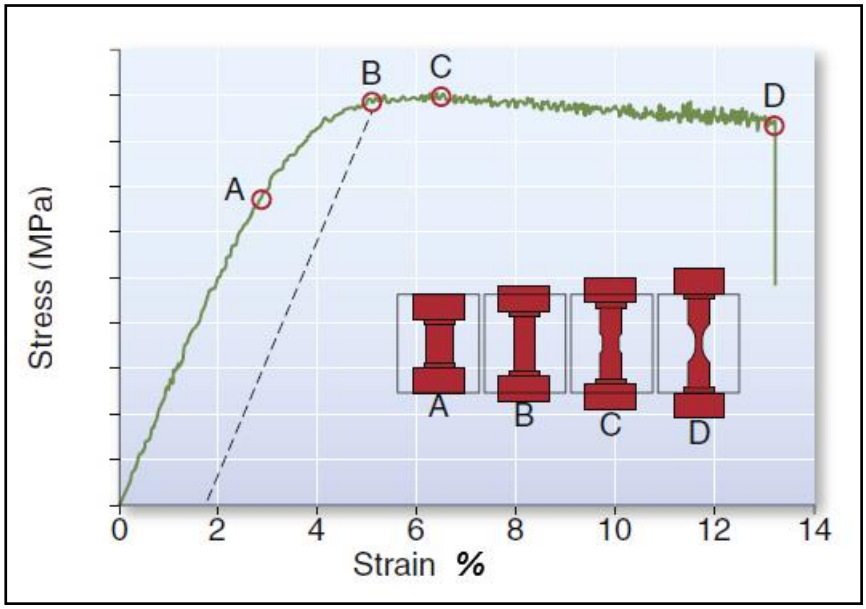
2.4.1. اختبار الشــد Tension test:

يتم عند اختبار الشد إخضاع العينة إلى قوتي جذب متعاكستين في الاتجاه على المحور نفسه. تقوم العينة بمقاومة هذه القوة ويتولد تفاعلٌ داخليٌ ضمنها يكون مساوياً للقوة الخارجية المطبقة بالمقدار ومعاكساً لها في الاتجاه ويسمى هذا التفاعل الداخلي بالإجهاد (Stress) ويرمز له بالرمز (σ) (Bonsor and Pearson 2012; Sakaguchi and Powers 2012).

تتوزع كلٌ من القوة الخارجية المطبقة والمقاومة الداخلية (الإجهاد) على مساحة الجسم. لذلك يُعرف الإجهاد بأنه حاصل قسمة القوة المطبقة (P) على مساحة المقطع العرضي للسطح الخاضع للقوة (A). وفق المعادلة : $\sigma = \frac{P}{A}$

للإجهاد القدرة على إحداث تشوه في الجسم، يظهر هذا التشوه في اختبار الشد على شكل استطالة Elongation للعينة وفق محور القوة.

يعرف التوتر أو الانفعال (Strain) بأنه التغير الذي يحدث في طول العينة نتيجة الاستطالة، ويتم احتسابه بقسمة التغير في طول العينة ($\Delta L = L1 - L0$) ، على الطول الأصلي (L0)، ويرمز له بالرمز (ε) ، ويعبر عنه عادة بالنسبة المئوية (الشكل 4).



الشكل 4 مخطط ترسيمي يبين سلوك اختبار الشد وتأثيره على العينة.

Sakaguchi and Powers 2012; Page : 38.

من الجدير بالذكر أنه بغض النظر عن تركيب أو طبيعة المادة وبغض النظر عن مقدار ونوع الحمولة المطبقة، فإن التشوه والتوتر هما نتيجة أي إجهاد يحصل في المادة (Sakaguchi and Powers 2012).

الأهمية السريرية لاختبار الشد في خلائط الصب السنية :

يجب الأخذ بعين الاعتبار إلى أن الإجهاد يتناسب عكسياً مع المساحة التي يتم تطبيق القوة عليها، هذا الأمر له أهمية خاصة في التعويضات السنية؛ لأن المساحات التي يتم تطبيق القوى عليها تكون عادة صغيرة جداً، ومن الخطير جداً أن تدعم مساحات صغيرة قوى إطباقية كبيرة، لذا يتوجب علينا توزيع القوى الإطباقية على مساحات كبيرة للتقليل من الإجهاد الإطباقي الموضعي، وهذا ما يجب أن تفعله الوصلة الرئيسية للأجهزة الجزئية المتحركة (Sakaguchi and Powers 2012).

تعتبر الاستطالة التي تبديها الخليطة عند تعرضها للإجهاد في غاية الأهمية، فهي تعطي مؤشراً حول إمكانية إجراء التعديلات في الخليط. فالخليط الذي له قيم استطالة عالية يمكن حنيه دون الخوف من تعرضه للكسر، وتبرز هذه الأهمية مع ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة، حيث يمكن تعديلها بسهولة إذا استعمل في صنعها خليط ذو قيمة استطالة عالية (Sakaguchi and Powers 2012).

3.4.1. معامل المرونة Elastic Modulus :

يصف معامل المرونة الصلابة النسبية للمادة، ويشار إلى قياس مرونة المادة بمعامل المرونة أو بمعامل Young's ويرمز له بالرمز (E).

يمكن حساب معامل المرونة من المعادلة التالية : E = Stress / Strain

أو $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$ (هذه المعادلة تعرف أيضاً بقانون Hooke's)، ولأن التوتر ليس له وحدة قياس، فتكون وحدة قياس معامل المرونة هي وحدة قياس الإجهاد نفسها ويعبر عنها عادة بـ MPa (ميغا باسكال) أو GPa (غيغا باسكال) (1 GPa = 1000 MPa) (Sakaguchi and Powers 2012).

الأهمية السريرية لمعامل المرونة في خلائط الصب السنية :

يعتبر معامل المرونة من الخواص الميكانيكية الهامة في طب الأسنان، فهو يعطينا مؤشراً على الصلابة النسبية للمادة، فكلما زاد معامل المرونة زادت الصلابة، وكلما انخفض كانت المادة أكثر مرونة. تبرز أهمية هذا الأمر في ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة، فالضامات المصنوعة من مادة ذات معامل مرونة منخفض يمكنها المرور إلى مناطق تثبيت أعمق

على الدعامة السنية دون أن تتعرض لتشوه دائم أو تحدث تأثيراً رضياً على الدعامة السنية (Grasso and Miller 1991; Sakaguchi and Powers 2012).

مما تقدم نلاحظ أن الفهم الأشمل للمبادئ الأساسية للمادة وخواصها الميكانيكية أمرٌ في غاية الأهمية للممارس السريري لتصميم وتحضير التعويض المناسب (Anusavice et al. 2013).

5.1. الدراسات السابقة previous studies:

قام الباحث Smitt عام 1973 بصنع أجهزة جزئية متحركة تغطي نصف الحنك الصلب وقارن درجة تقرن الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز الجزئي مع درجة تقرن الغشاء المخاطي غير المغطى من الحنك الصلب، وقد لاحظ الباحث نقصانا في درجة التقرن للغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز. وأرجع الباحث السبب إلى أن الغشاء المخاطي المغطى حجب عن المؤثرات الميكانيكية كالمضغ والكلام (Smitt 1973).

درس الباحثان Morris and Asgar في عام 1975، الخصائص الميكانيكية لكلٍ من خلائط الكروم كوبالت والخلائط الحديدية. وخلصوا إلى أن خلائط الكروم كوبالت تتمتع بقساوة ومعامل مرونة أكبر من الخلائط الحديدية (Morris and Asgar 1975).

تحرى الباحثان Rentanen and Eerikainen في عام 1986، من قسم التعويضات السنية في جامعة هلسنكي، دقة انطباق الأجهزة الجزئية العلوية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت على قبة الحنك، وذلك في كلٍ من المثال الجبسي الرئيسي وضمن فم المريض، وقد لاحظ الباحثان وجود فراغ بين الصفيحة الحنكية وقبة الحنك في كلٍ من المثال الجبسي وضمن فم المريض، وأن انطباق الصفيحة على الأمثلة الجبسيّة أكثر دقة من انطباقها في فم المريض (Rantanen and Eerikainen 1986).

وفي دراسة للباحث Yamauchi وزملائه عام 1988، تم تقييم فعالية التيتانيوم النقي التجاري كمعدن للأجهزة الكاملة والجزئية المتحركة، وقد خلصت الدراسة إلى أن أجهزة التيتانيوم النقي التجاري أعطت نتائج مُرضيَة، فلم يحدث تغيرٌ لونيٌ أو أذىً للنسج، وانطباقها على النسج المخاطية جيد، وهي أخف وزناً من الأجهزة التقليدية من الكروم

كوبالت. وقد أظهرت اختبارات الأشعة السينية للأجهزة المصبوبة، بعض العيوب الداخلية بالصب، ولكن هذه العيوب لم تكن جدية كفايةً لتحدث فشلاً في العمل. ومتابعة مراقبة المرضى لم تظهر أية مشاكل سريرية (Yamauchi et al. 1988).

قارن الباحثان Ghani and Mahood عام 1990، التغير في قوة التثبيت والتشوه الذي تتعرض له الضامات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، وقد استنتج الباحثان أن تشوه الضامات ذات عمق تثبيت 0.25 ملم يتطلب تطبيق قوة كبيرة جداً، وأن التشوه الدائم في الضامات يحدث في الشهر الأول من استعمال الجهاز، وقد لوحظ تدهور مقدار التثبيت في معظم الضامات بعد 6 أشهر من استعمال الجهاز (Ghani and Mahood 1990).

درس الباحث Blackman وزملاؤه عام 1991، تغير الأبعاد في المستويين العمودي والأفقي للهيكل المعدني للأجهزة الجزئية المتحركة المصبوبة من خلائط الكروم كوبالت وذلك بين مرحلة التشميع وبعد الصب، وقد لاحظ الباحثون حدوث تقلص في المستوى الأفقي بمقدار 2.6% وتمدد في المستوى العمودي بمقدار 1.8% وذلك في الاتجاه المستعرض Cross arch، في حين كانت قيم التغير في الاتجاه الأمامي الخلفي ضمن الحدود الطبيعية (Blackman et al. 1991).

درس الباحثان Harinasuta and Howlett عام 1992، درجة تقرن الغشاء المخاطي لقبة الحنك تحت الأجهزة الجزئية المتحركة المدعومة سنياً، ووجد الباحثان أن الأجهزة الجزئية المتحركة مثل الأجهزة الكاملة في تأثيرها على تقرن الظهارة، حيث إن الظهارة تحت التعويض تحولت من ظهارة متقرنة بالكامل إلى ظهارة أغلب خلاياها نظيرة تقرن (Harinasuta and Howlett 1992).

قارن الباحث Bridgeport وزملاؤه عام 1993، الخواص الميكانيكية لعينات من خلائط الكروم كوبالت وخلائط النيكل كروم، وقد شملت الاختبارات الميكانيكية الشد ومعامل المرونة والقساوة، وخلصت الدراسة إلى أن القيم الناتجة تختلف عن القيم المزودة من الشركة المصنعة على الرغم من أن هذه الاختلافات كانت ضمن الحدود المقبولة نسبياَ. ومع أن قيم الاستطالة الناتجة عن اختبار الشد تجاوزت 10 % إلا أن الباحثين أوصوا بتوخي الحذر عند تعديل الضامة خوفاً من الكسر (Bridgeport et al. 1993).

وفي دراسة مقارنة للباحث VandenBrink وزملائه عام 1993، تمت مقارنة قابلية استعمال مواد مختلفة وطرائق تصنيع متنوعة في صنع ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة، وكان من ضمن هذه المواد خلائط النيكل تيتانيوم، وقد خلصت الدراسة إلى أن النيكل تيتانيوم غير مقبول كمادة لصنع ضامة الجهاز الجزئي المتحرك حتى عندما كان القطر المستعمل 0.8 ملم (VandenBrink et al. 1993).

في تقرير سريري للباحث Könönen وزملائه عام 1995، أنجز الباحثون جهازاً جزئياً متحركاً مع هيكل معدني من التيتانيوم لمريض يعاني من حساسية شديدة للخلائط المعدنية الأخرى، وقد استعمل الجهاز من قبل المريض لأكثر من عامين دون أية مشاكل. وقد خلص الباحثون إلى أن التيتانيوم مادة مناسبة للأجهزة الجزئية المتحركة وربما يكون بديلاً مثالياً للمرضى الذين لديهم حساسية للمعادن الأخرى (Könönen et al. 1995).

هدفت دراسة الباحثة Marei عام 1995، إلى قياس مقدار التثبيت في الضامات المحيطية، المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، من النوعين ذات المقطع الدائري وذات المقطع نصف الدائري، على كلٍ من الضواحك والأرحاء، وبثلاثة مستويات تثبيت بعمق (0.25 –

0.50 – 0.75 ملم). ولم يكن هناك فروق جوهرية ذات دلالة إحصائية عند المقارنة بين متوسط قوة التثبيت للضامات المدروسة (Marei 1995).

تحرى الباحثان Vallittu and Kokkonen عام 1995، تعب الانحناء لضامات الأجهزة الجزئية المتحركة. شملت الدراسة أنواعاً تجارية مختلفة من الخلائط المعدنية (خلائط الكروم كوبالت، والتيتانيوم النقي التجاري، وخلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V، وخلائط الذهب من النمط الرابع) التي استعملت في صناعة الضامات. وقد أظهرت نتائج الدراسة أن ضامات خلائط الكروم كوبالت كانت أكثر تحملاً للتعب، تلتها خلائط الذهب من النمط الرابع، ثم خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V، وأخيراً التيتانيوم النقي التجاري (Vallittu and Kokkonen 1995).

في دراسة مخبرية مقارنة للباحث Ali وزملائه عام 1997، تناولت 10 هياكل معدنية علوية من الكروم كوبالت من الصنف الثالث لكينيدي، لقياس ومقارنة التشوه الحاصل للهيكل المعدني بعد وضعه على المثال الجبسي، وعلى نموذج مماثل للفم Mouth analog. أشارت النتائج إلى أن التشوه الحاصل في الهيكل المعدني عند وضع الهيكل على النموذج الفموي أكبر من التشوه الحاصل عند وضعه على المثال الجبسي، وأن الانطباق المشاهد بالنظر واللمس ليس له علاقة بالانطباق الحقيقي للهيكل المعدني (Ali et al. 1997).

قيم الباحث Bridgeman وزملاؤه عام 1997، خصائص الضامات المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري وخلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V، وقد أظهرت نتائج الدراسة أن المسامية في ضامات التيتانيوم النقي التجاري وخلائط التيتانيومTi-6Al-4V أكثر وضوحاً من ضامات الكروم كوبالت. ولكن لم يكن هناك دليلٌ على أن مقدار المسامية كان سبباً في

حدوث كسر أو تشوه دائم في الضامات. وخلص الباحثون إلى أن خلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V والتيتانيوم النقي التجاري، مواد مناسبة لصنع ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة (Bridgeman et al. 1997).

تحرت دراسة الباحثة Diwan وزملائها عام 1997، تأثير التأخر في صب الهيكل المعدني بعد تشميعه على دقة انطباق الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من الكروم كوبالت على المثال الجبسي، وقد لاحظ الباحثون في هذه الدراسة أن التغيير الأعظمي في الانطباق يحدث في المناطق الوسطى Middle sections من الوصلة الرئيسية من نوع الصفيحة الحنكية. واعتبر الباحثون أن هذه النتيجة تفسر الفراغ أسفل الصفيحة الحنكية في المناطق الوسطى. وقد أوصى الباحثون بصب الهيكل المعدني بعد تشميعه مباشرة وبمدة لا تزيد عن ساعة واحدة بعد تشميعه للحصول على أفضل النتائج (Diwan et al. 1997).

قام الباحث Kotake وزملاؤه عام 1997، بدراسة لتحري مقاومة التعب للضامات المصنوعة من النيكل تيتانيوم بعد 1000 دورة من الإدخال والإخراج. وخلصت الدراسة إلى أنه لم يكن هناك تغير واضح في قوة التثبيت لضامات النيكل تيتانيوم بالمقارنة مع المواد الأخرى المدروسة (التيتانيوم النقي التجاري – خلائط الكروم كوبالت – خلائط الذهب)، واقترح الباحثون أن ضامات النيكل تيتانيوم قد تكون مناسبة للأجهزة الجزئية المتحركة، بسبب قلة تشوهها الدائم أثناء الخدمة (Kotake et al. 1997).

وفي دراسة مقارنة للباحث Mori وزملائه عام 1997، بين الأجهزة المتحركة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري، والأجهزة المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، كانت نسبة نجاح عملية الصب لأجهزة التيتانيوم النقي التجاري 60%، في حين كانت نسبة نجاح

صب أجهزة الكروم كوبالت 100%، وكانت أجهزة الكروم كوبالت أثقل بحوالي مرتين (1:1.7) من وزن أجهزة التيتانيوم المماثلة (Mori et al. 1997).

تحرى الباحث Sato وزملاؤه عام 1997، تأثير معامل الاحتكاك Friction coefficient بين الدعامات التعويضية والضامات على قوة تثبيت الضامات، حيث تم إجراء عدد من دورات الإدخال والإخراج للضامات على الدعامات وضمن ظروف جافة ورطبة، وقد خلصت الدراسة إلى أن قوة تثبيت الضامات زادت بشكل خطي مع زيادة مقدار الاحتكاك بين الضامة والدعامة، وأن الضامات المصنوعة من مواد قاسية أظهرت معامل احتكاك أقل. وقد أظهرت نتائج الدراسة أيضاً، أن معامل الاحتكاك وفق ظروف محاكاة سريرية (الضامات مشذبة وملمعة، وفي وسط حاوٍ على اللعاب الصناعي) لم يختلف بين الدعامات المعدنية والدعامات السنية (Sato et al. 1997).

في دراسة سريرية للباحث Thomas وزملائه عام 1997، قارن الباحثون بين الأجهزة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري والأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من حيث رضى وقبول المرضى للأجهزة، ونسبة انكسار الضامات والمهاميز في أجهزة التيتانيوم بعد سنتين من الخدمة السريرية. وقد خلصت الدراسة إلى أن (91 %) من المهاميز والضامات بقيت سليمة، وأن الأجهزة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري أكثر راحة للمرضى (55 %) و أكثر تقبلاً (64 %) من الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت (Thomas et al. 1997).

قارن الباحث Canay وزملاؤه عام 1998، بين مقدار التآكل في الأجهزة المتحركة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري والأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت بعد

استعمال الأجهزة لمدة 6 أشهر، وأظهرت نتائج الدراسة أن مقدار التآكل في أجهزة التيتانيوم النقي التجاري كان أكبر. وقد أرجع الباحثون السبب إلى المسامية السطحية العالية للتيتانيوم النقي، وأن خلائط الكروم كوبالت يمكن إنهاء سطحها بشكل أكثر نعومة. وقد أشار الباحثون من خلال النتائج التي توصلوا إليها إلى حقيقة أن المعدن لا يتفاعل مع الأوساط الفموية، لا يعني بالضرورة أنه غير معرض للتآكل corrosion (Canay et al. 1998).

ناقش الباحث Wakabayashi وزملاؤه عام 1999، قوى الشد لصفائح التيتانيوم النقي التجاري وصفائح خلائط التيتانيوم من نوع Ti-6AL-4V المقساة من خلال إذابة رقائق خليط الذهب على سطح الصفائح باستعمال التسخين بالأشعة تحت الحمراء، وقد خلص الباحثون إلى أن التيتانيوم النقي التجاري وخلائط التيتانيوم Ti-6Al-4V المقساة بهذه الطريقة أظهرت زيادة في مقدار قوة الشد ومقاومة التعب، وأنها قابلة للتطبيق كبديل في المعالجات التعويضية (Wakabayashi et al. 1999).

في دراسة سريرية تقييمية مقارنة أجراها الباحث Au وزملاؤه عام 2000، بين الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري، وتلك المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، كان معدل فشل صب الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من التيتانيوم النقي أكبر من الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت. كما ذكر الباحثون حدوث انكسار في الضامات في كلا النوعين من الأجهزة بعد مرور 12 شهراً من استعمال الأجهزة سريرياً، وكانت بعض أنماط الفشل السريري (المتعلقة بالكسر، والهيكل المعدني، والناحية الحيوية، والفعالية الوظيفية) في الأشهر الـ 12 الأولى، أكثر ملاحظة في أجهزة التيتانيوم النقي بفارق واضح بالمقارنة مع أجهزة الكروم كوبالت، في حين لم يكن هناك فرق بين كلا

النوعين من الأجهزة في الفترة بين 12 – 24 شهراً من الاستعمال السريري. وقد أرجع الباحثون المعدل الكبير لأنماط الفشل السريري لأجهزة التيتانيوم في السنة الأولى إلى الصلابة المنخفضة للتيتانيوم النقي التجاري (Au et al. 2000).

قارن الباحث Da Silva وزملاؤه عام 2000، بين نوعين من الأجهزة المتحركة الكاملة العلوية المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري، والأجهزة المصنوعة من الراتنج الأكريلي، من حيث تكيّف المريض مع الجهاز وثبات الجهاز ومظهر النسج المخاطية الداعمة للجهاز، وقد خلصت الدراسة إلى أنه لم يكن هناك فروقٌ جوهرية ذات دلالة إحصائية بين النوعين من الأجهزة من حيث المتغيرات المدروسة، وقد ناقش الباحثون أن قواعد الأجهزة المصنوعة من التيتانيوم النقي قد تكون مناسبة للمرضى الذين يعانون من حساسية شديدة للمواد التعويضية الأخرى (Da Silva et al. 2000).

كما قارنت دراسة الباحث Jang وزملائه عام 2001، بين نوعين من الأجهزة المتحركة الجزئية المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري، والأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، من حيث الانطباق السريري والمسامية وخشونة السطح. وقد خلصت الدراسة إلى أنه لم يكن هناك فروقٌ جوهرية ذات دلالة إحصائية بين النوعين من الأجهزة من حيث المتغيرات المدروسة. وقد أشار الباحثون من خلال النتائج التي توصلوا إليها إلى أن الأجهزة المتحركة المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري تمتلك خصائصاً سريرية تجعلها مناسبة للاستعمال في التعويضات السنية المتحركة (Jang et al. 2001).

وفي دراسة مخبرية تقييميّة للباحث Koike وزملائه عام 2001، غمر الباحثون عينات من التيتانيوم النقي التجاري في بيئة مشابهة للبيئة داخل الفموية. وقد لاحظ الباحثون حدوث

تغير في اللون والوزن، بالإضافة لحدوث تآكل سطحي في العينات المدروسة. وذكر الباحثون أن نتائج الدراسة تطابقت مع بعض الدراسات السريرية التي أشارت إلى أن التيتانيوم يسبب ردود فعل تحسيسية في الأنسجة الفموية (Koike and Fujii 2001).

قارن الباحث Rodrigues وزملاؤه عام 2002، مقدار التثبيت في الضامات المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري، والضامات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، وذلك عند عمقي تثبيت 0.25 – 0.50 ملم. حيث تم قياس مقدار التثبيت الأولي، ثم أعيد القياس بعد عدد من دورات الإدخال والإخراج. وقد أظهرت نتائج الدراسة أن ضامات التيتانيوم بعمقي التثبيت 0.25 – 0.50 ملم أظهرت قوة تثبيت أقل من ضامات خلائط الكروم كوبالت. وقد ناقش الباحثون أن عمق التثبيت 0.25 ملم قد لا يكون مناسباً سريرياً لضامات التيتانيوم النقي التجاري (Rodrigues et al. 2002).

كما قارن الباحث Iijima وزملاؤه عام 2003، مقاومة الاهتراء لعينات من خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb وعينات من التيتانيوم النقي التجاري. ولاحظ الباحثون أن عينات خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb أظهرت مقاومة اهتراء أفضل من التيتانيوم النقي التجاري. (Iijima et al. 2003).

قارن الباحث Kim وزملاؤه عام 2004، قوة التثبيت لعدة أنواع من الضامات أثناء عدد من دورات الإدخال والإخراج. شملت الضامات المدروسة على خلائط النيكل تيتانيوم وخلائط الكروم كوبالت وخلائط الذهب من النمط الرابع. وتضمنت المقارنة أعماق مناطق تثبيت مختلفة، وقياسات متعددة من الضامات. وأظهرت نتائج الدراسة أن نقصان مقدار التثبيت لجميع الضامات كان متشابها. إلا أن النقصان في قوة التثبيت لضامات خليط النيكل

تيتانيوم كان أقل بعد دورات متكررة من الإدخال والإخراج (Kim et al. 2004).

وفي دراسة مخبرية للباحث Aridome وزملائه عام 2005، قارن فيها الباحثون خواص الانحناء الميكانيكية للوصلات الرئيسية المصنوعة من خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb وتلك المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت. وأظهرت نتائج الدراسة عدم وجود اختلاف جوهري في خواص الانحناء بين الخلائط المذكورة (Aridome et al. 2005).

كما قارن الباحث Mahmoud وزملاؤه عام 2005، تعب الانحناء Deflection fatigue للضامات المصنوعة من خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb وتلك المصنوعة من خليط الكروم كوبالت وخليط الذهب من النمط الرابع. وقد أظهرت نتائج الدراسة أن ضامات خلائط الذهب أظهرت بشكل واضح أطول عمر في مقاومة التعب، بينما أظهرت ضامات خليط Ti-6Al-7Nb أفضل مقاومة للتشوه الدائم. وقد أشارت نتائج تحليل التعب إلى أن ضامات خليط Ti-6Al-7Nb و ضامات خلائط الذهب من النمط الرابع مناسبة للاستعمال مع عمق تثبيت أكبر من 0.25 ملم (Mahmoud et al. 2005).

قارنت دراسة الباحث Tse وزملائه عام 2006، قوة التثبيت لكلٍ من ضامات التيتانيوم النقي التجاري وضامات خلائط الكروم كوبالت، وذلك عند أعماق تثبيت سنية مختلفة (0.25 – 0.50 – 0.75 ملم)، وقد أظهرت نتائج الدراسة أن قوة التثبيت لضامات التيتانيوم النقي التجاري كانت حوالي نصف قوة التثبيت لضامات خلائط الكروم كوبالت عند عمق التثبيت نفسه (Tse et al. 2006).

كما قارن الباحث Rodrigues وزملاؤه عام 2008، قيم قوى التثبيت في الضامات المصنوعة من التيتانيوم النقي التجاري والضامات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من

خلال اختبار إدخال وإخراج مماثل للاستعمال السريري، وذلك عند درجات تثبيت سنية مختلفة (0.25–0.50–0.75 ملم). وقد أظهرت نتائج الدراسة أن التيتانيوم النقي التجاري أبدى قيم قوة تثبيت أقل من خليط الكروم كوبالت في أعماق التثبيت المختلفة، ولكن لم يكن هناك فروق جوهرية ذات دلالة إحصائية بين المادتين المدروستين باستثناء عمق التثبيت 0.50 ملم. كما أشارت النتائج إلى أن ضامات كلٍ من المادتين المدروستين احتفظت بمقدرتها على التثبيت طيلة فترة الاختبار (Rodrigues et al. 2008).

وفي دراسة مخبرية مقارنة للباحث Shimpo عام 2008، ناقش فيها الباحث تأثير التلميع الكيميائي على قوة تثبيت ضامات التيتانيوم النقي التجاري وضامات خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb عند عمقي تثبيت 0.25 – 0.50 ملم، وقد أظهرت نتائج الدراسة أنه بعد التلميع الكيميائي للضامات، كان التثبيت الأولي لكل من ضامات التيتانيوم النقي التجاري وضامات خلائط التيتانيوم Ti-6Al-7Nb مشابهاً لضامات خليط الذهب من النمط الرابع، وأقل بشكل واضح من ضامات خليط الكروم كوبالت، وكان استقرار التثبيت أثناء الاختبار متدرجاً من خلائط الذهب، فالكروم كوبالت، فخلائط التيتانيوم، وأخيرا التيتانيوم النقي التجاري (Shimpo 2008).

أجرى الباحث Takayama وزملاؤه عام 2009، دراسة استقصائية لتحري نسب الأنواع المختلفة من الأجهزة الجزئية المتحركة المنجزة في جامعة Tsurumi. وقد أشارت الإحصائيات إلى أن نسبة أجهزة التيتانيوم النقي وخلائطه المنتجة في جامعة Tsurumi بلغت 18.7 % مقابل 68.9 % لأجهزة الكروم كوبالت و12.3% لأجهزة خلائط الذهب المضاف إليها البلاتين. وأشار الباحث في مناقشته أنهم قاموا باستبدال خلائط التيتانيوم من

نوع Ti–6A1–4V بخلائط التيتانيوم من نوع Ti–6Al–7Nb بسبب التأثير السيء لعنصر الفناديوم (Takayama et al. 2009).

وأخيراً أظهرت دراسة مخبرية مقارنة للباحث Cheng وزملائه عام 2010، لمقارنة قوى التثبيت المتبقية لضامات خليط الكروم كوبالت بعد عدد من مرات الإدخال والإخراج. وجود علاقة عكسية بين قوة التثبيت ومدة الاستعمال، حيث أبدت قوى التثبيت انخفاضا تدريجيا أثناء اختبار الإدخال والإخراج. وخلص الباحثون إلى أن قوة التثبيت المتبقية في ضامات خليط الكروم كوبالت مرضية لمتطلبات الاستعمال السريري (Cheng et al. 2010).

من خلال هذا العرض للدراسات والأبحاث ذات الصلة بموضوع البحث نجد أن هناك حاجة ملحة لتأكيد أو نفي بعض الخواص الحيوية والفيزياميكانيكية لخلائط التيتانيوم المستعملة في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة ومعرفة مدى قدرتها على معالجة بعض المشاكل أو العيوب التي تعاني منها الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت.

الباب الثاني

المواد والطرائق

2 Materials and Methods

1.2. عينـــات البحـــث :

1.1.2. المرضـــى:

شمل البحث عشرين مريضاً أدرداً، يعانون من فقد جزئي علوي للأسنان من الصنف الأول لكيندي، وتم توزيع المرضى العشرين على مجموعتين:

- ***مجموعة خلائط التيتانيوم:*** تألفت من عشرة مرضى، صنع لكل مريض في هذه المجموعة هيكلان معدنيان، أحدهما من خلائط التيتانيوم، والآخر من خلائط الكروم كوبالت، واستمر المرضى باستعمال جهاز التيتانيوم فقط لمدة 6 أشهر.
- ***مجموعة خلائط الكروم كوبالت:*** تألفت من عشرة مرضى، صنع لكل مريض في هذه المجموعة جهاز واحد فقط من خلائط الكروم كوبالت.

استعمل المرضى لإجراء اختبارات دقة انطباق الوصلة الرئيسية والفحص العياني لسلامة الغشاء المخاطي ولأخذ اللطاخات الخلوية.

2.1.2. الضـــامات:

شمل البحث 72 اثنتين وسبعين ضامة، وزعت إلى ثلاث مجموعات:

- ***المجموعة الأولى:*** 24 ضامة مع عمق تثبيت سني **0.25** ملم.
- ***المجموعة الثانية:*** 24 ضامة مع عمق تثبيت سني **0.50** ملم.
- ***المجموعة الثالثة:*** 24 ضامة مع عمق تثبيت سني **0.75** ملم.

تألفت كل مجموعة من المجموعات الثلاث من 12 ضامة مصنوعة من خلائط التيتانيوم و12 ضامة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت.

استعملت الضامات لإجراء اختباري مقدار التثبيت ومقدار التشوه في الضامات.

3.1.2. عينات اختبار القساوة:

وشملت 60 ستين عينة، قسمت إلى مجموعتين:

- ***المجموعة الأولى:*** مجموعة خلائط التيتانيوم، وضمت 30 ثلاثين عينة.
- ***المجموعة الثانية:*** مجموعة خلائط الكروم كوبالت، وضمت 30 ثلاثين عينة.

4.1.2. عينات اختبار الشد ومعامل المرونة:

وشملت 60 ستين عينة، قسمت إلى مجموعتين:

- ***المجموعة الأولى:*** مجموعة خلائط التيتانيوم، وضمت 30 ثلاثين عينة.
- ***المجموعة الثانية:*** مجموعة خلائط الكروم كوبالت، وضمت 30 ثلاثين عينة.

2.2. المواد والأدوات المستعملة في البحث :

1.2.2. المواد الأساسية المستعملة في البحث:

1. خلائط الكروم كوبالت (Wironit extra-hard, Bego, Germany).



الشكل 1 خلائط الكروم كوبالت المستعملة.

2. خلائط التيتانيوم (Girotan L Ti-6Al-7Nb, Amann Girrbach AG, Austria).



الشكل 2 خلائط التيتانيوم المستعملة.

3. ضامات شمعية (Molar Clasps Ref.110-002, Dentaurum, Germany).



الشكل 3 الضامات الشمعية مسبقة الصنع المستعملة.

4.صفائح شمعية للوصلة الرئيسية (Stippled casting wax Ref-40180 , Bego, Germany).



الشكل 4 الصفائح الشمعية الخاصة بالوصلة الرئيسية.

5. مادة ناسخة سيليكونية (Ormaduplo 22, Major, Italy).



الشكل 5 مادة النسخ السيليكونية المستعملة.

6. مطاط رخو (Hydrorise Extra Light Body, Zhermack, Italy).



الشكل 6 المطاط الرخو المستعمل لتحري دقة الانطباق.

1. معجون طبع (Impression Paste, S.S.White, England) (الشكل 11).

8. ألجينات (Alginplus, Major, Italy) (الشكل 12).

9. أسنان اصطناعية أكريلية (Major Dent, Major, Italy) (الشكل 13).



الشكل 7 معجون الطبع المستعمل في الطبعات النهائية.



الشكل 8 الألجينات المستعملة.



الشكل 9 الأسنان الاصطناعية المستعملة.

10. مركب طبع (Impression compound Type 1, Kerr, USA).

11. جبس أصفر (Ruthenium, Dental Manufacturing, Italy).

12. شمع صف أحمر (Tenatex Type 1 Soft, Kemdent, UK).

13. أكريل زهري ذاتي التماثر، ومنشط بالحرارة (Respal, S.P.D, Italy).

14. عازل سيليكات (Divosep, Vertex, UK).

2.2.2. الأدوات الأساسية المستعملة في البحث:

1. طوابع معدنية (Nixon, Pakistan) (الشكل 14).

2. سنبلة معدنية كروية (HM 1SQL, Bego, Germany) (الشكل 28).

3. فرد حقن المطاط الرخو (DS 50, Swiss) (الشكل 31).

4. مشرط حاد (OlfaCutter, OLFA, Japan) (الشكل 37).

5. مسطرة معدنية (MH-1020-A, Yosogo, Malaysia) (الشكل 37).

6. ميزان الكتروني حساس (Sartorius, AG Gottingen, Germany) (الشكل 39).

7. مطبق دنتاتوس وقوس وجهي (الشكل 47).

8. سباتيول معدني (Nixon, Pakistan) (الشكل 54).

9. مجهرضوئي (Olympous CX21, Olympus, Philippine) (الشكل 57).

10. آلة شد عمومية (Instron 1195, Instron, USA) (الشكل 68).

11. مخطط (Ney Gold, The J.M. Company, USA) (الشكل 70).

12. مقياس الكتروني (الشكل 71).

13. جهاز قياس القساوة (Galileo Durometria, Antegante, Italy) (الشكل 90).

3.2. طرائـــق إنجـــاز البحـــث :

أُخذ عشرون مريضاً أدرد من المرضى المراجعين لقسم التعويضات المتحركة في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق، يعانون من فقد جزئي علوي للأسنان من الصنف الأول لكينيدي، والذين تحققت فيهم المواصفات التالية:

1. عناية فموية جيدة.
2. عدم التدخين.
3. التمتع بصحة عامة جيدة والخلو من الأمراض العضوية والنفسية.
4. عدم الإصابة بالداء السكري.
5. الغشاء المخاطي الفموي يبدو سليماً وخالياً من المؤشرات الالتهابية.

تم إدراج المرضى ضمن مجموعة خلائط التيتانيوم ومجموعة خلائط الكروم كوبالت بالترتيب الزمني الذي راجع فيه المريض القسم، حيث أُدخل المريض الأول مجموعة خلائط التيتانيوم، والثاني مجموعة خلائط الكروم كوبالت، والثالث مجموعة خلائط التيتانيوم وهكذا حتى اكتملت المجموعات وذلك ضماناً للحيادية.

تم بعد ذلك تقديم استمارة الموافقة الخطية للمريض والتي تضمنت شرحاً كاملاً للبحث وأهدافه والاختبارات التي سيخضع لها المريض (الملحق). كما قام الباحث بتوضيح إجراءات البحث والإجابة عن استفسارات المريض بعد قراءته الاستمارة، ثم أخذ توقيع المريض بالموافقة على إدراجه ضمن البحث.

1.3.2. طريقة إجراء دراسة دقة انطباق الوصلة الرئيسية:

أجري هذا الاختبار في قسم التعويضات المتحركة في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق، وشمل المرضى من مجموعة خلائط التيتانيوم فقط.

اعتمدت طريقة مشابهة للطريقة التي استعملها الباحث Rantanen وزميله لتحري دقة انطباق الوصلة الرئيسية لأجهزة جزئية علوية متحركة (Rantanen and Eerikainen 1986).

أُخذت الطبعة الأولية للفك العلوي بالألجينات باستعمال طابع معدني (Nixon, Pakistan) ثم صبت بالجبس الحجري الأصفر (الأشكال 14، 15)، وتم دراسة وتخطيط المثال الأولي وإجراء التعديلات اللازمة لتهيئة فم المريض لاستقبال الجهاز الجزئي وفق التخطيط المعتمد.



الشكل 10 الطوابع المعدنية المستعملة لأخذ الطبعات الأولية.



الشكل 11 الطبعة الأولية من الألجينات.

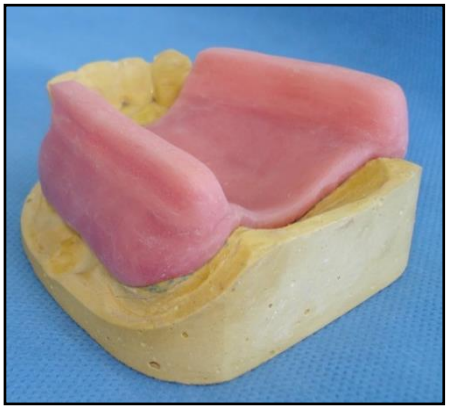
وبهدف الحصول على طبعة نهائية أكثر دقة، تم اختيار تقنية الطبعة المجزأة أو المركبة Two-piece/composite impression لعمل الطبعة النهائية، والتي شرحت وقدمت من قبل العديد من المؤلفين (Grasso and Miller 1991؛ الحكيم و وزير 2007؛ بسيسو 2009)، ولهذا الغرض تم عمل طابع إفرادي من الأكريل الزهري ذاتي التماثر ممتد على المناطق الدرداء فقط دون أن يشمل الأسنان، ومغطياً لقبة الحنك، كما تم تزويد الطابع بارتفاع أكريلي مقابل للمناطق الدرداء ويرتفع 3 ملم عن سطح الإطباق، ويحتوي على غؤور مثبت من الجهة الدهليزية والحنكية، وحوافه الدهليزية مرتفعة بمقدار 2 ملم عن عمق الميزاب الدهليزي (الأشكال 16، 17، 18، 19).



الشكل 12 المثال الجبسي الأولي.



الشكل 13 طبقة من الشمع على المثال الأولي.



الشكل 14 منظر جانبي للطابع الإفرادي.

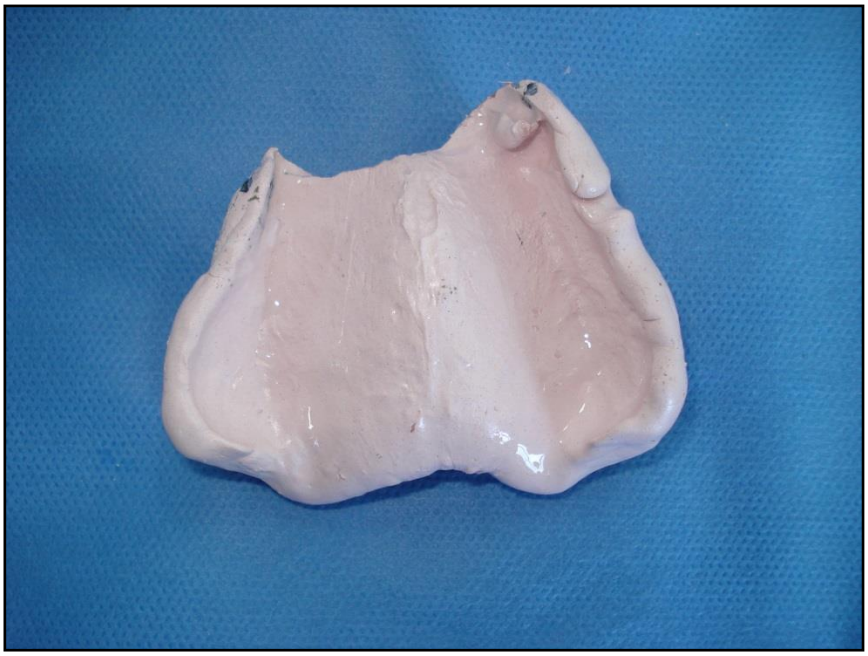


الشكل 15 منظر إطباقي للطابع الإفرادي.

بعد ذلك، تم أخذ طبعة حواف للميازيب الدهليزية والمنطقة الخلفية باستعمال مركب الطبع، ثم خفض مركب الطبع الموجود على الحواف الدهليزية بمقدار 1 ملم، وأخذت الطبعة النهائية للمناطق الدرداء وقبة الحنك باستعمال معجون الطبع وقصت الزوائد الأمامية من معجون الطبع باستعمال مشرط حاد (الأشكال 20، 21).



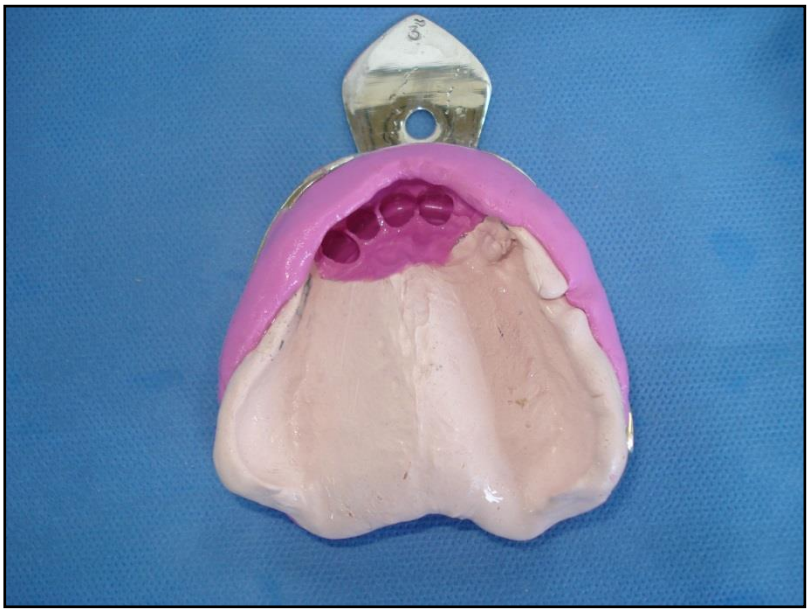
الشكل 16 أخذ طبعة الحواف بمركب الطبع.



الشكل 17 الطبعة النهائية من معجون الطبع أوكسيد الزنك والاوجينول.

أعيدت الطبعة النهائية إلى فم المريض، وأخذت طبعة جامعة للأسنان والطبعة النهائية

المأخوذة في المرحلة السابقة باستعمال طابع معدني مع تطبيق ضغط إيجابي على منطقة الارتفاعات الأكريلية من الطابع الإفرادي، ثم علبت الطبعة وصبت بالجبس الحجري الأصفر (الأشكال 22، 23).

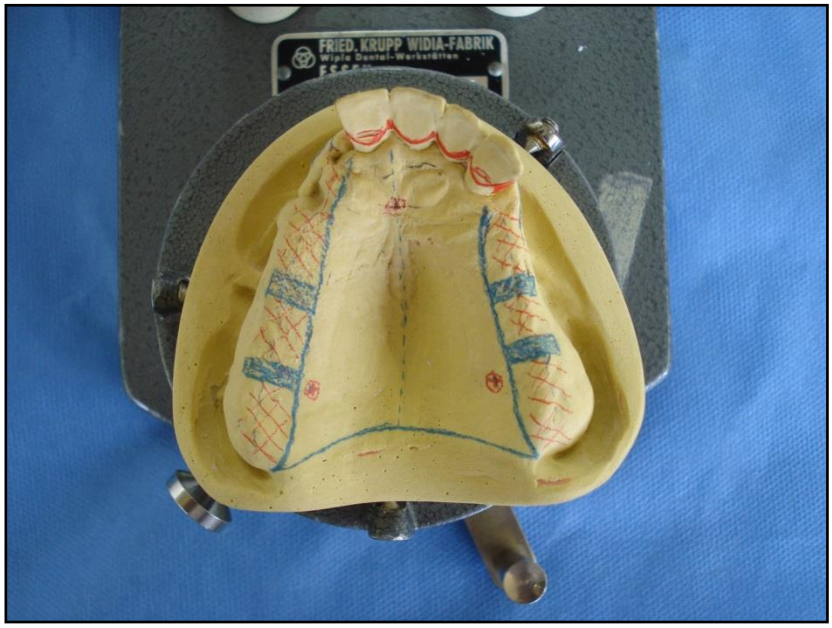


الشكل 18 الطبعة الجامعة.



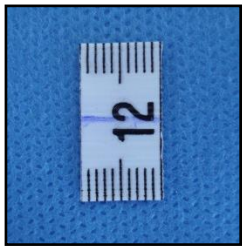
الشكل 19 المثال الجبسي الرئيسي.

بعد ذلك تم تخطيط ورسم تصميم الهيكل المعدني على المثال الجبسي الرئيسي Master Cast بالاستعانة بالمخطط (الشكل 24).

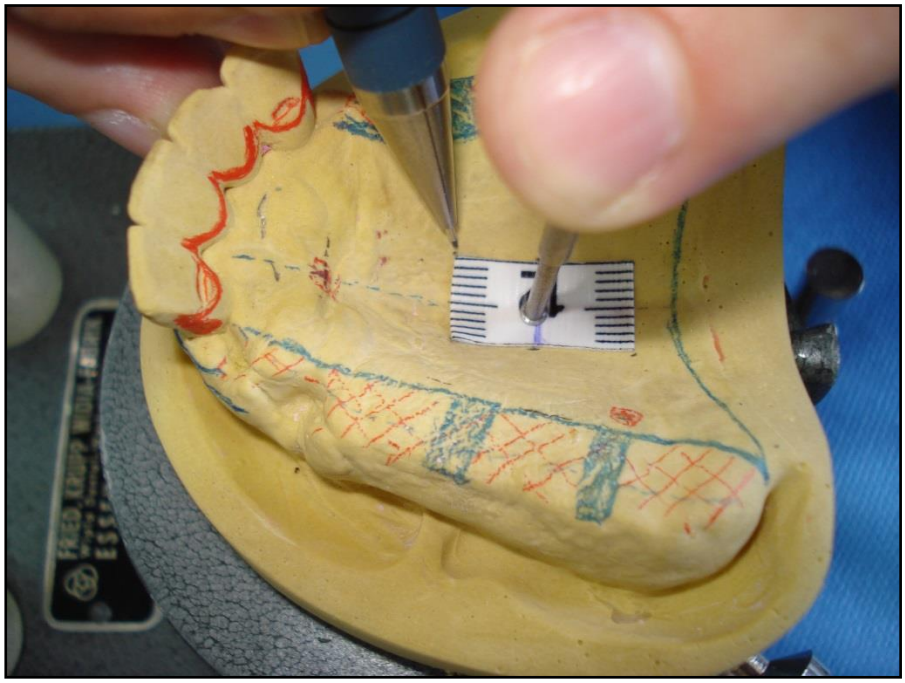


الشكل 20 تخطيط المثال الرئيسي ورسم تصميم الهيكل المعدني عليه.

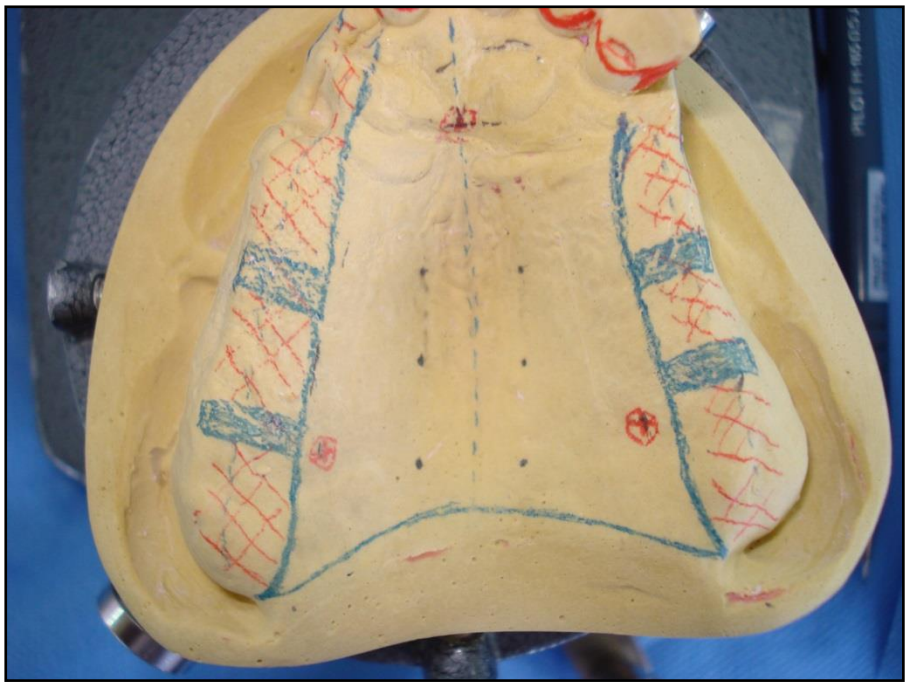
تم رسم الخط الأوسط لقبة الحنك على المثال الرئيسي، ووضعت قطعة بلاستيكية مرنة مرقمة عرضها 1 سم وطولها 2 سم، على بعد 5 ملم من الحافة الخلفية للجهاز، بحيث تنطبق على قبة الحنك، وينطبق خط وسطها مع خط وسط قبة الحنك، وتم استعمال قلم رصاص لرسم ست نقاط، نقطة عند كل زاوية للقطعة البلاستيكية، ونقطة متوسطة من كل جانب على بعد 1 سم من النقاط الموجودة عند زاويا القطعة (الأشكال 25، 26، 27).



الشكل 21 القطعة البلاستيكية المستعملة.

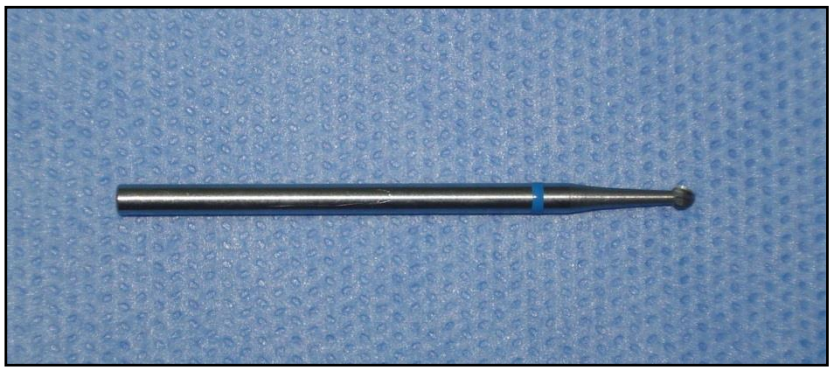


الشكل 22 وضع القطعة البلاستيكية ورسم النقاط الست بقلم الرصاص.

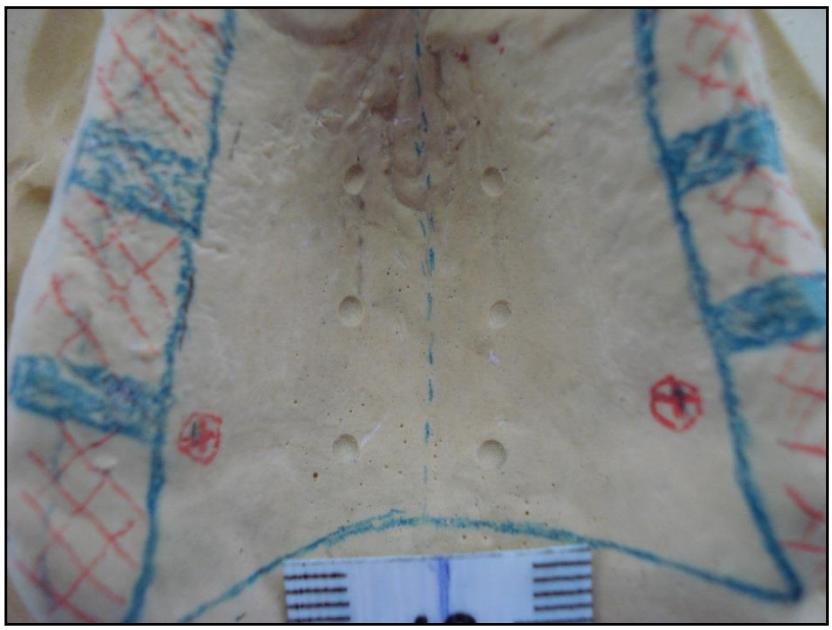


الشكل 23 النقاط الست المرسومة بقلم رصاص على قبة الحنك.

بعد ذلك تم حفر ست حفيرات موافقة للنقاط الست بعمق 0.5 ملم تقريباً، باستعمال سنبلة معدنية كروية (HM 1SQL, Bego, Germany) وقطرها 0.8 ملم (الأشكال 28، 29).



الشكل 24 السنبلة المعدنية الكروية المستعملة.



الشكل 25 الحفيرات الست التي تم حفرها على المثال الرئيسي.

تم بعد ذلك صنع الهيكل المعدني من خلائط الكروم كوبالت (Wironit extra-hard)، بصفيحة حنكية بثخانة حوالي 0.5 ملم، وهذه الثخانة استعملت من قبل العديد من الباحثين لصنع الصفيحة الحنكية وذلك لكلٍ من خلائط الكروم كوبالت وخلائط التيتانيوم (Onodera

et al. 1989; Ali et al. 1997; Wakabayashi and Ai 1997) ، واتُبعت تعليمات الشركة الصانعة أثناء عمليات الإكساء والصب والإنهاء (الشكل 30).



الشكل 26 السطح الباطن للهيكل المعدني المصنوع من خلائط الكروم كوبالت.

غمر بعد ذلك المثال بالماء لمدة 10 دقائق، ثم أخرج من الماء وجفف بالمناديل الورقية.

وضعت بعد ذلك كمية من المطاط الرخو على السطح الباطن للهيكل المعدني باستعمال فرد الحقن (DS 50, Swiss)، ووضع الهيكل المعدني على المثال الجبسي، وتم التأكد من انطباق المهاميز والضامات في أماكنها، وضغط بالإبهام في مركز قبة الحنك حتى تمام تصلب المطاط الرخو، ثم رفع الهيكل من على المثال (الأشكال 31، 32، 33، 34).

قصت قطعة من المطاط الرخو باستعمال مشرط حاد (OlfaCutter, OLFA, Japan) حول انطباعات الحفيرات الست، ثم تم إجراء قص دقيق للقطعة الحاوية على الحفيرات الست بالاستعانة بالحفيرات الست وباستعمال مشرط ومسطرة معدنية بحيث يكون خط القطع مماساً للحدود الخارجية لانطباعات الحفيرات (MH-1020-A, Yosogo, Malaysia)،

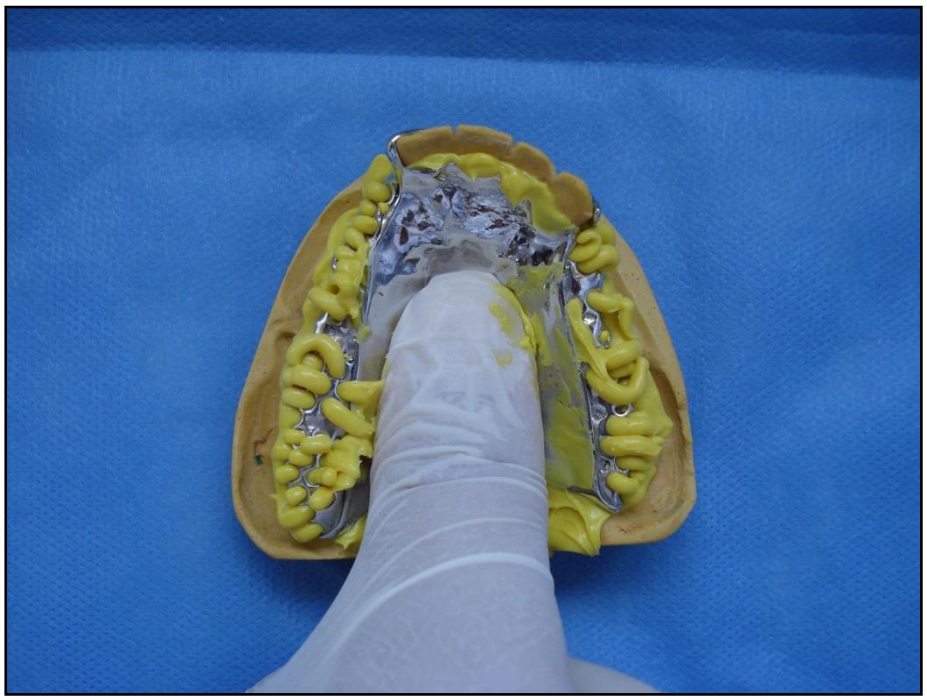
حفظت الرقاقة المطاطية المقصوصة في وعاء مغلق، ثم وزنت باستعمال ميزان الكتروني حساس دقته 0.0001 غـــرام (Sartorius, AG Gottingen, Germany). تم إعادة الخطوات السابقة في فم المريض، وقصت أيضاً الرقاقة المطاطية الناتجة وتوزن وتسجل الأوزان في الجداول الإحصائية المعدة لها (الأشكال 35، 36، 37، 38، 39).



الشكل 27 فرد الحقن المستعمل.



الشكل 28 وضع المطاط الرخو في باطن الهيكل المعدني.



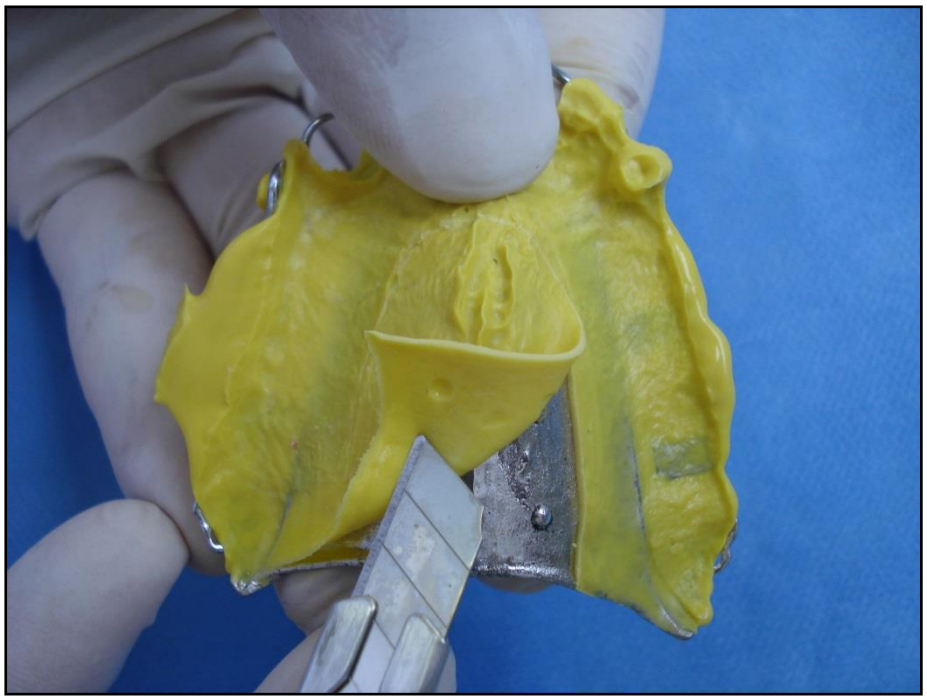
الشكل 29 وضع الهيكل المعدني الحاوي على المطاط الرخو على المثال الجبسي.



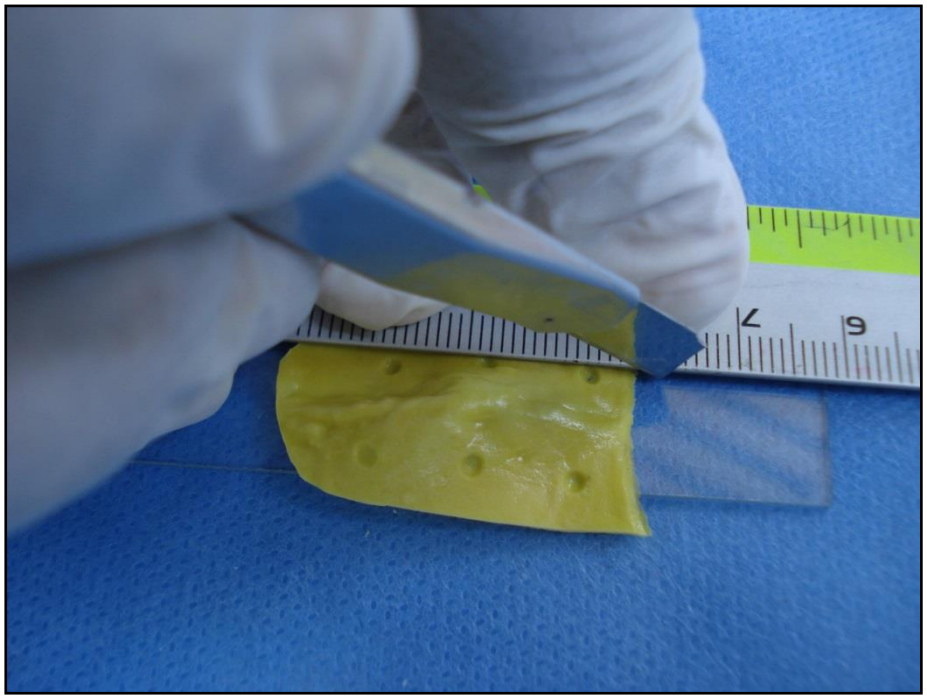
الشكل 30 طبقة المطاط الرخو في باطن الهيكل المعدني بعد رفعه من على المثال الجبسي.



الشكل 31 وضع الهيكل المعدني الحاوي على المطاط الرخو في فم المريض.



الشكل 32 طبقة المطاط الرخو بعد إخراج الهيكل من الفم وطريقة قص قطعة من المطاط.



الشكل 33 طريقة قص الرقاقة المطاطية بالاستعانة بالحفيرات الست والمسطرة والمشرط.



الشكل 34 الرقاقة المطاطية الناتجة عن عملية القص.



الشكل 35 **الميزان الإلكتروني المستعمل لوزن القطعة المطاطية.**

بعد الانتهاء من إجراء اختبار دقة الانطباق على الهيكل المعدني المصنوع من خلائط الكروم كوبالت، تم صنع هيكل معدني آخر من خلائط التيتانيوم (Girotan L) على المثال الرئيسي نفسه وبتصميم الوصلة الرئيسية نفسها وثخانتها (الشكل 40).

أعيدت خطوات اختبار دقة الانطباق السابقة للحصول على الرقاقات المطاطية الخاصة بالمثال الجبسي وفم المريض للهيكل المصنوع من خلائط التيتانيوم (الشكل 41).



الشكل 36 السطح الباطن للهيكل المصنوع من خلائط التيتانيوم.



الشكل 37 المطاط الرخو على السطح الباطن للهيكل المصنوع من خلائط التيتانيوم بعد إخراجه من الفم.

2.3.2. طريقة صنع الجهاز الجزئي المتحرك للمرضى:

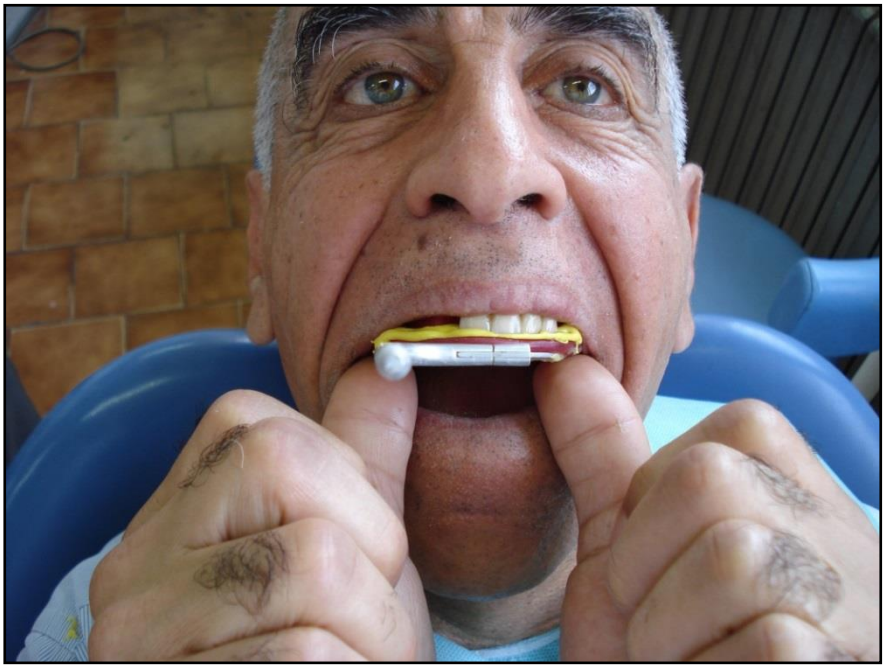
بعد الحصول على الهيكل المعدني، تم صنع صفيحة قاعدية من الأكريل الزهري ذاتي التماثر مع ارتفاعات شمعية على المثال الرئيسي وذلك بهدف أخذ العلاقة الفكية.

وفيما يلي وصفٌ مختصرٌ لخطوات نقل العلاقة الفكية إلى المطبق باستعمال القوس الوجهي:

1. شكلت كمية من الشمع الأحمر على شوكة القوس الوجهي بشكل يتناسب مع السطح الإطباقي للارتفاعات الشمعية والأسنان المتبقية.
2. حمّلت الشوكة بالمطاط الرخو للحصول على انطباع الارتفاعات الشمعية والأسنان.
3. ثبتت الشوكة في مكانها بمساعدة المريض ووفقاً للانطباعات السابقة (الشكل 42).
4. جرى تعيين مركزي لقمتي المريض، ثم وضع القوس الوجهي على وجه المريض، وأدخلت ساق الشوكة في مكانها على القوس الوجهي، وثبتت ساقا القوس الوجهي في مركزي لقمتي المريض بحيث تكون القراءة متساوية من الجانبين، ثم تم إدخال عمود الحجاج في مكانه وعدل ليمس الوجه عند الحافة السفلية العظمية للحجاج (الأشكال 43، 44، 45).
5. حلت لوالب ساقي القوس الوجهي بعد تسجيل القراءة من الجانبين، وأزيل القوس الوجهي من على وجه المريض (الشكل 46).
6. هيأ مطبق دنتاتوس لاستقبال القوس الوجهي، حيث ضبط ميل الممر اللقمي على 20 درجة، و زاوية بنت على 15 درجة، وسطح الدلالة الأمامي والجانبي على 0 درجة.
6. ثبت المثال الرئيسي في مكانه على الصفيحة القاعدية، وتم تثبيت القوس الوجهي على مطبق دنتاتوس (الشكل 47).

7. ثبت المثال الرئيسي بالجبس الحجري على الساعد العلوي للمطبق (الشكل 48).

8. قُلب المطبق وثبت المثال السفلي في موضعه وحسب العلاقة الفكية (الشكل 49).



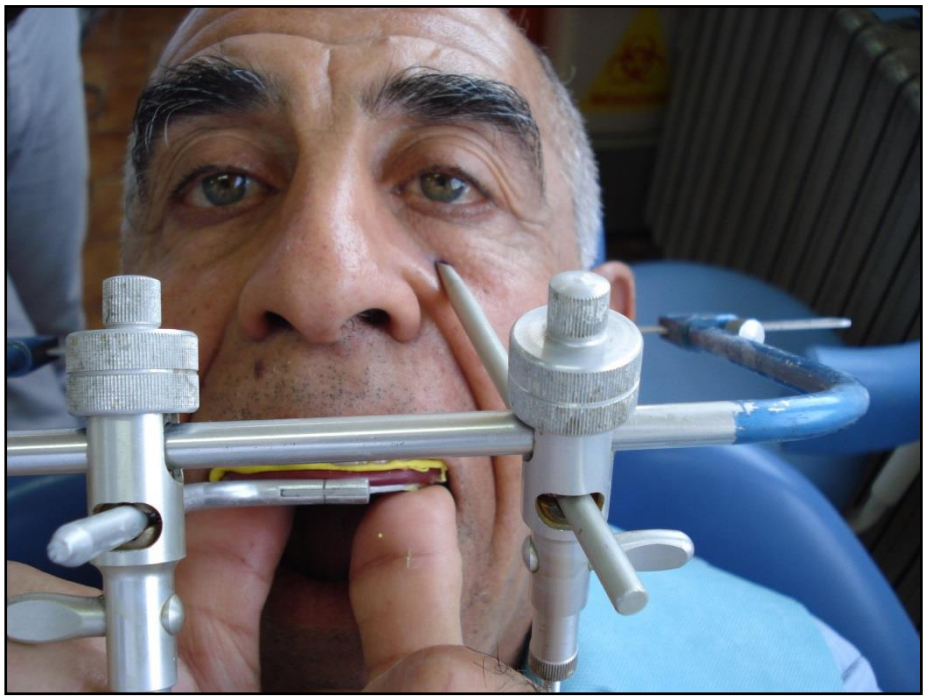
الشكل 38 تثبيت شوكة القوس الوجهي في مكانها وفقاً لانطباعات المطاط الرخو.



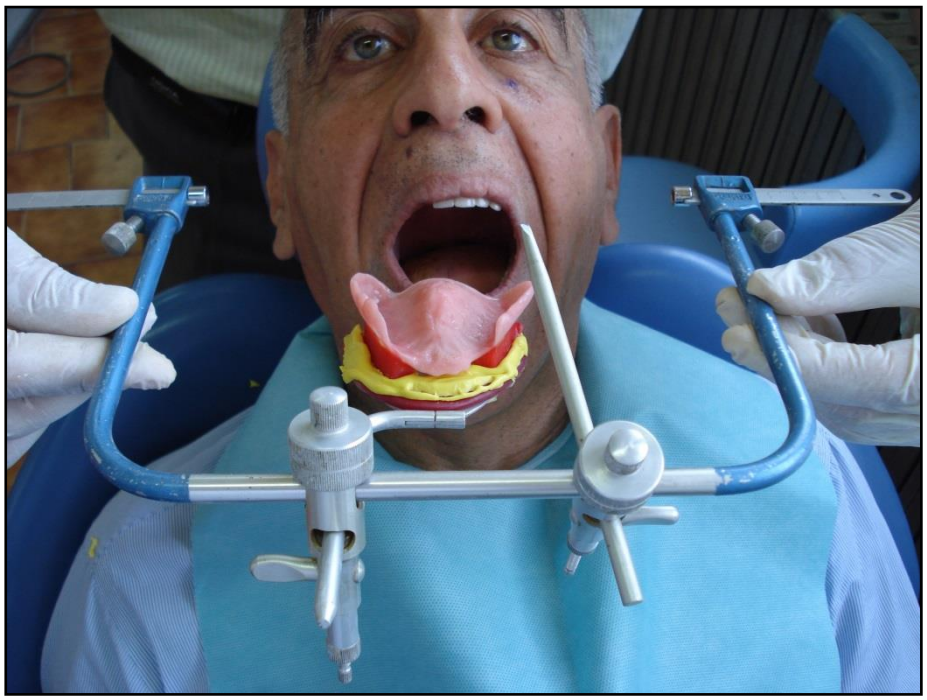
الشكل 39 وضع القوس الوجهي على وجه المريض وإدخال ساق الشوكة في مكانها.



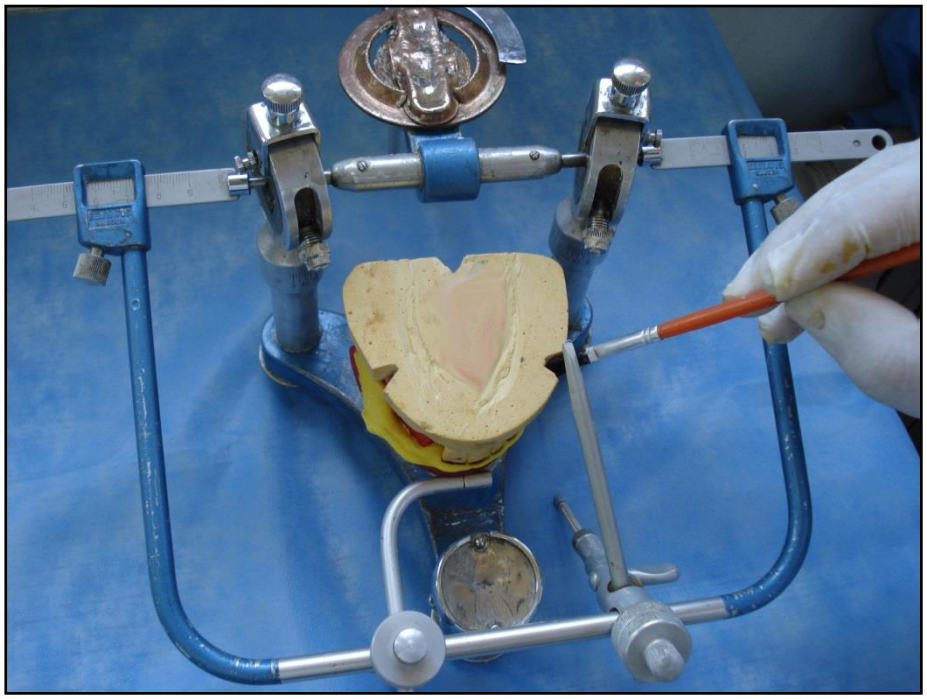
الشكل 40 تثبيت ساق القوس الوجهي في مركز لقمة المريض.



الشكل 41 تثبيت عمود الحجاج عند الحافة السفلية العظمية للحجاج.



الشكل 42 إزالة القوس الوجهي من على وجه المريض.



الشكل 43 تركيب القوس الوجهي على المطبق وتثبيت المثال الرئيسي في مكانه.



الشكل 44 تثبيت المثال العلوي الرئيسي بالجبس على الساعد العلوي للمطبق.



الشكل 45 تثبيت المثال الجبسي السفلي بقاعدة المطبق.

تم بعد ذلك إعادة وضع الهيكل المعدني في مكانه على المثال الرئيسي، ونضدت الأسنان وشمع الجهاز، وطبخ وشذب الأكريل ولمع الجهاز (الأشكال 50، 51).



الشكل 46 إعادة وضع الهيكل المعدني على المثال الرئيسي وتنضيد الأسنان.



الشكل 47 الجهاز الجزئي المتحرك بعد طبخه وتشذيبه وتلميعه.



الشكل 48 الجهاز الجزئي المتحرك المصنوع من خلائط الكروم كوبالت ضمن الفم .



الشكل 49 الجهاز الجزئي المتحرك المصنوع من خلائط التيتانيوم ضمن الفم .

تم تسليم جهاز خلائط التيتانيوم فقط لمجموعة مرضى خلائط التيتانيوم (الشكل 53)، وتم صنع جهاز واحد فقط من خلائط الكروم كوبالت لمجموعة خلائط الكروم كوبالت (الشكل 52). وهذه الأجهزة سيستعملها المريض لمدة ستة أشهر لإجراء الاختبارات الأخرى.

ملاحظة: حالة التصوير لمريض من مجموعة خلائط التيتانيوم، وقد ارتأينا طبخ جهاز الكروم كوبالت أيضاً لهذا المريض، بهدف عرض صورة مقارنة للجهازين ضمن الفم.

3.3.2. طريقة إنجاز الدراسة العيانية للغشاء المخاطي:

أجري اختبار الفحص العياني للغشاء المخاطي الفموي لجميع مرضى مجموعتي خلائط التيتانيوم وخلائط الكروم كوبالت.

تم توجيه المرضى للعناية بالصحة الفموية، والعناية بالأجهزة وغسلها بالفرشاة والماء والصابون فقط لثلاث مرات يومياً على الأقل، وعدم استعمال الأجهزة ليلاً، وهذه التعليمات موصى بها من قبل العديد من الدراسات للتقليل من ردود الفعل الالتهابية للغشاء المخاطي الفموي المغطى بقاعدة الجهاز (Love et al. 1967; Markov 1968; Turker et al. 2010).

تم اعتماد تصنيف Dr. Julian Woelfel من كلية طب الأسنان في جامعة ولاية أوهايو، والذي ذكره الباحث رايسون Rayson (Rayson et al. 1971)، والذي يعتمد على المشاهدة العيانية ويقسم درجة تأثر سلامة الغشاء المخاطي الفموي المغطى بقاعدة الجهاز المتحرك، إلى أربعة أصناف:

الصنف الأول (تأثر شديد): مناطق نسيجية محمرة ومعممة تشمل على الأقل نصف مساحة النسج الحاملة للجهاز المتحرك، أو وجود كميات كبيرة من النسج المتحركة.

الصنف الثاني (تأثر متوسط): مناطق نسيجية محمرة تشمل ثلث النسج الحاملة للجهاز المتحرك، أو وجود بعض النسج المتحركة على قمة السنخ.

الصنف الثالث (تأثر قليل): نسج سليمة وثابتة بشكل عام، ماعدا بعض المناطق الصغيرة.

الصنف الرابع (لايوجد تأثير): نسج سليمة وثابتة.

وقد تم الفحص بواسطة ثلاثة أطباء من قسم التعويضات المتحركة، كل منهم على حدة، وذلك ضماناً لدقة التقييم. كما تم الفحص على ثلاث مراحل، عند تسليم الجهاز للمريض وبعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال المريض للجهاز.

4.3.2. طريقة إنجاز الدراسة الخلوية:

تم أخذ اللطاخات في قسم التعويضات المتحركة، وتم تلوينها وفحصها مجهرياً في قسم النسج والتشريح المرضي، وذلك في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق.

قمنا بأخذ اللطاخات Smears من مرضى مجموعتي الدراسة (مجموعة أجهزة خلائط التيتانيوم، ومجموعة أجهزة خلائط الكروم كوبالت)، والبالغ عددهم 20 مريضاً، وذلك باستعمال سباتيول معقم ذي رأس كليل، من المنحدر الحنكي لقبة الحنك، وفي مستوى الرحى الأولى العلوية، ومن الجهة اليسرى للمريض (الشكل 54). وقد تم استعمال هذه الطريقة في عدد من الدراسات السابقة المشابهة (Al-Ani et al. 1966; Markov 1968; Lindholm et al. 1982; Harinasuta and Howlett 1992).



الشكل 50 أخذ اللطاخة باستعمال السباتيول المعقم.

فرشت اللطاخة على شريحة زجاجية Slide (الشكل 55)، ثم وضعت بشكل فوري قبل جفافها في علبة خاصة مرقمة مملوءة بمحلول الكحول الأيثيلي ذي التركيز 95% لمدة 5–15 دقيقة (الشكل 56)، نقلت بعدها الشرائح إلى قسم التشريح المرضي وتم تلوين اللطاخات Staining وفقاً لتقنية الباحث Papanicolaou (Papanicolaou 1942)، والتي تستعمل في معظم دراسات اللطاخات، حيث تم تلوين اللطاخات وفقاً للخطوات التالية:

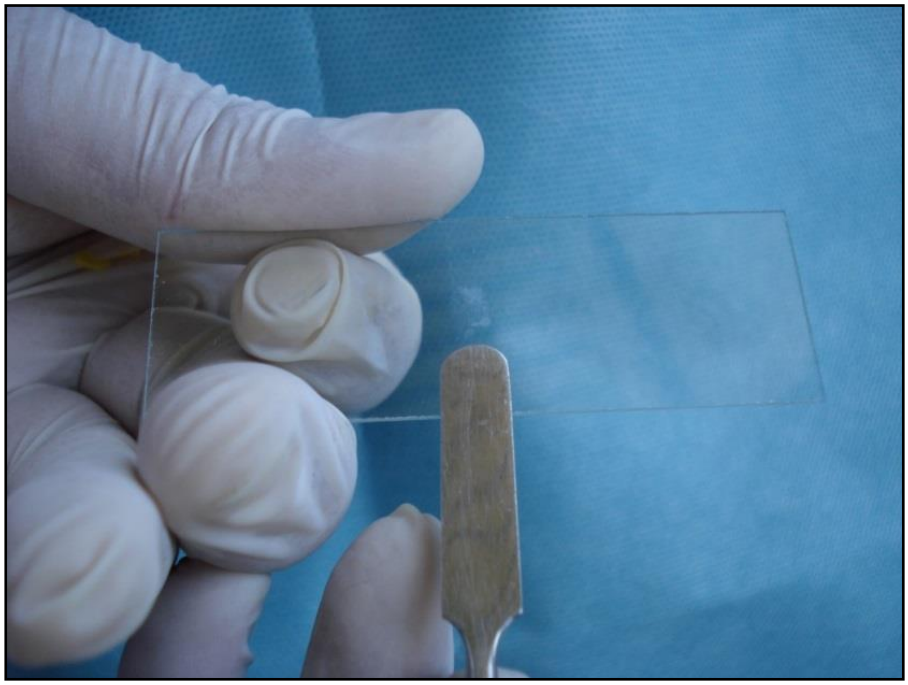
1. أخرجت الشرائح من محلول الكحول الأيثيلي ونقلت إلى حمامات مائية.
2. غمست الشرائح في محلول مائي للهيماتوكسيلين لمدة 5–10 دقائق، لتلوين النوى.
3. نقلت الشرائح بعدها إلى حمام مائي للغسل.
4. غمست الشرائح في محلول مائي للأيوزين لمدة دقيقتين، من أجل تلوين الهيولى الخلوية.
5. نقلت الشرائح بعدها إلى حمام مائي للغسل.
6. أخرجت الشرائح وتركت لتجف.
7. أضيفت سائرة زجاجية فوق المناطق الملونة، وأصبحت المحضرات جاهزة للفحص

المجهري.

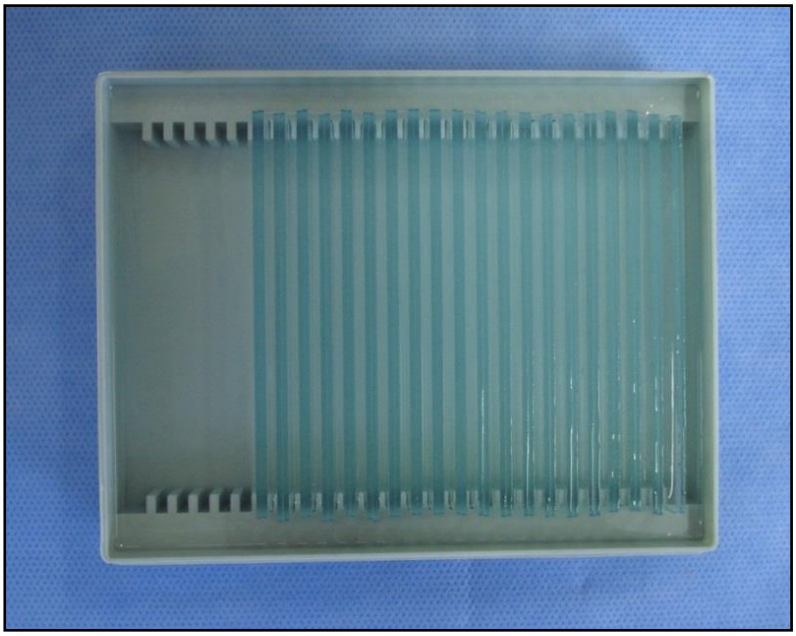
أخذت اللطاخات الخلوية من المنطقة نفسها من كل مريض على ثلاث مراحل، عند تسليم الجهاز للمريض وبعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال الأجهزة.

وقد بلغ عدد اللطاخات الخلوية 60 لطاخة مقسمة إلى ثلاث مجموعات، 20 لطاخة لكل مرحلة. وتم ترقيم اللطاخات وفق النظام التالي: T(x)-y و C(x)-y بحيث تمثل (x) رقم المرحلة و (Y) رقم المريض في المجموعة، و (T) لخلائط التيتانيوم و (C) لخلائط الكروم كوبالت.

تم فحص الشرائح المحضرة باستعمال مجهر ضوئي (Olympous CX21, Olympus, Philippine) وبقوة تكبير X400 (الشكل 57)، وقد أخذت أربع ساحات مجهرية مثالية، وتم عد الخلايا المتقرنة بالكامل Orthokeratinized cells، والخلايا نظيرة التقرن Parakeratinized cells، والخلايا عديمة التقرن Nonkeratinized cells، وذلك في كل ساحة من الساحات الأربع، وقد تم تجاهل الخلايا المتكدسة والمتداخلة والممزقة عند إجراء عملية العد. سجلت الأعداد في الجداول الإحصائية الخاصة بها، ثم تم احتساب النسبة المئوية العامة لكل نوع من الخلايا وذلك لكل شريحة من الشرائح المدروسة، وهذه الطريقة معتمدة في عدد من الدراسات السابقة المشابهة (Markov 1968; Lindholm et al. 1982; Harinasuta and Howlett 1992; Lukomska-Szymanska et al. 2012).



الشكل 51 فرش اللطاخة على الشريحة الزجاجية .



الشكل 52 وضع الشرائح في علبة مليئة بالكحول الأيتيلي .



الشكل 53 المجهر الضوئي المستعمل .

5.3.2. طريقة إنجاز دراسة مقدار التثبيت والتشوه في الضامات:

أجريت النواحي الميكانيكية لهذا الاختبار في مخبر خواص المواد في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق.

بغية إنجاز هذا الاختبار، تم صنع رحى أولى علوية من المعدن (Wiron light, Bego, Germany) مع درد مجاور من الناحية الأنسية، وصنع لهذا القالب المعدني قاعدة أكريلية بعرض وطول 2 سم وارتفاع 3 سم. كما تم حفر حفرة مهماز أنسي، وتأمين عمق تثبيت سني متدرج (0.25 – 0.50 – 0.75 ملم) على السطح الدهليزي للرحى، وذلك بالاستعانة بالمخطط (الأشكال 58، 59).

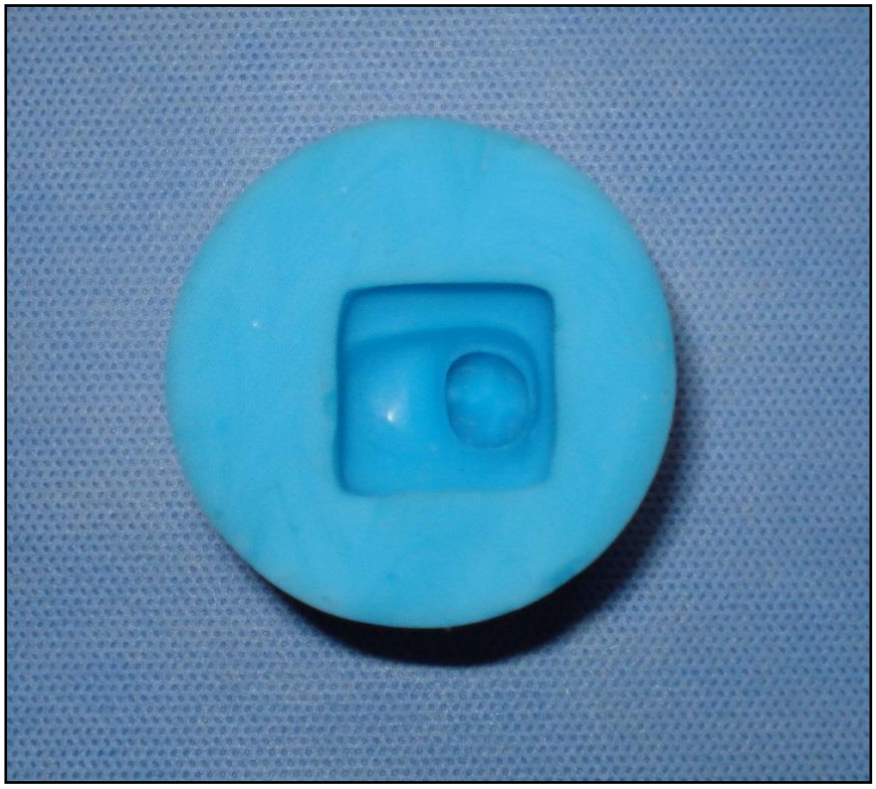


الشكل 54 القالب المعدني المستعمل.



الشكل 55 منظر إطباقي للقالب المعدني .

تم بعد ذلك نسخ القالب المعدني بمادة نسخ سيليكونية، وصب منها 72 نسخة بالمادة الكاسية، حيث صب 36 نسخة من المسحوق الكاسي (Wirofine, Bego, Germany) والتي استعملت لصنع ضامات خلائط الكروم كوبالت، وصب 36 نسخة من المسحوق الكاسي (Girovest T, Amann Girrbach AG, Austria) والتي استعملت لصنع ضامات خلائط التيتانيوم، وتم تشذيب أسفل القاعدة لتكون موازية للسطح الإطباقي للرحى، وعمودية على المحور الطولي لها (الأشكال 60، 61).



الشكل 56 نسخ القالب المعدني باستعمال مادة النسخ السيليكونية.



الشكل 57 النسخة المصبوبة من المادة الكاسية.

بعد ذلك تم تخطيط المثال وتشميع الضامات وفقاً للخطوات التالية:

1. وضعت النماذج المصبوبة من المادة الكاسية على المخطط (Ney Gold, The J.M. Company, USA).

2. رسم المحيط الكبير للرحى باستعمال وتد الفحم المرفق مع المخطط (الشكل 62).

3. استعملت أدوات تحديد عمق التثبيت الثلاث (0.25 – 0.50 – 0.75 ملم) ، لوضع ثلاث علامات على السطح الدهليزي للرحى، استعملت أقلام ملونة لتحديد العلامات، حيث يرمز اللون البنفسجي إلى عمق 0.25 ملم، واللون الأخضر إلى عمق 0.50 ملم واللون الأحمر إلى عمق 0.75 ملم (الأشكال 63، 64).

4. تم تطبيق الضامات الشمعية مسبقة الصنع على الرحى، ووضعت نهاية ذراع الضامة المثبت عند العلامات السابقة وفقاً لعمق التثبيت المراد، ووضع ذراع التكافؤ فوق المحيط الكبير، وملئت حفرة المهماز بالشمع، وشمعت صفيحة الإرشاد، وبهذه الطريقة تم تطبيق 72 ضامة شمعية، 36 ضامة لصبها بخلائط الكروم كوبالت و36 ضامة لصبها بخلائط التيتانيوم، بحيث طبقت 12 ضامة من كل مجموعة لكل عمق تثبيت.

5. أضيف شبك شمعي على المنطقة الدرداء، ولحمت به قطعة من وتد شمعي بشكل قنطرة حيث تكون في مستوى المهماز في الاتجاه الدهليزي الحنكي (الشكل 65).

6. أضيف فوق القنطرة الشمعية، وتد شمعي عمودي عليها، وموازٍ للمحور الطولي للرحى والذي يمثل خط الإدخال، وذلك بالاستعانة بوتد الإرشاد الخاص بالمخطط، والذي سيستعمل لتثبيت الضامة في آلة التخطيط لإجراء دورات الإدخال والإخراج، كما سيستعمل لتثبيت الضامة في آلة الشد لقياس مقدار قوة التثبيت (الشكل 66).

هذه الطريقة استعملت من قبل العديد من الباحثين في الدراسات السابقة المشابهة (Marei 1995; Bridgeman et al. 1997; Rodrigues et al. 2002; Kim et al. 2004; Rodrigues et al. 2008).

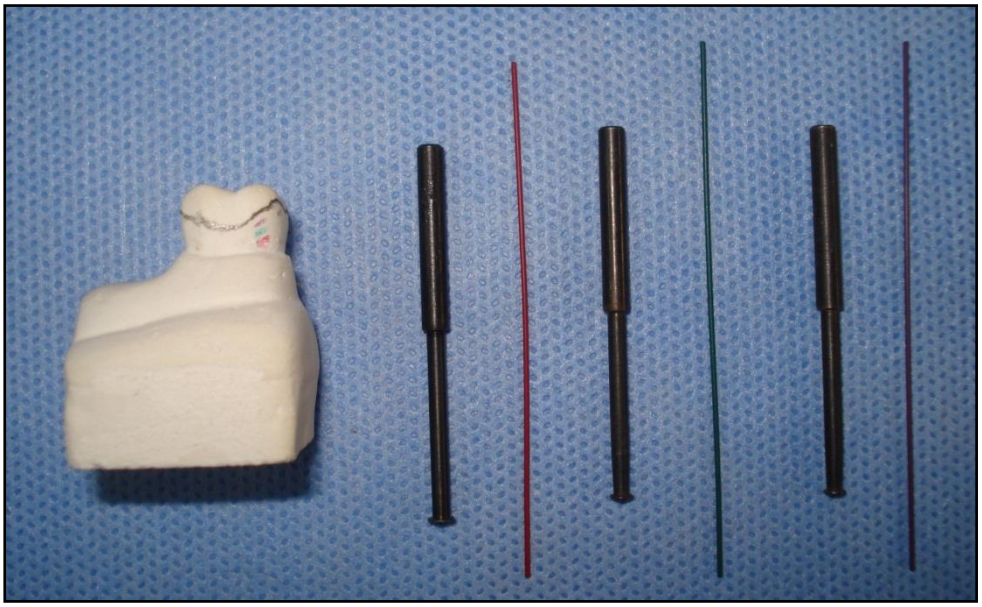
صبت بعد ذلك الضامات من الخليط المعدني الموافق لها، وشذبت ولمعت. وتم بعد ذلك وضع كل مجموعة من الضامات بعلبة خاصة كتب عليها نوع الخليط المستعمل ومقدار عمق التثبيت، بينما كتب رقم متسلسل على السطح الداخلي لصفيحة الإرشاد باستعمال قلم ماركة (Permanent Super, Class, Korea) لكل ضامة في المجموعة الواحدة .(الشكل 67).



الشكل 58 رسم المحيط الكبير للرحى بوتد الفحم.



الشكل 59 استعمال أداة تحديد عمق التثبيت ووضع العلامة.



الشكل 60 وضع العلامات الثلاث لأعماق التثبيت باستعمال أدوات عمق التثبيت والألوان الموافقة.



الشكل 61 تشميع الضامة وتثبيت القنطرة الشمعية في مستوى المهماز.



الشكل 62 تثبيت الوتد الشمعي بشكل موازٍ للمحور الطولي للرحى.



الشكل 63 بعض الضامات المصبوبة والملمعة وطريقة الترقيم.

ولقياس مقدار التثبيت الأولي للضامات، ثبت القالب المعدني ذو القاعدة الأكريلية، في ملزمة خاصة بآلة الشد العمومية Universal testing machine (Instron 1195, Instron, USA)، ووضعت الضامة في مكانها على القالب، وثبت الوتد العمودي للضامة في الملقط العلوي لآلة الشد (الأشكال 68، 69).

ضبطت سرعة العارضة المتحركة إلى 10 ملم في الدقيقة، وسجلت قيم الحمولة التي تنزع الضامة عن دعامتها بالـ kgf ثم ضربت بـ 9.81 للتحويل إلى نيوتن، وهي الوحدة الأكثر استعمالاً في قياس مقدار تثبيت الضامات. سجلت بعد ذلك قيم التثبيت الأولي في الجداول الإحصائية المخصصة لها.



الشكل 64 آلة الشد المستعملة.



الشكل 65 تثبيت الوتد العمودي للضامة بالملقط العلوي لآلة الشد.

تم بعد ذلك إجراء 1000 دورة من الإدخال والإخراج للضامة على الدعامة المعدنية بشكل مماثل لسنة من الاستعمال السريري، في بيئة مشابهة للبيئة الفموية. ولعمل ذلك، تم وضع الضامة على الدعامة المعدنية، ثم ثُبت القالب المعدني ذو القاعدة الأكريلية داخل وعاء زجاجي، ثم ثبت الوعاء الزجاجي على قطعة بلاستيكية قاسية، وتم تثبيت القطعة البلاستيكية على قاعدة المخطط مع مراعاة اندخال الوتد العمودي للضامة في المكان المخصص لأدوات التخطيط ضمن الذراع العمودية المتحركة للمخطط، وقد تم أيضاً إضافة قطعة معدنية ذات زاوية قائمة في الشق الجانبي للذراع العمودية المتحركة لآلة التخطيط، وذلك منعاً للحركة الدورانية أثناء دورات الإدخال والإخراج (الشكل 70).

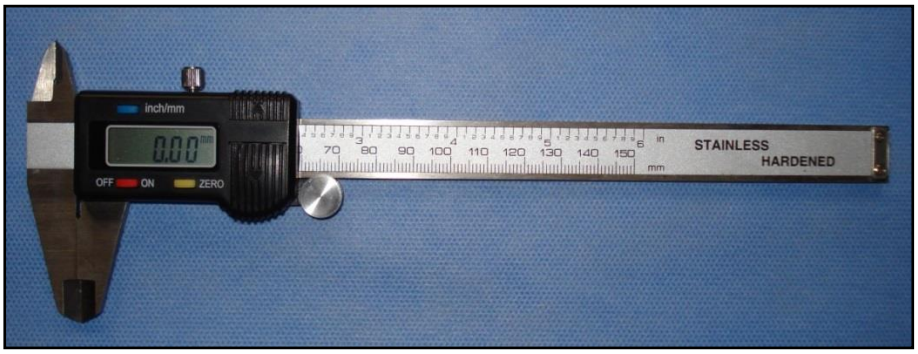


الشكل 66 **الشكل العام لطريقة إجراء دورات الإدخال والإخراج للضامات.**

ملئ الكأس الزجاجي باللعاب الصناعي المحضر في قسم علوم الحياة في كلية طب الأسنان بجامعة دمشق، حتى يغمر الدعامة المعدنية، وتركيبه على الشكل التالي : 1.5 غ/ل كلور البوتاسيوم، 9 غ/ل كلور الصوديوم، 0.5 غ/ل بيكاربونات الصوديوم، 0.5 غ/ل صوديوم

اورثوفوسفات، 0.9 غ/ل حمض اللبن.

قبل البدء بدورات الإدخال والإخراج تُقاس المسافة بين نهايتي ذراعي التثبيت والتكافـــؤ للضامة (الشكل 72)، باستعمال مقياس إلكتروني دقته 0.01 ملم (الشكل 71).



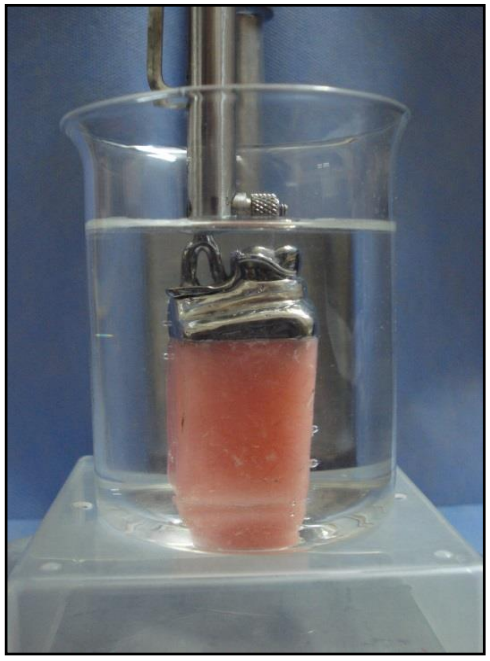
الشكل 67 المقياس الإلكتروني المستعمل.



الشكل 68 طريقة قياس المسافة بين نهاية ذراعي الضامة.

وضعت الضامة في مكانها على الدعامة المعدنية، وأُدخل الوتد العمودي في مكانه في المخطط وثبت باللولب الخاص وتم إجراء 1000 دورة إدخال وإخراج للضامة، وذلك بسحب

الذراع العمودي المتحرك للمخطط إلى الأعلى ثم خفضه حتى يصطدم الشبك المعدني بالسرج المعدني (الأشكال 73، 74).



الشكل 69 وضع الضامة على الدعامة المعدنية وتثبيتها بالمخطط.



الشكل 70 إخراج الضامة من على الضامة المعدنية أثناء دورات الإدخال والإخراج .

بعد الانتهاء من دورات الإدخال والإخراج، يعاد قياس المسافة بين ذراعي الضمة، وذلك لتحري مقدار التشوه الدائم الذي حدث في الضامة، ثم يعاد قياس مقدار التثبيت في الضامات باستعمال آلة الشد، وذلك لتحري التغير الذي حصل في مقدار تثبيت الضامات.

6.3.2. طريقة إجراء اختبار الشد:

أجريت النواحي الميكانيكية لهذا الاختبار في مخبر خواص المواد في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق.

بهدف إجراء هذا الاختبار تم خراطة النموذج الأولي لعينات اختبار الشد من المعدن، وذلك وفقاً للأبعاد المبينة في الشكل (75).



الشكل 71 النموذج الأولي لعينات اختبار الشد وأبعاده.

تم صنع نسخ شمعية من هذا النموذج وفقاً للطريقة التي ذكرها الباحث Dunkin (Dunkin 1972)، ثُبت النموذج الأولي في قالب إكساء بلاستيكي من أجل نسخه بمادة سيليكونية، وأُضيف وتد شمعي من الأعلى يتصل بالوجه الداخلي للقالب البلاستيكي، وحُفر ميزاب دلالة في القاعدة الشمعية كدليل لإجراء قص للمادة الناسخة في مستوى النموذج المعدني فيما بعد (الأشكال 76، 77).

سكبت المادة الناسخة السيليكونية في القالب، وتركت لتتصلب ثم تم إخراجها من القالب بعد تصلبها وهي تحوي داخلها النموذج المعدني (الأشكال 78، 79).



الشكل 72 تثبيت النموذج المعدني بالقاعدة البلاستيكية.



الشكل 73 وصل الوتد الشمعي بالوجه الداخلي للقالب.

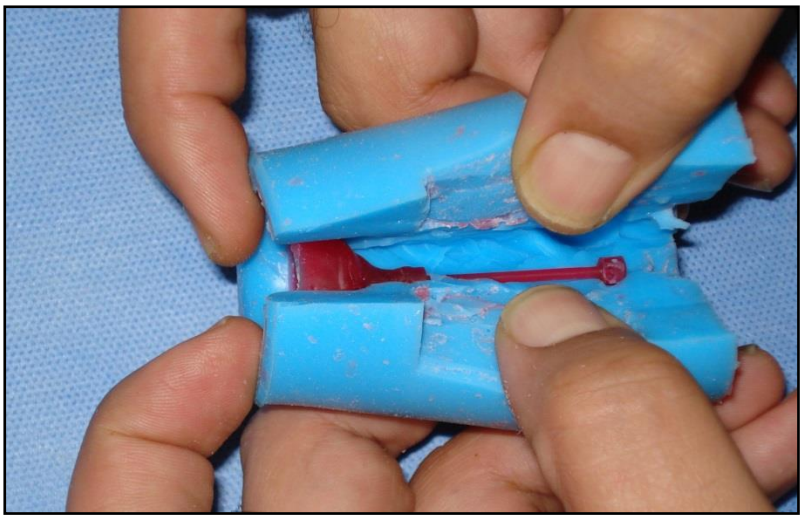


الشكل 74 سكب المادة الناسخة السيليكونية داخل القالب البلاستيكي.



الشكل 75 المادة الناسخة بعد إخراجها ويشاهد انطباع ميزاب الدلالة في الأعلى.

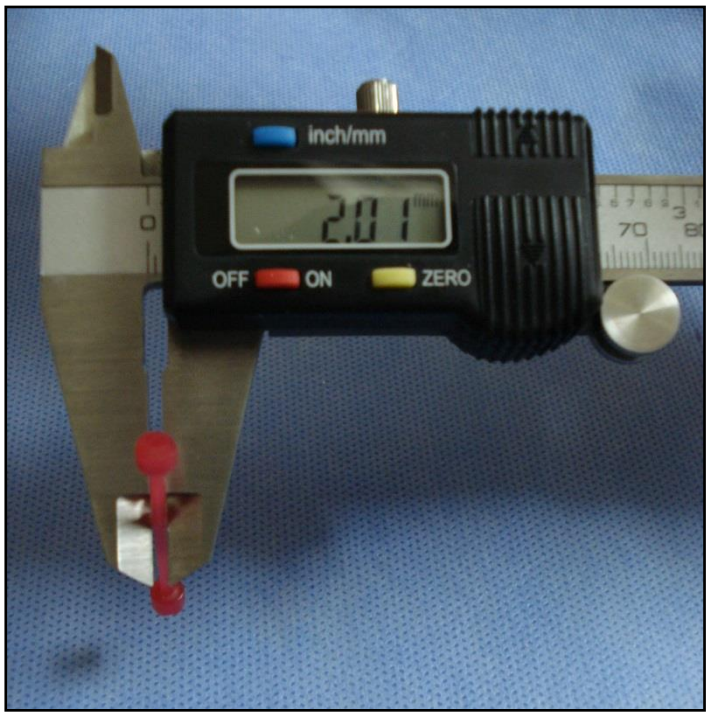
بعد ذلك تم إجراء قص جانبي للمادة الناسخة بشكل ناصف للنموذج المعدني والوتد الشمعي، وتم إخراج النموذج المعدني والوتد الشمعي، صب بعد ذلك الشمع الأحمر المذاب (Tenatex red type 1 soft, Kemdent, UK)، من الأعلى حتى يخرج الفائض من فراغ الوتد الشمعي الجانبي، ثم ترك الشمع ليتصلب بدرجة حرارة الغرفة، ثم وضعت المادة الناسخة في الثلاجة لمدة نصف ساعة، بعد ذلك فتحت المادة الناسخة وأخرج النموذج الشمعي، ثم قصت الزوائد وتم تشذيبه تشذيباً أولياً، وتم التأكد من قياس قطر العينة باستعمال المقياس الإلكتروني (الأشكال 80، 81، 82، 83).



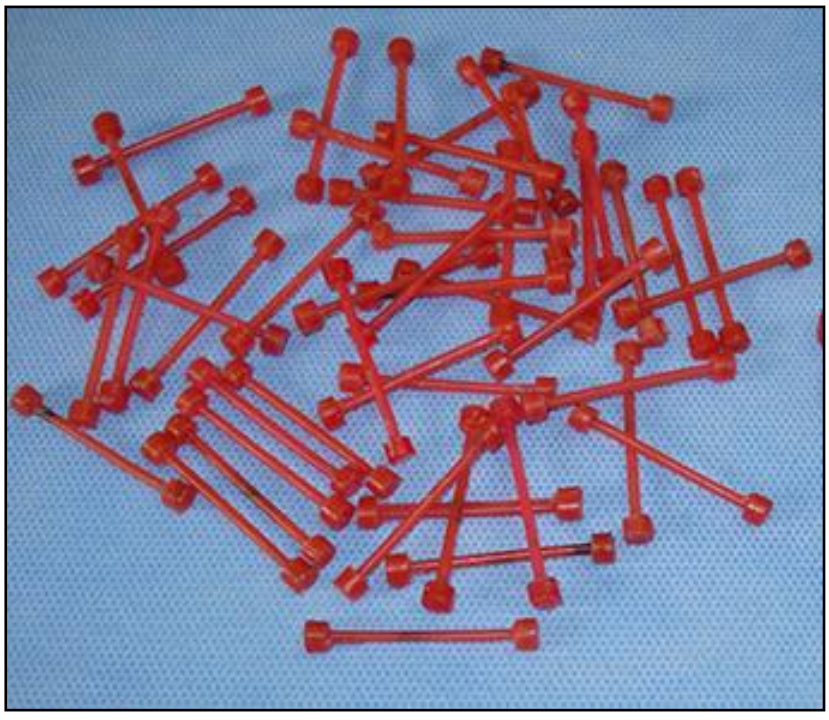
الشكل 76 فتح المادة الناسخة وبداخلها النموذج الشمعي.



الشكل 77 النموذج الشمعي المتصلب بعد إخراجه من المادة الناسخة.



الشكل 78 قياس قطر النموذج الشمعي.

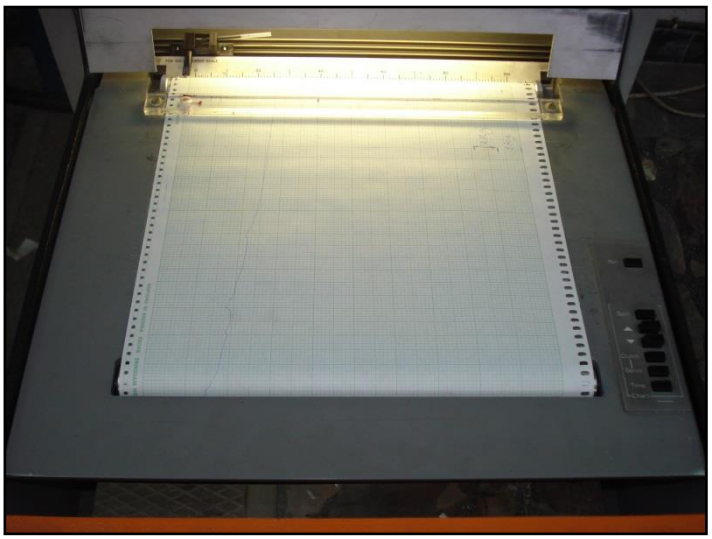


الشكل 79 بعض النماذج الشمعية لاختبار الشد بعد قصها وتشذيبها.

تم صنع 60 نموذج من الشمع الأحمر، تم صب 30 منها من خلائط التيتانيوم و30 من خلائط الكروم كوبالت، و بعد الانتهاء من صنع العينات، ثبت طرفا العينة بملقطي آلة الشد(الشكل 84)، وتم تسجيل القوة المطبقة التي تتحطم عندها العينة والمسجلة على الراسم البياني للآلة (الشكل 85)، وتم حساب الإجهاد Stress من المعادلة : $\sigma = \frac{P}{A}$ ، حيث (P) تمثل القيمة المطبقة و (A) تمثل مساحة المقطع بالـ mm^2 ثم ضربت القيمة بـ 9.81 للتحويل إلى MPa، وسجلت القيم الناتجة في الجداول الإحصائية المخصصة لها.

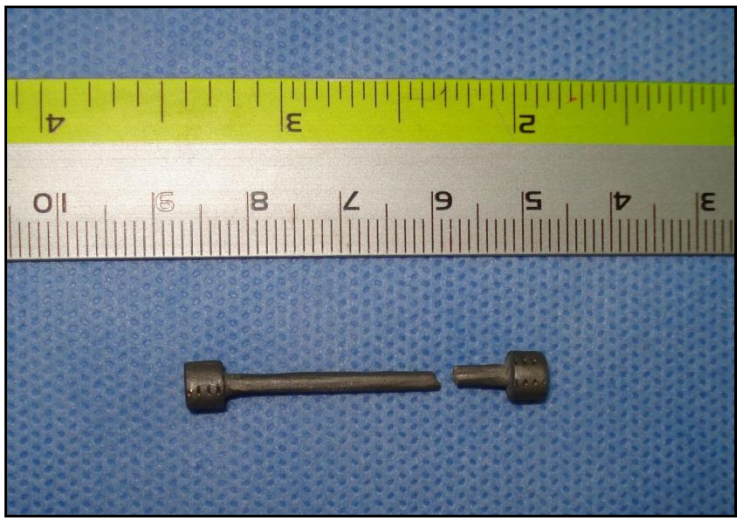


الشكل 80 تثبيت العينة بملقطي آلة الشد.



الشكل 81 الراسم البياني الخاص بآلة الشد.

بعد ذلك تم قياس طول قطعتي العينة بعد تحطمها (الشكل 86) ، كل قطعة على حدة باستعمال مقياس إلكتروني، وذلك لحساب الاستطالة التي حدثت في العينة قبل تحطمها، ثم حسب بعدها التوتر Strain ، وتم احتسابه بقسمة التغير في طـــــول العينـــــــــــة ($\Delta L = L1 - L0$) ، على الطول الأصلي (L0)، ثم حسب بعد ذلك معامل المرونة من قسمة قيمة الإجهاد على قيمة التوتر : $E = Stress / Strain$

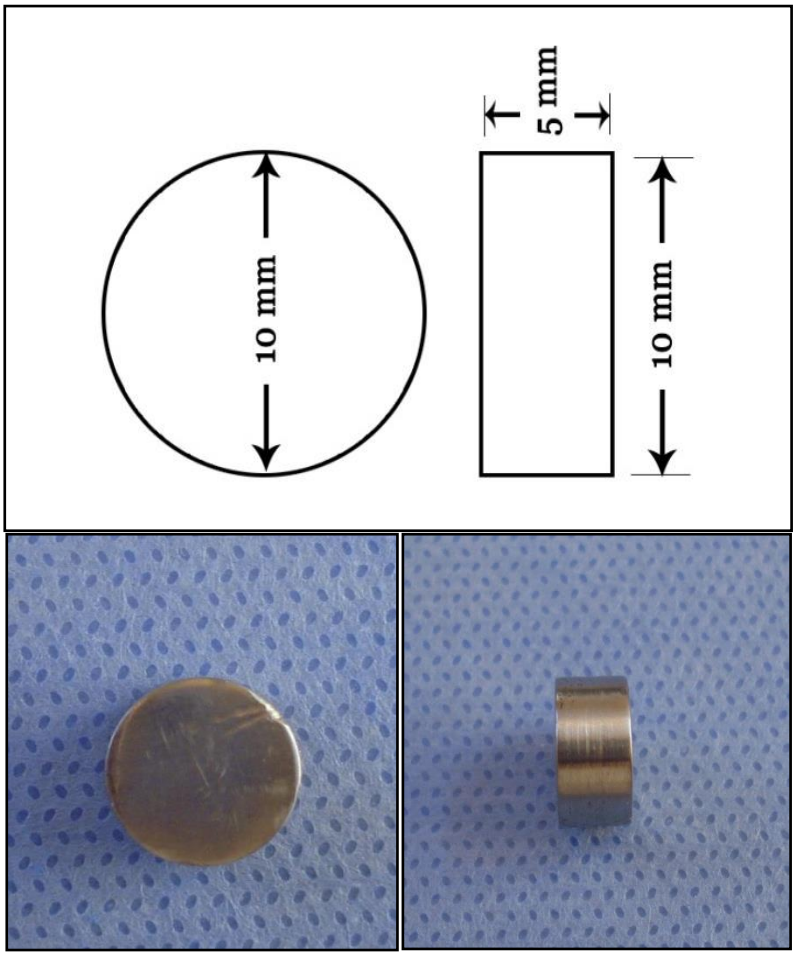


الشكل 82 العينة بعد تحطمها بآلة الشد.

7.3.2. طريقة إجراء اختبار القساوة:

أجريت النواحي الميكانيكية لهذا الاختبار في مخبر خواص المواد في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة دمشق.

بهدف إجراء هذا الاختبار تم خراطة النموذج الأولي لعينات اختبار القساوة من المعدن، وذلك وفقاً للأبعاد المبينة في الشكل (87) .



الشكل 83 النموذج الأولي لعينات اختبار القساوة وأبعاده.

تم نسخ النموذج المعدني بمادة ناسخة سيليكونية ضمن قالب دائري (الشكل 88)، ثم صنع 60 عينة من الشمع الأحمر (الشكل 89)، وصب 30 منها من خلائط التيتانيوم

و30 من خلائط الكروم كوبالت.



الشكل 84 نسخ النموذج المعدني لاختبار القساوة.



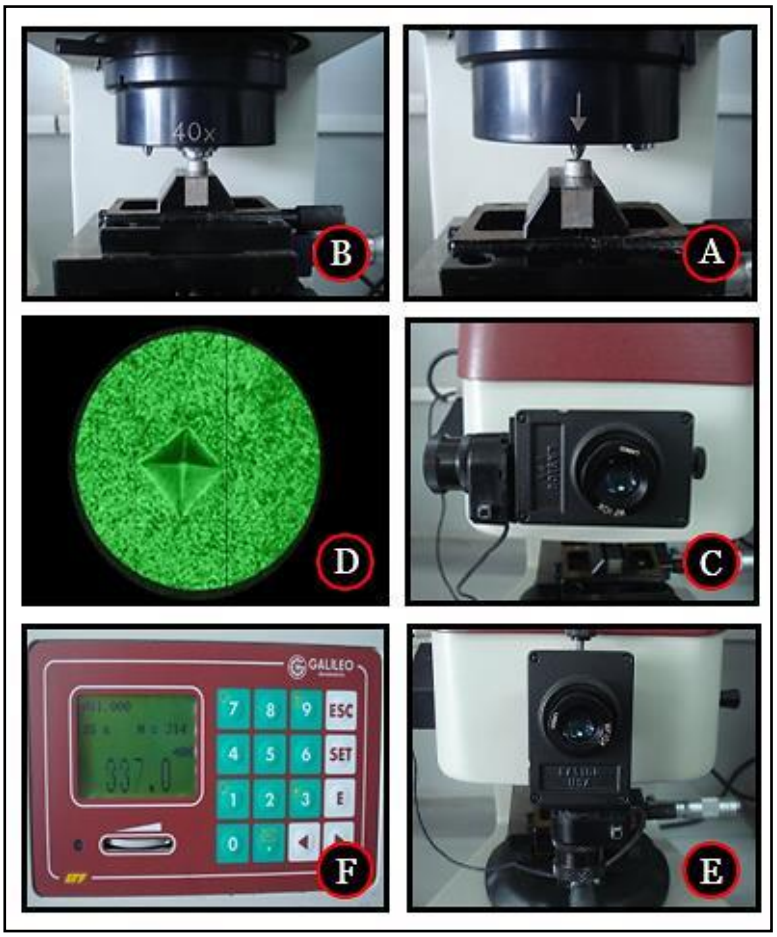
الشكل 85 بعض النماذج الشمعية لعينات اختبار القساوة.

وضع العينة على القاعدة المخصصة لجهاز قياس القساوة (Galileo Durometria, Antegante, Italy) (الشكل 90)، الذي يعطي قيم القساوة بالـ Vickers، ثم تم إجراء الخطوات التالية:

1. يستعمل التكبير X10 لتحديد منطقة مثالية على سطح العينة.
2. يحرك الرأس الدوار للجهاز نحو مؤشر السهم ثم يضغط زر الإنزال (الشكل 91 A).
3. يضغط الرأس الموشوري على العينة ليترك انطباعاً مربعاً على سطع العينة.
4. يستعمل التكبير X40 لتحديد موقع الانطباع وتحرك القاعدة لتنطبق زوايا المربع السفلى واليسارية مع الخطوط الثابتة للكاميرا (الشكل 91 B).
5. يضغط الزر Set من الجهاز فيظهر خط شاقولي، ثم تحرك القاعدة ليكون الخط الشاقولي عند الزاوية اليمنى للمربع، ثم يضغط الزر الموجود على الكاميرا، وذلك لتحديد قياس القطر الأول (الشكل 91 C,D).
6. تقلب الكاميرا لتكون شاقولية، وتعاد الخطوة السابقة لتحديد قياس القطر الثاني (الشكل 91 E).
7. يقوم الجهاز بحساب قيمة القساوة لهذه النقطة وتظهر النتيجة على الشاشة (الشكل 91 F).
8. تعاد الخطوات السابقة على 5 نقاط أخرى من سطح العينة حتى الحصول على خمس قيم قساوة مختلفة للعينة الواحدة ويتم تسجيل القيم في الجداول الإحصائية المخصصة لها.



الشكل 86 جهاز قياس القساوة المستعمل.



الشكل 87 خطوات قياس القساوة للعينات.

4.2. التحاليل الإحصائيـــــة :

اعتمد مستوى الثقة 95% ومستوى الدلالة 5% في كل الدراسات الإحصائية، وتم إجراء الحسابات الإحصائية للبحث باستعمال برنامج SPSS (الحزمة الإحصائية للعلوم الاجتماعية) الإصدارة 13.0، مستعملاً الوسائل الآتية:

1- اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة Student's independent T -test :

استعمل في كلٍ من الدراسات التالية:

- دراسة دقة انطباق الوصلات الرئيسية: لدراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل على وزن الرقاقة المطّاطيّة وفقاً لموقع القياس.
- الدراسة الخلوية: لدراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل على مقدار نسبة أنواع الخلايا المدروسة وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.
- دراسة قوة التثبيت في الضامات: لدراسة تأثير نوع الضامّة المستعملة على مقدار قوة التثبيت وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.
- دراسة المسافة بين ذراعي الضامّة: لدراسة تأثير نوع الضامّة المستعملة على مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.
- دراسة قوة الشدّ وقيم معامل المرونة: لدراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على مقدار الإجهاد الأعظمي، ودراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على مقدار معامل المرونة.
- دراسة القساوة: لدراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على مقدار القساوة.

2- اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة Student's paired T -test:

استعمل في كلٍ من الدراسات التالية:

- دراسة دقة انطباق الوصلات الرئيسية: لدراسة تأثير موقع القياس على وزن الرقاقة المطّاطيّة وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.
- الدراسة الخلوية: لدراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على مقدار نسبة أنواع الخلايا المدروسة وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.
- دراسة قوة التثبيت في الضامات: لدراسة تأثير المرحلة المدروسة على مقدار قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.
- دراسة المسافة بين ذراعي الضامّة: لدراسة تأثير المرحلة المدروسة على مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.

3- اختبار Mann-Whitney U:

استعمل لدراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل على درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

4- اختبار Friedman واختبار Wilcoxon:

استعمل لدراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.

الباب الثالث

النـتائــج

3 Results

1.3. وصف العينات:

تألفت عينة البحث من ثلاث عينات رئيسة وفقاً لطبيعة العينة (عينة الدراسة السريرية، عينة الدراسة الخلوية، عينة الدراسة المخبرية). أما عينة الدراسة السريرية فقد تألفت من 30 جهازاً جزئياً متحرّكاً تم استعمالها من قبل 20 مريضاً ومريضةً تراوحت أعمارهم بين 42 و63 عاماً وكان المرضى والأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة الدراسة السريرية مقسمين إلى عينتين فرعيتين متداخلتين وفقاً للغرض المنشود (عينة دراسة دقة انطباق الوصلات الرئيسة، عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي المغطى بقاعدة الجهاز المستعمل)، ففي عينة دراسة دقة الانطباق تم اختيار 10 مرضى من مرضى عينة الدراسة السريرية وتم صنع جهازين جزئيين متحرّكين متشابهين أحدهما كان مصنوعاً من خلائط التيتانيوم والآخر كان مصنوعاً من خلائط الكروم كوبالت لكل مريض ومريضة في عينة دراسة دقة الانطباق، وبالتالي كانت عينة دراسة دقة الانطباق مؤلفةً من 20 جهازاً جزئياً متحرّكاً كانوا مقسمين لمجموعتين رئيستين متساويتين وفقاً لنوع الجهاز المستعمل (مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ، مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت)، وقد تابع كل من المرضى في عينة دراسة دقة الانطباق استعمال الجهاز المصنوع من خلائط التيتانيوم لمدة ستة أشهر وقد تم تصنيع جهاز جزئي متحرّك واحد مصنوع من خلائط الكروم كوبالت تم استعماله لمدة ستة أشهر أيضاً لكل من المرضى العشرة الباقين في عينة الدراسة السريرية ليؤلفوا جميعاً عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وبالتالي فقد كانت عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي مؤلفةً من 20 جهازاً متحرّكاً مختلفاً تم استعمالها لمدة ستة أشهر على الأقل من قبل 20 مريضاً ومريضةً تراوحت أعمارهم بين 42 و63 عاماً وكانت

الأجهزة في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي مقسمةً إلى مجموعتين رئيستين متساويتين وفقاً لنوع الجهاز المستعمل (مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت). أما عينة الدراسة الخلوية فقد تألفت من 60 لطاخة مأخوذة من قبة الحنك تم الحصول عليها من المرضى المدروسين في عينة الدراسة السريرية على ثلاث فترات زمنية مختلفة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز)، إذ تم أخذ لطاخة واحدة من قبة الحنك في كل فترة من الفترات الزمنية المدروسة لكل مريض ومريضة في عينة الدراسة السريرية، وبالتالي كانت اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية مقسمةً إلى مجموعتين رئيستين متساويتين وفقاً لنوع الجهاز المستعمل (مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت)، وكانت كل من المجموعتين الرئيستين مقسمةً إلى ثلاث مجموعات فرعية وفقاً للفترة الزمنية المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز). أما عينة الدراسة المخبرية فكانت مؤلفةً من ثلاث عينات فرعية وفقاً للهدف المنشود (عينة دراسة قوى التثبيت في الضامات، عينة دراسة قوى الشدّ، عينة دراسة القساوة). فقد تألفت عينة دراسة قوى التثبيت في الضامات من 72 ضامّة كانت مقسمةً إلى مجموعتين رئيستين اثنتين وفقاً لنوع الضامّة المستعملة (مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم، مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت)، وكانت كل من المجموعتين الرئيستين مقسمةً إلى ثلاث مجموعات مختلفة وفقاً لعمق تثبيت نهاية الضامّة المدروسة (ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.25 ملم، ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.50 ملم، ضامّة

مع نهاية مثبّتة بعمق 0.75 ملم)، فكانت عينة دراسة قوى التثبيت في الضامات مقسمةً إلى ست مجموعات رئيسة متساوية وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس (مجموعة ضامّات خلائط التيتانيوم مع نهاية مثبّتة بعمق 0.25 ملم، مجموعة ضامّات خلائط الكروم كوبالت مع نهاية مثبّتة بعمق 0.25 ملم، مجموعة ضامّات خلائط التيتانيوم مع نهاية مثبّتة بعمق 0.50 ملم، مجموعة ضامّات خلائط الكروم كوبالت مع نهاية مثبّتة بعمق 0.50 ملم، مجموعة ضامّات خلائط التيتانيوم مع نهاية مثبّتة بعمق 0.75 ملم، مجموعة ضامّات خلائط الكروم كوبالت مع نهاية مثبّتة بعمق 0.75 ملم). وكانت كل من عينة دراسة قوى الشدّ وعينة دراسة القساوة مؤلفة من 60 قطعة وكانت مقسمةً إلى مجموعتين رئيستين اثنتين متساويتين وفقاً لنوع القطعة المدروسة (مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم، مجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت). وقد كان توزع المرضى والأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة الدراسة السريرية وتوزع اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية وتوزع الضامّات والقطع في عينة الدراسة المخبرية كما يلي:

1 – توزع المرضى في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض:

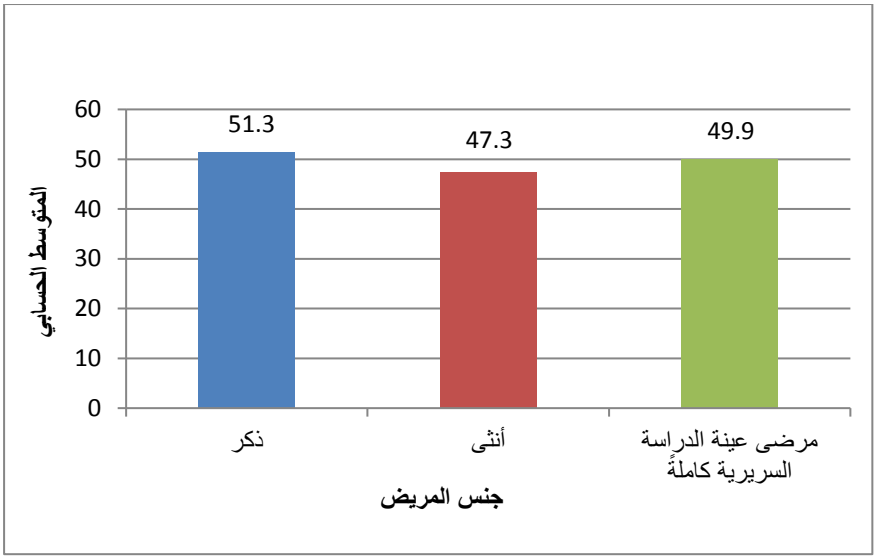
جدول رقم (1) يبين توزع المرضى في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض.

جنس المريض	عدد المرضى	النسبة المئوية
ذكر	13	65.0
أنثى	7	35.0
المجموع	20	100

2 – المتوسط الحسابي لأعمار المرضى (بالسنوات) في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض:

جدول رقم (2) يبين المتوسط الحسابي لأعمار المرضى (بالسنوات) في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض.

المتغير المدروس	جنس المريض	عدد المرضى	الحد الأدنى	الحد الأعلى	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري
عمر المريض (بالسنوات)	ذكر	13	42	63	51.3	7.0
	أنثى	7	42	56	47.3	5.6
	مرضى عينة الدراسة السريرية كاملةً	20	42	63	49.9	6.7



مخطط رقم (1) يمثل المتوسط الحسابي لأعمار المرضى في عينة الدراسة السريرية وفقاً لجنس المريض.

3 – توزع الأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل:

جدول رقم (3) يبين توزع الأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.

نوع الجهاز المستعمل	عدد الأجهزة الجزئية المتحرّكة	النسبة المئوية
جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	50.0
جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	50.0
المجموع	20	100

4 – توزع الأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة دراسة تأثر الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل:

جدول رقم (4) توزع الأجهزة الجزئية المتحرّكة في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.

نوع الجهاز المستعمل	عدد الأجهزة الجزئية المتحرّكة	النسبة المئوية
جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	50.0
جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	50.0
المجموع	20	100

5 – توزع اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل:

جدول رقم (5) يبين توزع اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.

نوع الجهاز المستعمل	عدد اللطاخات	النسبة المئوية
جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	30	50.0
جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	30	50.0
المجموع	60	100

6 – توزع اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (6) يبين توزع اللطاخات في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.

نوع الجهاز المستعمل	الفترة الزمنية المدروسة	عدد اللطاخات	النسبة المئوية
جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	عند تسليم الجهاز	20	33.3
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	20	33.3
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	20	33.3
	المجموع	60	100
جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	عند تسليم الجهاز	20	33.3
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	20	33.3
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	20	33.3
	المجموع	60	100

7 – توزع عينة دراسة قوى التثبيت في الضامات وفقاً لنوع الضامّة المستعملة:

جدول رقم (7) يبين توزع عينة دراسة قوى التثبيت في الضامات وفقاً لنوع الضامّة المستعملة.

نوع الضامّة المستعملة	عدد الضامّات	النسبة المئوية
ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	36	50.0
ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	36	50.0
المجموع	72	100

8 – توزع عينة دراسة قوى التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت:

جدول رقم (8) يبين توزع عينة دراسة قوى التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت.

نوع الضامّة المستعملة	عمق التثبيت	عدد الضامّات	النسبة المئوية
ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.25 ملم	12	33.3
	ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.50 ملم	12	33.3
	ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.75 ملم	12	33.3
	المجموع	36	100
ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.25 ملم	12	33.3
	ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.50 ملم	12	33.3
	ضامّة مع نهاية مثبّتة بعمق 0.75 ملم	12	33.3
	المجموع	36	100

9 – توزع القطع في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة:

جدول رقم (9) يبين توزع القطع في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

نوع القطعة المدروسة	عدد القطع	النسبة المئوية
قطعة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	30	50.0
قطعة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	30	50.0
المجموع	60	100

10 – توزع القطع في عينة دراسة القساوة وفقاً لنوع القطعة المدروسة:

جدول رقم (10) يبين توزع القطع في عينة دراسة القساوة وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

نوع القطعة المدروسة	عدد القطع	النسبة المئوية
قطعة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	30	50.0
قطعة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	30	50.0
المجموع	60	100

2.3. الدراسة الإحصائية التحليلية:

1.2.3. دراسة دقة انطباق الوصلة الرئيسية:

تم قياس وزن الرقاقات المطّاطيّة (بالغرام) والتي حصلنا عليها بتطبيق المطاط الرخو في باطن الجهاز في موقعين اثنين مختلفين (على المثال الجبسي، في فم المريض) لكل جهاز من الأجهزة الجزئية المتحرّكة المدروسة في عينة دراسة دقة الانطباق، ثم تمت دراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل وموقع القياس على قيم وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وكانت نتائج التحليل كما يلي:

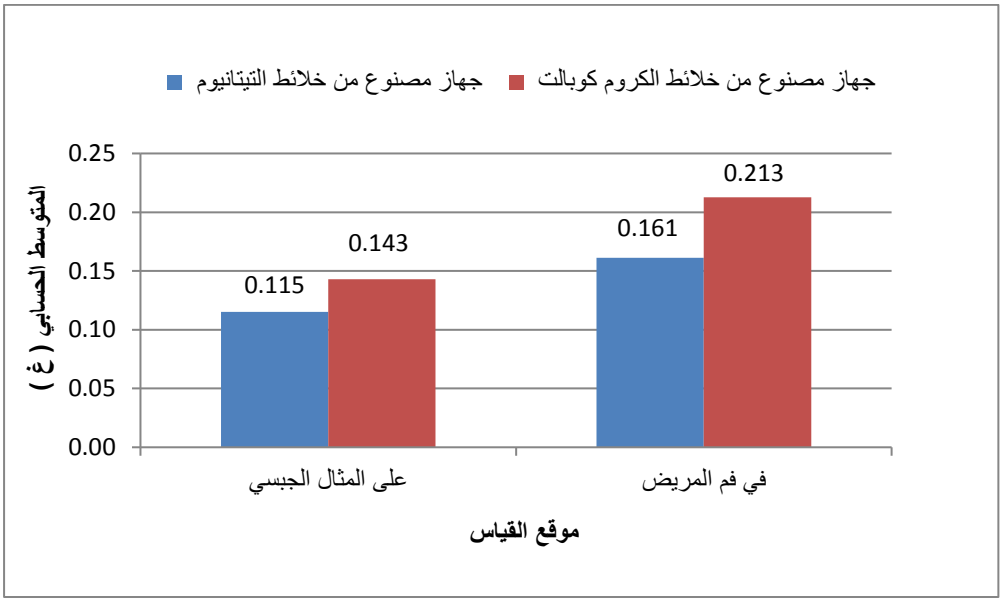
1. دراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل على وزن الرقاقة المطّاطيّة وفقاً لموقع القياس:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة دقة الانطباق، وذلك وفقاً لموقع القياس كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (11) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل وموقع القياس.

المتغير المدروس = وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام)							
موقع القياس	نوع الجهاز المستعمل	عدد الأجهزة	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
على المثال الجبسي	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	0.115	0.004	0.001	0.1077	0.1195
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	0.143	0.008	0.003	0.1304	0.1566
في فم المريض	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	0.161	0.006	0.002	0.1508	0.169
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	0.213	0.010	0.003	0.1933	0.2251



مخطط رقم (2) يمثل المتوسط الحسابي لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لنوع الجهاز المستعمل وموقع القياس.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:*

جدول رقم (12) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لموقع القياس.

المتغير المدروس	موقع القياس	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام)	على المثال الجبسي	-9.478	18	-0.028	0.003	0.000	**توجد فروق دالة**
	في فم المريض	-13.646	18	-0.051	0.004	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 مهما كان موقع القياس، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) على المثال الجبسي وفي فم المريض بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة دقة الانطباق، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن قيم

وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت ، وذلك مهما كان موقع القياس (على المثال الجبسي، في فم المريض) في عينة دراسة دقة الانطباق.

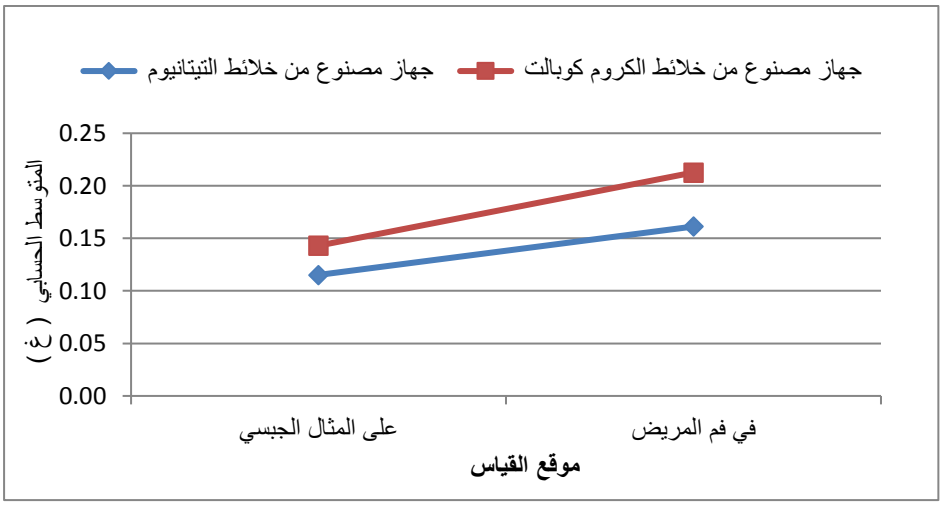
2. دراسة تأثير موقع القياس على وزن الرقاقة المطّاطيّة وفقاً لنوع الجهاز المستعمل:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) بين موقعي القياس المدروسين (على المثال الجبسي، في فم المريض) في عينة دراسة دقة الانطباق، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (13) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لموقع القياس ونوع الجهاز المستعمل.

المتغير المدروس	نوع الجهاز المستعمل	موقع القياس	عدد الأجهزة	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام)	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	على المثال الجبسي	10	0.115	0.004	0.001	0.11	0.12
		في فم المريض	10	0.161	0.006	0.002	0.15	0.17
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	على المثال الجبسي	10	0.143	0.008	0.003	0.13	0.16
		في فم المريض	10	0.213	0.010	0.003	0.19	0.23



مخطط رقم (3) يمثل المتوسط الحسابي لوزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في عينة دراسة دقة الانطباق وفقاً لموقع القياس ونوع الجهاز المستعمل.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة:*

جدول رقم (14) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) بين موقعي القياس المدروسين (على المثال الجبسي، في فم المريض) في عينة دراسة دقة الانطباق، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.

المتغير المدروس = وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام)						
المقارنة بين موقعي القياس:	نوع الجهاز المستعمل	الفرق بين المتوسطين	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
على المثال الجبسي – في فم المريض	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	-0.046	-35.619	9	0.000	**توجد فروق دالة**
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	-0.070	-39.227	9	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 مهما كانت نوع الجهاز المستعمل، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) بين موقعي القياس المدروسين (على المثال الجبسي، في فم المريض) في كل من مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت على حدة في عينة دراسة دقة الانطباق، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن قيم وزن الرقاقة المطّاطيّة (بالغرام) في فم المريض كانت أكبر منها على المثال الجبسي في كل من مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت على حدة في عينة دراسة دقة الانطباق.

2.2.3. دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي:

تم تقييم درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي المغطّى بالجهاز عيانياً من قبل ثلاثة فاحصين منفصلين في ثلاث فترات زمنية مختلفة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) ثم تم اعتماد درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي التي يتفق عليها اثنان على الأقل من الفاحصين الثلاثة لكل جهاز من الأجهزة الجزئية المتحرّكة المدروسة في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، وقد تم إعطاء كل من درجات سلامة الغشاء المخاطي الفموي قيمة متزايدة تصاعدياً وفقاً لشدة سلامة الغشاء المخاطي الفموي كما في الجدول التالي:

جدول رقم (15) يبين الدرجات المعتمدة لسلامة الغشاء المخاطي الفموي المُغطّى بالجهاز والقيمة الموافقة المعطاة لكل درجة.

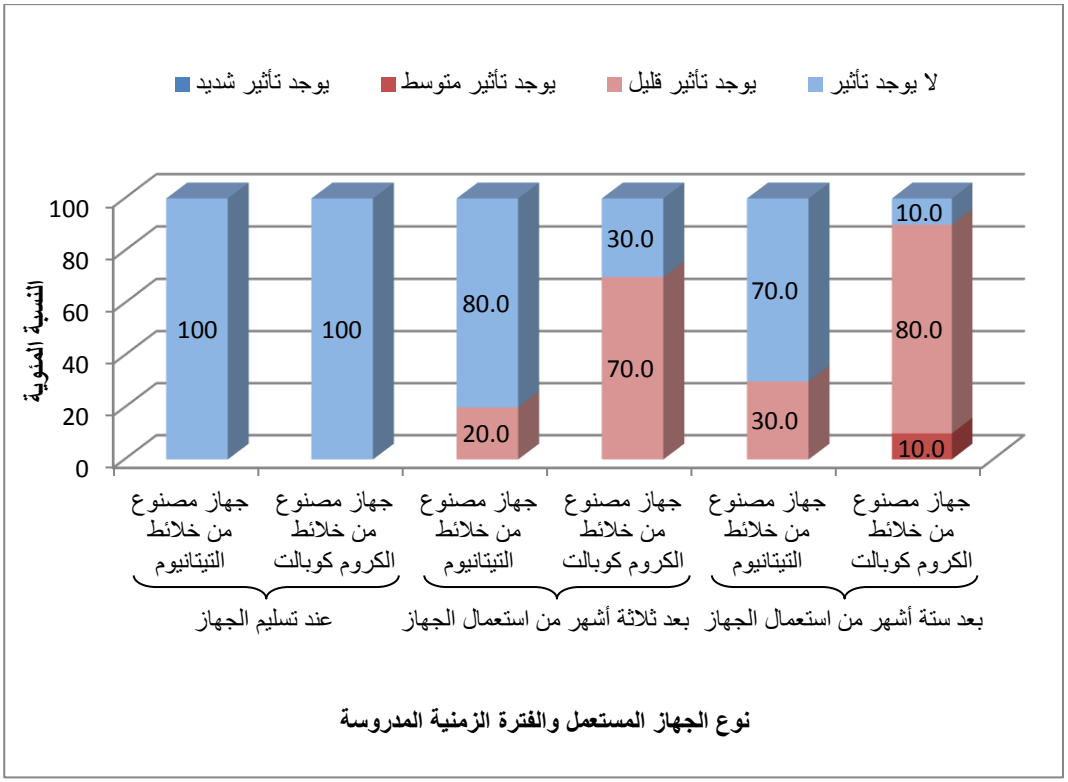
درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي	القيمة الموافقة المعطاة
يوجد تأثير شديد على الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز	**1**
يوجد تأثير متوسط الشدة على الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز	**2**
يوجد تأثير قليل على الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز	**3**
لا يوجد تأثير على الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز	**4**

ثم تمت دراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة على تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وكانت نتائج التحليل كما يلي:

1. نتائج تحديد درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة:

جدول رقم (16) يبين نتائج تحديد درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.

الفترة الزمنية المدروسة	نوع الجهاز المستعمل	عدد الأجهزة					النسبة المئوية				
		يوجد تأثير شديد	يوجد تأثير متوسط الشدة	يوجد تأثير قليل	لا يوجد تأثير	مجموع	يوجد تأثير شديد	يوجد تأثير متوسط الشدة	يوجد تأثير قليل	لا يوجد تأثير	مجموع
عند تسليم الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	0	0	0	10	10	0	0	0	100	100
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	0	0	0	10	10	0	0	0	100	100
بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	0	0	2	8	10	0	0	20.0	80.0	100
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	0	0	7	3	10	0	0	70.0	30.0	100
بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	0	0	3	7	10	0	0	30.0	70.0	100
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	0	1	8	1	10	0	10.0	80.0	10.0	100



مخطط رقم (4) يمثل النسبة المئوية لنتائج تحديد درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.

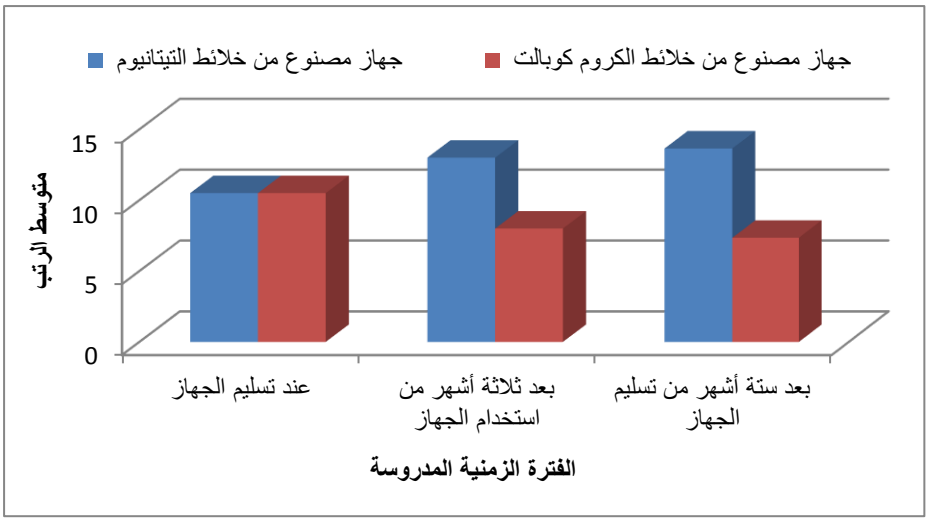
2. دراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل على درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

تم إجراء اختبار Mann-Whitney U لدراسة دلالة الفروق في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، وذلك وفقاً للفترة الزمنية المدروسة كما يلي:

- *إحصاءات الرتب:*

جدول رقم (17) يبين متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	نوع الجهاز المستعمل	عدد الأجهزة	متوسط الرتب
درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي	عند تسليم الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	10.50
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	10.50
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	13.00
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	8.00
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	13.65
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	7.35



مخطط رقم (5) يمثل متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.

- *نتائج اختبار Mann-Whitney U:*

جدول رقم (18) يبين نتائج اختبار Mann-Whitney U لدراسة دلالة الفروق في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	قيمة U	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي	عند تسليم الجهاز	50.0	1.000	لا توجد فروق دالة
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	25.0	0.028	**توجد فروق دالة**
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	18.5	0.007	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05 عند تسليم الجهاز، أي إنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي عند تسليم الجهاز بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي.

أما بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، وبدراسة قيم متوسطات الرتب نستنتج أن درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أعلى منها في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة

سلامة الغشاء المخاطي الفموي.

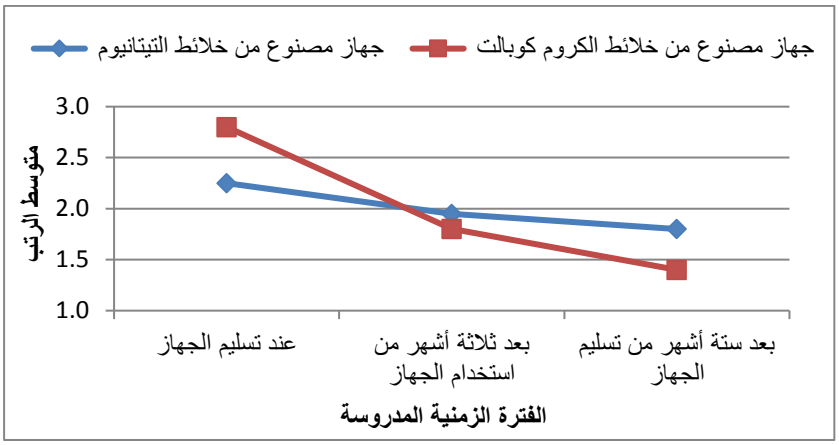
3. دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً لنوع الجهاز المستعمل:

تم إجراء اختبار Friedman لدراسة دلالة الفروق في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل كما يلي:

- إحصاءات الرتب:

جدول رقم (19) يبين متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.

المتغير المدروس	نوع الجهاز المستعمل	الفترة الزمنية المدروسة	متوسط الرتب
درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	عند تسليم الجهاز	2.25
		بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	1.95
		بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	1.80
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	عند تسليم الجهاز	2.80
		بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	1.80
		بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	1.40



مخطط رقم (6) يمثل متوسط الرتب لدرجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.

- *نتائج اختبار Friedman:*

جدول رقم (20) يبين نتائج اختبار Friedman لدراسة دلالة الفروق في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.

المتغيران المدروسان = درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي × الفترة الزمنية المدروسة					
نوع الجهاز المستعمل	عدد الأجهزة	قيمة كاي مربع	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	4.667	2	0.097	لا توجد فروق دالة
جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	14.857	2	0.001	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أكبر من القيمة 0.05 في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ، أي إنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم من عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي.

أما بالنسبة لمجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين اثنتين على الأقل من الفترات الزمنية المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، ولمعرفة أي الفترات الزمنية تختلف عن الأخرى جوهرياً في درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي تم إجراء اختبار Wilcoxon للرتب ذات الإشارة الجبرية

للمقارنة الثنائية بين كل زوج من الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي كما يلي:

- *نتائج اختبار Wilcoxon للرتب ذات الإشارة الجبرية:*

جدول رقم (21) يبين نتائج اختبار Wilcoxon للرتب ذات الإشارة الجبرية لدراسة دلالة الفروق الثنائية في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي.

المتغير المدروس	نوع الجهاز المستعمل	المقارنة بين الفترتين الزمنيتين:	قيمة Z المحسوبة	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	بعد ثلاثة أشهر – عند تسليم الجهاز	-2.646	0.008	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – عند تسليم الجهاز	-2.887	0.004	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	-1.732	0.083	لا توجد فروق دالة

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05 عند المقارنة في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترة الزمنية (عند تسليم الجهاز) وكل من الفترتين الزمنيتين (بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز)، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترة الزمنية (عند تسليم الجهاز) وكل من الفترتين الزمنيتين (بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي، وبدراسة قيم متوسطات الرتب نستنتج أن درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز كانت أقل منها عند تسليم الجهاز في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من عينة دراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي.

3.2.3. الدراسة الخلوية:

تم حساب نسبة كل من الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة لكل لطاخة من اللطاخات المدروسة في عينة الدراسة الخلوية. ثم تمت دراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة على قيم كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة وكانت نتائج التحليل كما يلي:

1. دراسة تأثير نوع الجهاز المستعمل على مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة وفقاً للفترة الزمنية المدروسة:

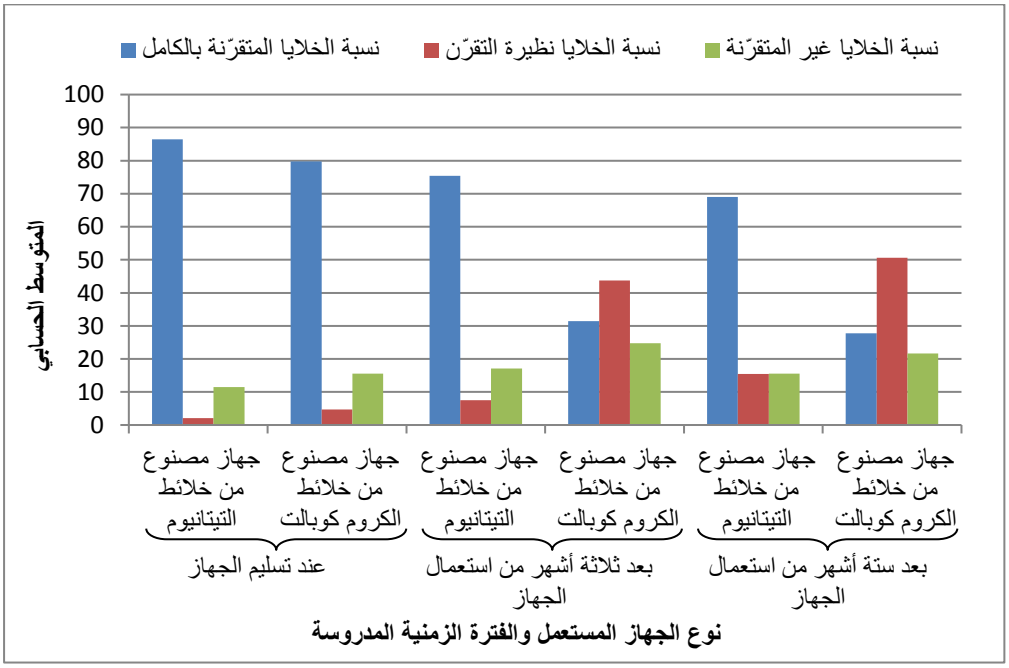
تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة الدراسة الخلوية، وذلك وفقاً للفترة الزمنية المدروسة كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (22) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	نوع الجهاز المستعمل	عدد الأجهزة	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل	عند تسليم الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	86.49	7.68	2.43	75.67	100
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	79.75	7.90	2.50	66.07	93.75
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	75.42	9.27	2.93	59.09	85.85
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	31.43	17.04	5.39	0	53.33
	بعد ستة أشهر من	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	68.99	19.18	6.07	33.67	99.59

	استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	27.71	22.83	7.22	4.08	64.15
نسبة الخلايا نظيرة التقرّن	عند تسليم الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	2.05	2.02	0.64	0	5.41
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	4.69	2.96	0.94	0	7.89
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	7.50	6.51	2.06	0	21.43
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	43.77	20.77	6.57	16.67	88
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	15.43	12.80	4.05	0	46.73
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	50.63	21.82	6.90	21.88	73.47
نسبة الخلايا غير المتقرّنة	عند تسليم الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	11.46	6.28	1.99	0	18.92
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	15.57	5.89	1.86	6.25	26.79
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	17.08	7.25	2.29	5.62	29.55
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	24.80	7.31	2.31	12	33.33
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	10	15.58	8.92	2.82	0.41	33.33
		جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	10	21.66	8.81	2.78	11.32	40



مخطط رقم (7) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً لنوع الجهاز المستعمل والفترة الزمنية المدروسة.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:*

جدول رقم (23) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة الدراسة الخلوية، وذلك وفقاً للفترة الزمنية

المتغير المدروس	الفترة الزمنية المدروسة	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل	عند تسليم الجهاز	1.935	18	6.74	3.48	0.069	لا توجد فروق دالة
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	7.171	18	43.99	6.13	0.000	**توجد فروق دالة**
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	4.378	18	41.28	9.43	0.000	**توجد فروق دالة**
نسبة الخلايا نظيرة التقرّن	عند تسليم الجهاز	-2.324	18	-2.63	1.13	0.032	**توجد فروق دالة**
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	-5.271	18	-36.28	6.88	0.000	**توجد فروق دالة**
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	-4.400	18	-35.20	8.00	0.000	**توجد فروق دالة**
نسبة الخلايا غير المتقرّنة	عند تسليم الجهاز	-1.507	18	-4.10	2.72	0.149	لا توجد فروق دالة
	بعد ثلاثة أشهر من استعمال الجهاز	-2.368	18	-7.71	3.26	0.029	**توجد فروق دالة**
	بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز	-1.534	18	-6.08	3.96	0.142	لا توجد فروق دالة

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05 بالنسبة لمقدار نسبة الخلايا نظيرة التقرّن مهما كانت الفترة الزمنية المدروسة وبعد ثلاثة أشهر بالنسبة لمقدار نسبة الخلايا غير المتقرّنة، وفي كل من الفترتين الزمنيتين (بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) بالنسبة لمقدار نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة ونسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في كل من الفترات الزمنية المذكورة في عينة الدراسة الخلوية، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين

المتوسطات نستنتج أن قيم نسبة الخلايا نظيرة التقرّن في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت مهما كانت الفترة الزمنية المدروسة، ونستنتج أن قيم نسبة الخلايا غير المتقرّنة بعد ثلاثة أشهر في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت ، وأن قيم نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أكبر منها في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة الدراسة الخلوية.

أما بالنسبة لباقي المجموعات الفرعية للمتغير المدروس والفترة الزمنية المدروسة فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أكبر من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا غير المتقرّنة ونسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل عند تسليم الجهاز بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت ، وكذلك لا توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط نسبة الخلايا غير المتقرّنة بعد ستة أشهر بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة الدراسة الخلوية.

2. دراسة تأثير الفترة الزمنية المدروسة على مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة وفقاً لنوع الجهاز المستعمل:

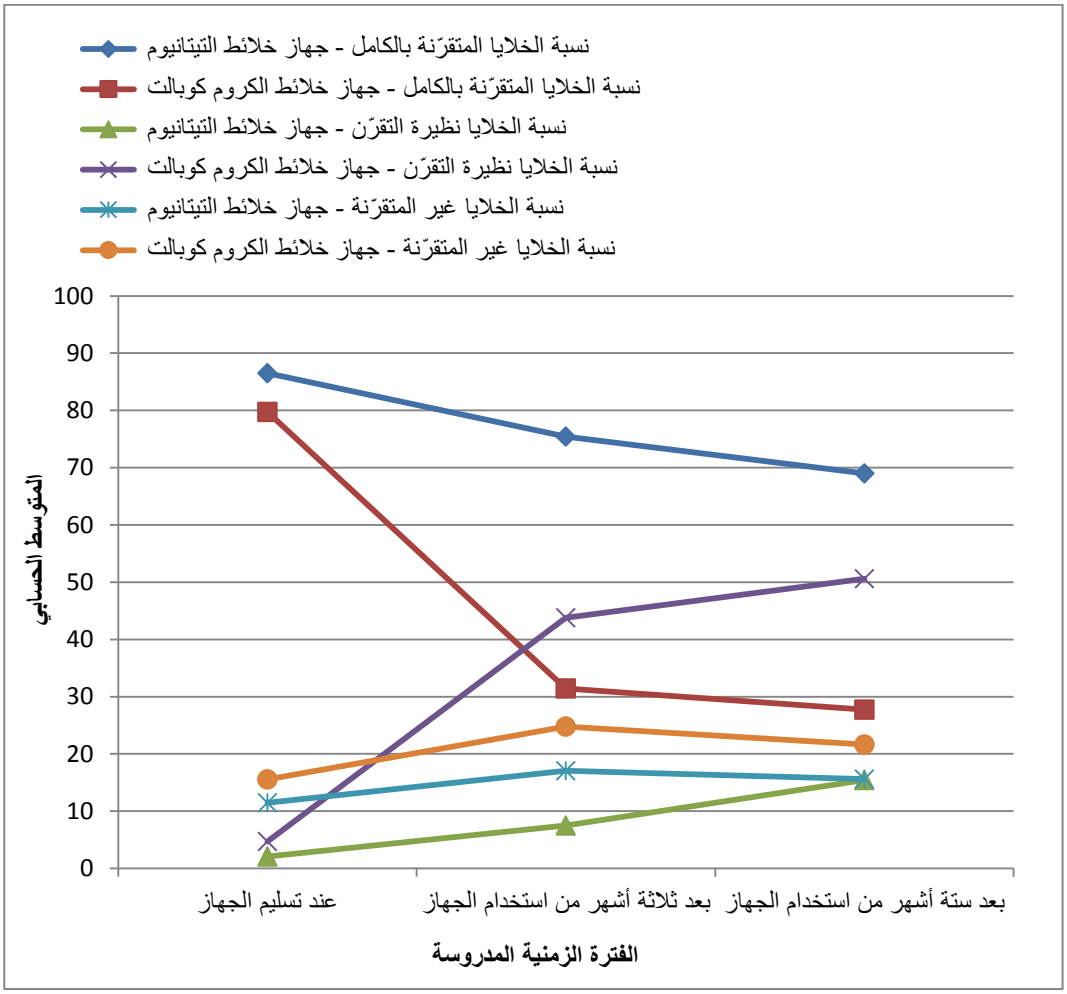
تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة الدراسة الخلوية، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (24) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.

المتغير المدروس	نوع الجهاز المستعمل	الفترة الزمنية المدروسة	عدد الأجهزة	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	عند تسليم الجهاز	10	86.49	7.68	2.43	75.67	100
		بعد ثلاثة أشهر	10	75.42	9.27	2.93	59.09	85.85
		بعد ستة أشهر	10	68.99	19.18	6.07	33.67	99.59
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	عند تسليم الجهاز	10	79.75	7.90	2.50	66.07	93.75
		بعد ثلاثة أشهر	10	31.43	17.04	5.39	0	53.33
		بعد ستة أشهر	10	27.71	22.83	7.22	4.08	64.15
نسبة الخلايا نظيرة التقرّن	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	عند تسليم الجهاز	10	2.05	2.02	0.64	0	5.41
		بعد ثلاثة أشهر	10	7.50	6.51	2.06	0	21.43
		بعد ستة أشهر	10	15.43	12.80	4.05	0	46.73
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	عند تسليم الجهاز	10	4.69	2.96	0.94	0	7.89
		بعد ثلاثة أشهر	10	43.77	20.77	6.57	16.67	88

	بعد ستة أشهر	10	50.63	21.82	6.90	21.88	73.47
نسبة الخلايا غير المتقرّنة	عند تسليم الجهاز	10	11.46	6.28	1.99	0	18.92
	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	بعد ثلاثة أشهر	10	17.08	7.25	2.29	5.62	29.55
		بعد ستة أشهر	10	15.58	8.92	2.82	0.41	33.33
	عند تسليم الجهاز	10	15.57	5.89	1.86	6.25	26.79
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	بعد ثلاثة أشهر	10	24.80	7.31	2.31	12	33.33
		بعد ستة أشهر	10	21.66	8.81	2.78	11.32	40



مخطط رقم (8) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة في عينة الدراسة الخلوية وفقاً للفترة الزمنية المدروسة ونوع الجهاز المستعمل.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة:*

جدول رقم (25) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل ونسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة (عند تسليم الجهاز، بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر) في عينة الدراسة الخلوية، وذلك وفقاً لنوع الجهاز المستعمل.

المتغير المدروس	نوع الجهاز المستعمل	المقارنة بين الفترتين:	الفرق بين المتوسطين	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	بعد ثلاثة أشهر – عند تسليم الجهاز	-11.07	-4.803	9	0.001	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – عند تسليم الجهاز	-17.50	-2.936	9	0.017	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	-6.43	-1.102	9	0.299	لا توجد فروق دالة
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	بعد ثلاثة أشهر – عند تسليم الجهاز	-48.32	-8.794	9	0.000	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – عند تسليم الجهاز	-52.04	-6.952	9	0.000	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	-3.72	-0.544	9	0.600	لا توجد فروق دالة
نسبة الخلايا نظيرة التقرّن	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	بعد ثلاثة أشهر – عند تسليم الجهاز	5.44	3.177	9	0.011	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – عند تسليم الجهاز	13.38	3.537	9	0.006	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	7.94	2.876	9	0.018	**توجد فروق دالة**
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	بعد ثلاثة أشهر – عند تسليم الجهاز	39.09	6.255	9	0.000	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – عند تسليم الجهاز	45.94	7.037	9	0.000	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	6.86	0.823	9	0.432	لا توجد فروق دالة
نسبة الخلايا غير المتقرّنة	جهاز مصنوع من خلائط التيتانيوم	بعد ثلاثة أشهر – عند تسليم الجهاز	5.62	2.241	9	0.052	لا توجد فروق دالة
		بعد ستة أشهر – عند تسليم الجهاز	4.12	1.322	9	0.219	لا توجد فروق دالة
		بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	-1.50	-0.425	9	0.681	لا توجد فروق دالة
	جهاز مصنوع من خلائط الكروم كوبالت	بعد ثلاثة أشهر – عند تسليم الجهاز	9.23	2.634	9	0.027	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – عند تسليم الجهاز	6.10	2.458	9	0.036	**توجد فروق دالة**
		بعد ستة أشهر – بعد ثلاثة أشهر	-3.13	-0.717	9	0.491	لا توجد فروق دالة

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أكبر من القيمة 0.05 عند المقارنة بين الفترتين الزمنيتين (بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر) بالنسبة لمقدار نسبة الخلايا نظيرة التقرّن في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت وبالنسبة لكل من مقدار نسبة الخلايا غير المتقرّنة ومقدار نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل مهما كان نوع الجهاز المستعمل، وكذلك عند المقارنة بين الفترة الزمنية (عند تسليم الجهاز) وكل من الفترتين الزمنيتين (بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر) بالنسبة لمقدار نسبة الخلايا غير المتقرّنة في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم من عينة الدراسة الخلوية، أي إنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة ونسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل بين الفترات الزمنية المذكورة في عينة الدراسة الخلوية.

أما بالنسبة لباقي المقارنات الثنائية فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقدار كل من نسبة الخلايا نظيرة التقرّن ونسبة الخلايا غير المتقرّنة ونسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل بين الفترات الزمنية المعنية في عينة الدراسة الخلوية، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أن قيم نسبة الخلايا نظيرة التقرّن بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر كانت أكبر منها عند تسليم الجهاز مهما كان نوع الجهاز المستعمل، ونستنتج أن قيم نسبة الخلايا نظيرة التقرّن بعد ستة أشهر كانت أكبر منها بعد ثلاثة أشهر في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ، ونستنتج أن قيم مقدار نسبة الخلايا غير المتقرّنة بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر كانت أكبر منها عند تسليم الجهاز في مجموعة الأجهزة المصنوعة

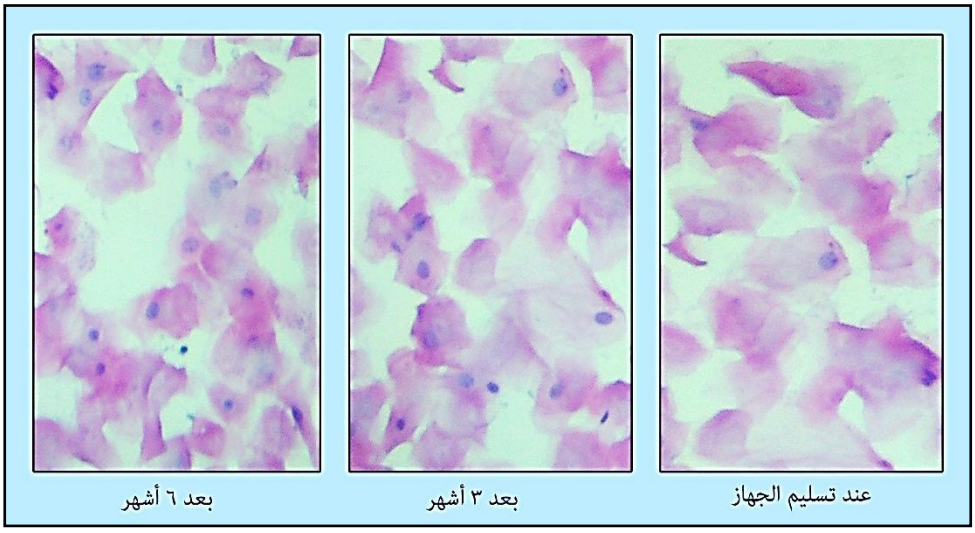
من خلائط الكروم كوبالت ، ونستنتج أن قيم مقدار نسبة الخلايا المتقرّنة بالكامل بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر كانت أصغر منها عند تسليم الجهاز مهما كان نوع الجهاز المستعمل في عينة الدراسة الخلوية.

سنحاول فيما يلي تقديم وصفٍ مجهريٍ للطاخات مريضين تم اختيارهما عشوائياً، أحدهما من مجموعة أجهزة خلائط التيتانيوم والآخر من مجموعة خلائط الكروم كوبالت.

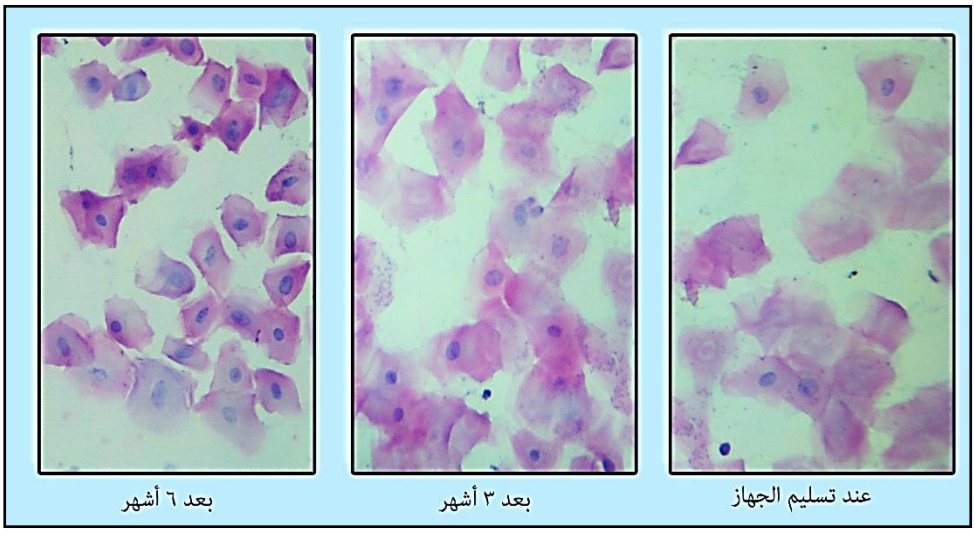
لكل مريض ثلاث شرائح تمثل الفترات الثلاث التي تم أخذ اللطاخات فيها (عند تسليم الجهاز وبعد 3 أشهر وبعد 6 أشهر).

يظهر الشكل (92)، الصورة المجهرية للطاخات المراحل الثلاث لأحد مرضى مجموعة خلائط التيتانيوم، حيث نلاحظ عند تسليم الجهاز أن أغلب الخلايا كانت متقرنة بالكامل، وبعد 3 أشهر من استعمال الجهاز نلاحظ ازدياداً قليلاً في نسبة الخلايا نظيرة التقرن وظهور بعض الخلايا غير المتقرنة، أما بعد 6 أشهر فنلاحظ نقصان التقرن الكامل وزيادة في عدد الخلايا نظيرة التقرن والخلايا غير المتقرنة.

كما يظهر الشكل (93)، الصورة المجهرية للطاخات المراحل الثلاث لأحد مرضى مجموعة خلائط الكروم كوبالت، حيث نلاحظ عند تسليم الجهاز أن أغلب الخلايا كانت متقرنة بالكامل، وبعد 3 أشهر من استعمال الجهاز نلاحظ نقصاناً شديداً في عدد الخلايا المتقرنة بالكامل، وزيادة واضحة في عدد الخلايا نظيرة التقرن مع وجود عدد من الخلايا غير المتقرنة، أما بعد 6 أشهر فأغلب الخلايا أصبحت نظيرة تقرن مع وجوداً قليلاً للخلايا غير المتقرنة.



الشكل 1 الصور المجهرية للطاخات المأخوذة من أحد مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم.



الشكل 2 الصور المجهرية للطاخات المأخوذة من أحد مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت.

4.2.3. دراسة قوة التثبيت في الضامات:

تم قياس كل من مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) ومقدار المسافة بين ذراعي الضامّة المستعملة (بالملم) في مرحلتين اثنتين مختلفتين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) لكل ضامّة من الضامّات المدروسة في عينة دراسة قوة التثبيت ثم تمت دراسة تأثير نوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة على قيم مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) ومقدار المسافة بين ذراعي الضامّة المستعملة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وكانت نتائج التحليل كما يلي:

1. دراسة تأثير نوع الضامّة المستعملة على مقدار قوة التثبيت وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة:

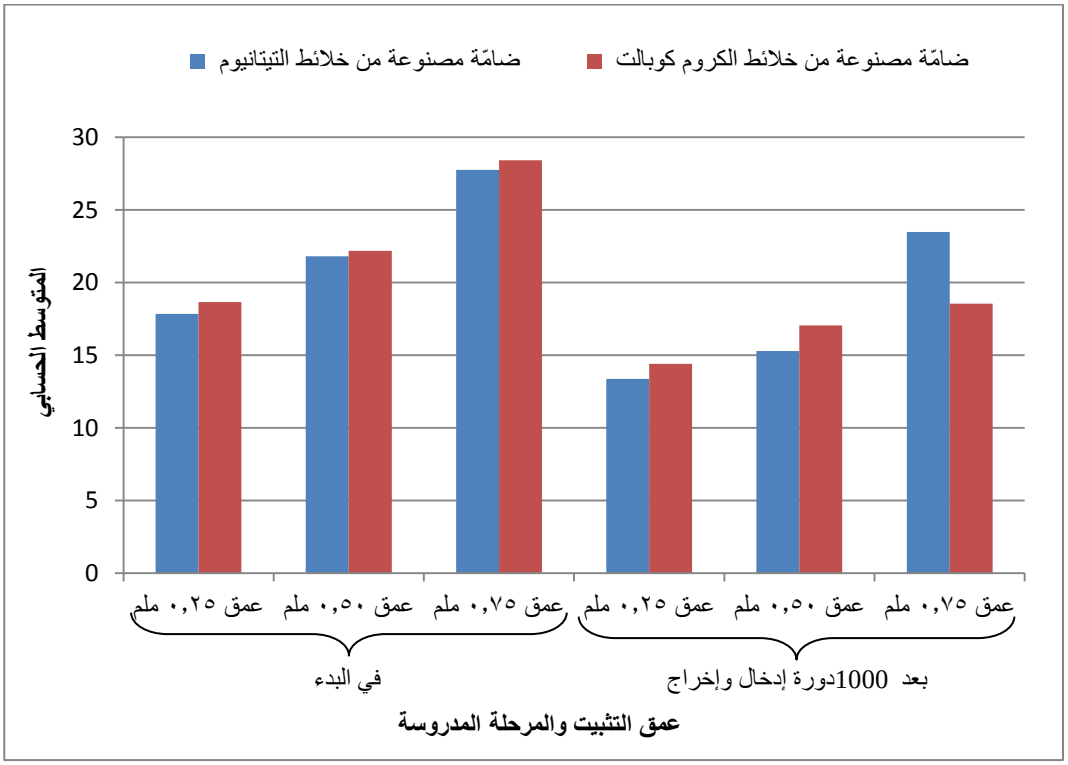
تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (26) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.

المتغير المدروس = مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن)								
المرحلة المدروسة	عمق التثبيت	نوع الضامّة المستعملة	عدد الضامّات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
في البدء	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	17.84	2.08	0.60	15.58	20.91
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	18.65	1.50	0.43	16.35	21.4
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	21.81	1.64	0.47	19.56	24.74

	ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	22.19	1.22	0.35	19.8	24.36
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	27.75	1.20	0.35	25.45	29.53
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	28.42	1.45	0.42	25.34	30.47
بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	13.38	1.16	0.34	12.1	14.95
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	14.41	0.97	0.28	13.13	15.67
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	15.29	0.92	0.27	14	16.92
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	17.06	1.26	0.36	15.1	18.86
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	23.49	1.08	0.31	22.11	24.84
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	18.55	1.42	0.41	16.14	19.98



مخطط رقم (9) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:*

جدول رقم (27) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.

المتغير المدروس = مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن)							
المرحلة المدروسة	عمق التثبيت	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
في البدء	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	-1.096	22	-0.81	0.74	0.285	لا توجد فروق دالة
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	-0.648	22	-0.38	0.59	0.524	لا توجد فروق دالة
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	-1.223	22	-0.66	0.54	0.234	لا توجد فروق دالة
بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	-2.363	22	-1.03	0.44	0.027	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	-3.916	22	-1.77	0.45	0.001	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	9.579	22	4.94	0.52	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05 في البدء مهما كان عمق التثبيت المدروس، أي إنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت.

أما بعد 1000 دورة إدخال وإخراج مهما كان عمق التثبيت المدروس فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق

التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أن قيم مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في كل من مجموعة الضامّات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم ومجموعة الضامّات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم على حدة، ونستنتج أن قيم مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أكبر منها في مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في مجموعة الضامّات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم في عينة دراسة قوة التثبيت.

2. دراسة تأثير المرحلة المدروسة على مقدار قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس:

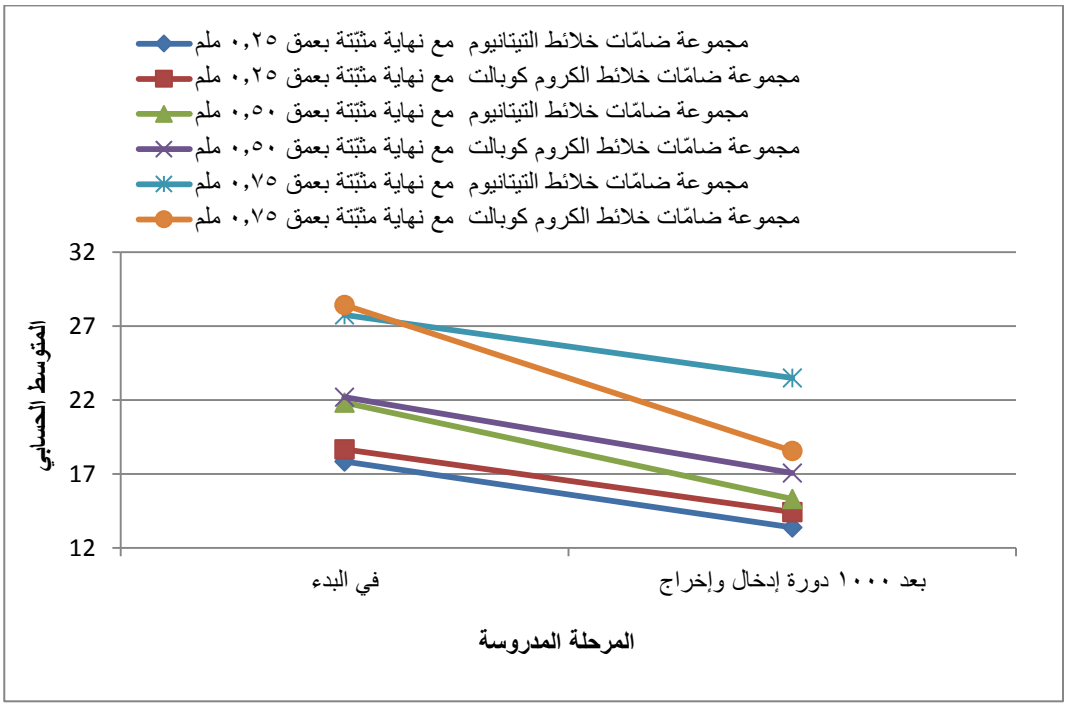
تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (28) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت.

المتغير المدروس = مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن)								
عمق التثبيت	نوع الضامّة المستعملة	المرحلة المدروسة	عدد الضامّات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	في البدء	12	17.84	2.08	0.60	15.58	20.91
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	13.38	1.16	0.34	12.1	14.95
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	في البدء	12	18.65	1.50	0.43	16.35	21.4

		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	14.41	0.97	0.28	13.13	15.67
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	في البدء	12	21.81	1.64	0.47	19.56	24.74
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	15.29	0.92	0.27	14	16.92
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	في البدء	12	22.19	1.22	0.35	19.8	24.36
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	17.06	1.26	0.36	15.1	18.86
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	في البدء	12	27.75	1.20	0.35	25.45	29.53
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	23.49	1.08	0.31	22.11	24.84
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	في البدء	12	28.42	1.45	0.42	25.34	30.47
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	18.55	1.42	0.41	16.14	19.98



مخطط رقم (10) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة:*

جدول رقم (29) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.

المقارنة في قيم مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين المرحلتين: بعد 1000 دورة إدخال وإخراج – في البدء						
عمق التثبيت	نوع الضامّة المستعملة	الفرق بين المتوسطين	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	-4.46	-13.142	11	0.000	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	-4.24	-13.403	11	0.000	**توجد فروق دالة**
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	-6.52	-22.774	11	0.000	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	-5.13	-18.558	11	0.000	**توجد فروق دالة**
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	-4.26	-11.973	11	0.000	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	-9.86	-48.208	11	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن قيم مقدار قوة التثبيت (بالنيوتن) بعد 1000 دورة إدخال وإخراج كانت أصغر منها في البدء، وذلك مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت.

5.2.3. دراسة المسافة بين ذراعي الضامّة:

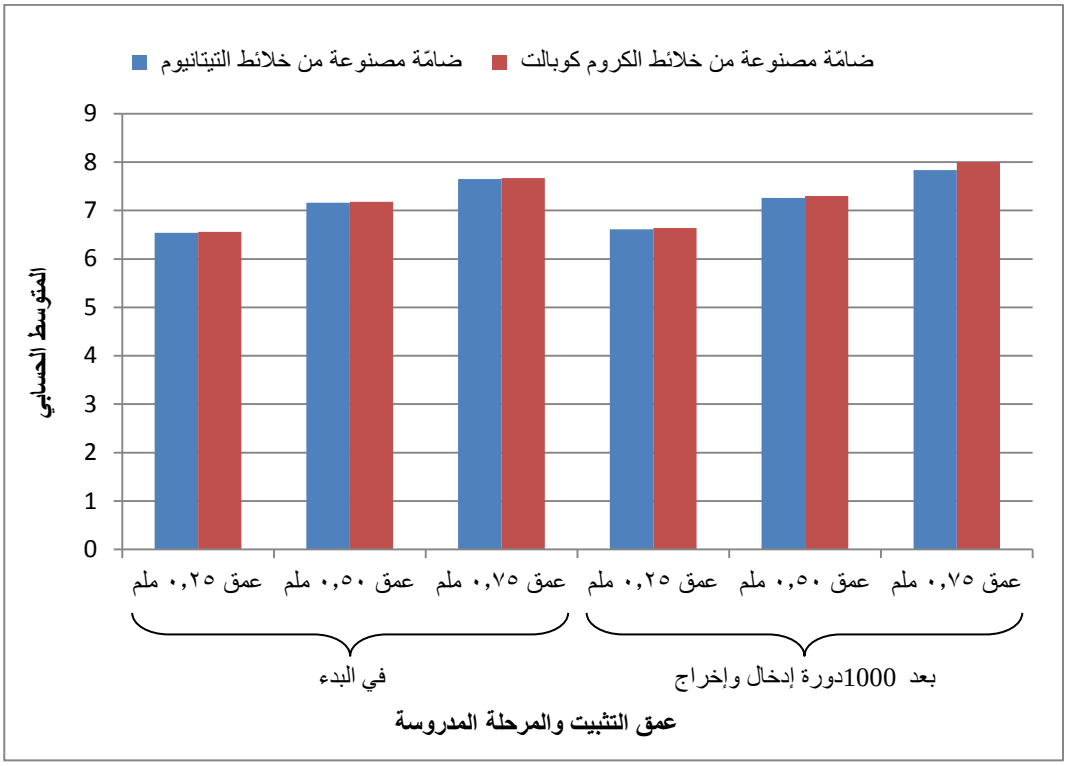
1. دراسة تأثير نوع الضامّة المستعملة على مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (30) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.

المتغير المدروس = مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم)								
المرحلة	عمق التثبيت	نوع الضامّة المستعملة	عدد الضامّات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
في البدء	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	6.54	0.026	0.008	6.5	6.58
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	6.56	0.022	0.006	6.5	6.58
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	7.16	0.039	0.011	7.11	7.23
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	7.18	0.040	0.012	7.1	7.23
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	7.65	0.036	0.010	7.6	7.7
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	7.67	0.033	0.010	7.61	7.71
بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	6.61	0.030	0.009	6.57	6.66
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	6.64	0.021	0.006	6.59	6.67
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	7.26	0.035	0.010	7.22	7.33
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	7.30	0.045	0.013	7.2	7.36
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	12	7.83	0.039	0.011	7.77	7.89
		ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	12	8.00	0.032	0.009	7.94	8.03



مخطط رقم (11) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:*

جدول رقم (31) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لعمق التثبيت والمرحلة المدروسة.

المتغير المدروس = مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم)							
المرحلة المدروسة	عمق التثبيت	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
في البدء	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	-2.001	22	-0.02	0.01	0.058	لا توجد فروق دالة
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	-1.447	22	-0.02	0.02	0.162	لا توجد فروق دالة
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	-1.364	22	-0.02	0.01	0.186	لا توجد فروق دالة
بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	-2.440	22	-0.03	0.01	0.023	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	-2.171	22	-0.04	0.02	0.041	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	-11.540	22	-0.17	0.01	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05 في البدء مهما كان عمق التثبيت المدروس، أي إنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت.

أما بعد 1000 دورة إدخال وإخراج مهما كان عمق التثبيت المدروس فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن قيم مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة الضامّات المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في كل من مجموعة الضامّات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم ومجموعة الضامّات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم ومجموعة الضامّات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم على حدة في عينة دراسة قوة التثبيت.

2. دراسة تأثير المرحلة المدروسة على مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار

المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس كما يلي:

- إحصاءات وصفية:

جدول رقم (32) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت.

المتغير المدروس = مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم)								
عمق التثبيت	نوع الضامّة المستعملة	المرحلة المدروسة	عدد الضامّات	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	في البدء	12	6.54	0.026	0.008	6.5	6.58
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	6.61	0.030	0.009	6.57	6.66
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	في البدء	12	6.56	0.022	0.006	6.5	6.58
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	6.64	0.021	0.006	6.59	6.67
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	في البدء	12	7.16	0.039	0.011	7.11	7.23
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	7.26	0.035	0.010	7.22	7.33
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	في البدء	12	7.18	0.040	0.012	7.1	7.23
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	7.30	0.045	0.013	7.2	7.36
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	في البدء	12	7.65	0.036	0.010	7.6	7.7
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	7.83	0.039	0.011	7.77	7.89
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	في البدء	12	7.67	0.033	0.010	7.61	7.71
		بعد 1000 دورة إدخال وإخراج	12	8.00	0.032	0.009	7.94	8.03



مخطط رقم (12) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) في عينة دراسة قوة التثبيت وفقاً للمرحلة المدروسة ونوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة:*

جدول رقم (33) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المترابطة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) في عينة دراسة قوة التثبيت، وذلك وفقاً لنوع الضامّة المستعملة وعمق التثبيت المدروس.

المقارنة في قيم مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين المرحلتين: بعد 1000 دورة إدخال وإخراج – في البدء						
عمق التثبيت	نوع الضامّة المستعملة	الفرق بين المتوسطين	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	0.07	29.737	11	0.000	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	0.08	31.000	11	0.000	**توجد فروق دالة**
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	0.10	33.358	11	0.000	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	0.12	32.357	11	0.000	**توجد فروق دالة**
ضامّة مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	ضامّة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	0.18	48.744	11	0.000	**توجد فروق دالة**
	ضامّة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	0.33	47.690	11	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05 مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات موجبة نستنتج أن قيم مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة (بالملم) بعد 1000 دورة إدخال وإخراج كانت أكبر منها في البدء، وذلك مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس في عينة دراسة قوة التثبيت.

6.2.3. دراسة قوة الشدّ وقيم معامل المرونة:

تم قياس كل من قيم الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) وقيم معامل المرونة لكل قطعة من القطع المدروسة في عينة دراسة قوى الشدّ ثم تمت دراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على قيم كل من الإجهاد الأعظمي وقيم معامل المرونة وكانت نتائج التحليل كما يلي:

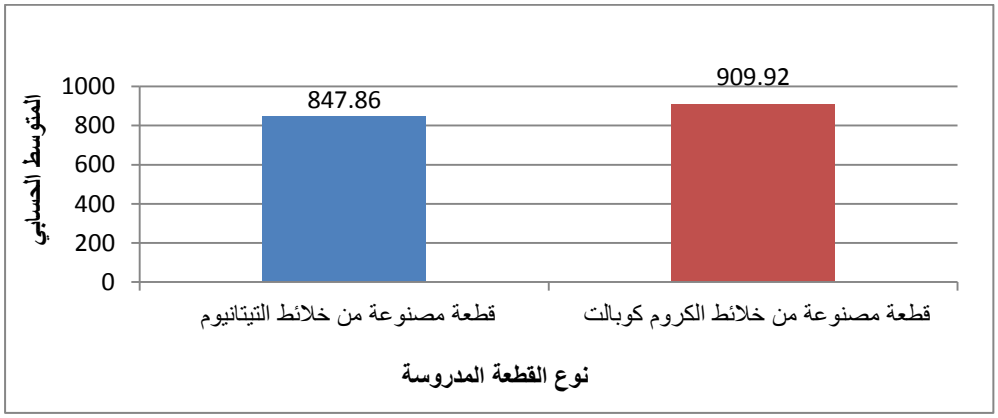
1. دراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على مقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال):

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (34) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

المتغير المدروس	نوع القطعة المدروسة	عدد القطع	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
مقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال)	قطعة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	30	847.86	3.62	0.66	842.86	856.12
	قطعة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	30	909.92	5.33	0.97	901.55	916.98



مخطط رقم (13) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:*

جدول رقم (35) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ.

المتغير المدروس	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
مقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال)	-52.783	58	-62.07	1.18	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار قوى الشدّ (بالميغاباسكال) بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين سالبة نستنتج أن قيم مقدار الإجهاد الأعظمي (بالميغاباسكال) في مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ.

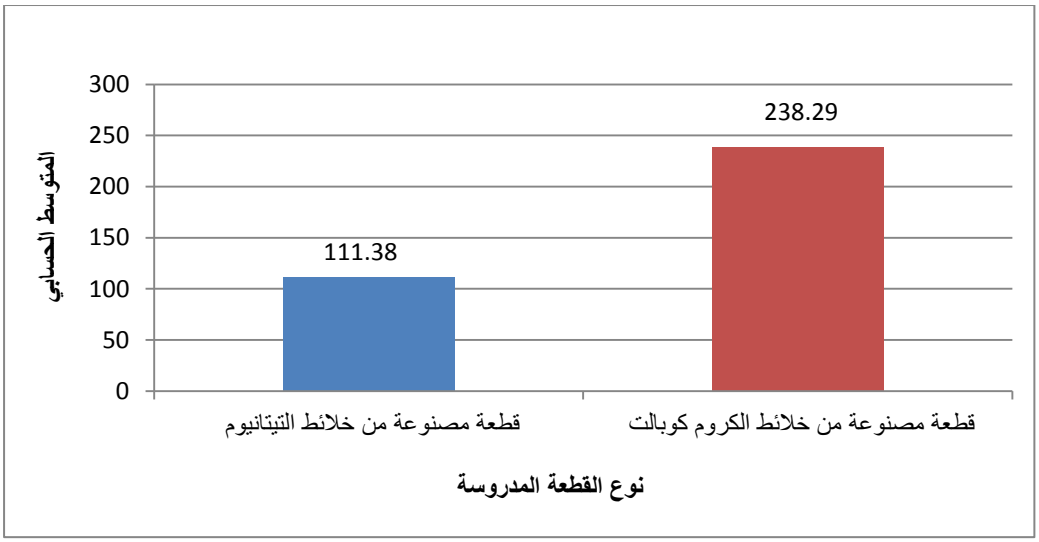
2. دراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على مقدار معامل المرونة:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار معامل المرونة E بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (36) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار معامل المرونة E في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

المتغير المدروس	نوع القطعة المدروسة	عدد القطع	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
مقدار معامل المرونة E	قطعة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	30	111.38	9.31	1.70	98.3	128.84
	قطعة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	30	238.29	42.62	7.78	181.43	342.98



مخطط رقم (14) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار معامل المرونة E في عينة دراسة قوى الشدّ وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:*

جدول رقم (37) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار معامل المرونة E بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ.

المتغير المدروس	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
مقدار معامل المرونة E	-15.934	58	-126.91	7.96	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي إنه عند

مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار معامل المرونة E بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين سالبة نستنتج أن قيم مقدار معامل المرونة E في مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة قوى الشدّ.

7.2.3. دراسة القساوة:

تم قياس قيم القساوة لكل قطعة من القطع المدروسة في عينة دراسة القساوة ثم تمت دراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على قيم مقدار القساوة في عينة دراسة القساوة وكانت نتائج التحليل كما يلي:

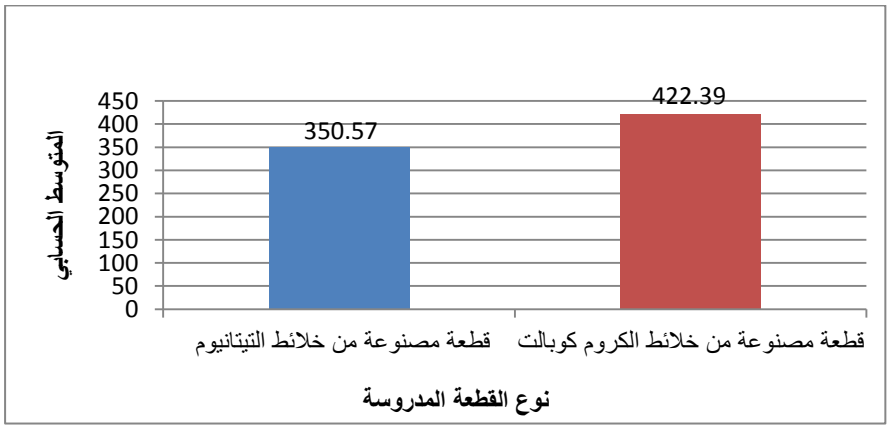
1. دراسة تأثير نوع القطعة المدروسة على مقدار القساوة:

تم إجراء اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار القساوة بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة القساوة كما يلي:

- *إحصاءات وصفية:*

جدول رقم (38) يبين المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري لمقدار القساوة في عينة دراسة القساوة وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

المتغير المدروس	نوع القطعة المدروسة	عدد القطع	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
مقدار القساوة	قطعة مصنوعة من خلائط التيتانيوم	30	350.57	15.23	2.78	316.4	373.02
	قطعة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت	30	422.39	17.04	3.11	389.06	464.04



مخطط رقم (15) يمثل المتوسط الحسابي لمقدار القساوة في عينة دراسة القساوة وفقاً لنوع القطعة المدروسة.

- *نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة:*

جدول رقم (39) يبين نتائج اختبار T ستيودنت للعينات المستقلة لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقدار القساوة بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة القساوة.

المتغير المدروس	قيمة t المحسوبة	درجات الحرية	الفرق بين المتوسطين	الخطأ المعياري للفرق	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
مقدار القساوة	-17.210	58	-71.82	4.17	0.000	**توجد فروق دالة**

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05، أي إنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار القساوة بين مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة القساوة، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين سالبة نستنتج أن قيم مقدار القساوة في مجموعة القطع المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة القطع المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت في عينة دراسة القساوة.

الباب الرابع

المناقـشة

4 Discussions

هدف البحث الحالي إلى تحري إمكانية استعمال خلائط التيتانيوم في صنع الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة كبديل مثالي عن خلائط الكروم كوبالت، التي تعتبر الخلائط القياسية والأشهر في صنع قواعد الأجهزة الجزئية المتحركة حتى أيامنا هذه، من خلال إجراء مقارنة لبعض الخواص السريرية والمخبرية والنسيجية والتي تعتبر من المتطلبات الأساسية لأي تعويض متحرك ناجح.

1.4. مناقشة دقة انطباق الوصلة الرئيسية:

من خلال المراجعة الأدبية الطبية السنية، لم يكن هناك تقارير سريرية لمقارنة دقة انطباق الهياكل المعدنية المصنوعة من خلائط التيتانيوم وتلك المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، على الرغم من ذلك كان هناك بعض التقارير التي تشير إلى أن دقة انطباق هياكل التيتانيوم مقبولة سريرياً (Yamauchi et al. 1988; Jang et al. 2001).

أجريت دراسة دقة انطباق الوصلة الرئيسية من نوع الصفيحة الحنكية الكاملة على عشرة مرضى درد جزئي علوي من الصنف الأول لكينيدي، حيث تعتبر مشكلة عدم انطباق الصفيحة الحنكية للجهاز الجزئي المتحرك العلوي من أغلب المشاكل التي تناولتها الدراسات المتعلقة بدقة انطباق الأجهزة الجزئية المتحركة.

تم مراعاة الحصول على طبعة نهائية دقيقة، ولذا تم اختيار تقنية الطبعة المجزأة الوظيفية، والتي تسمح بأخذ طبعة للحواف الدهليزية والمنطقة الخلفية من قبة الحنك بشكل أكثر دقة (Grasso and Miller 1991)، إضافة إلى أن الأجهزة المصنوعة بهذه التقنية لا تطبق فعل العتلة على الدعامات السنية، وتقوم بعمل مساج للنسج الداعمة للجهاز وتنشط الدورة

الدموية مما يبقي النسج الحاملة للجهاز في حالة صحية جيدة وسليمة (الحكيم و وزير 2007).

تم صنع هيكلين معدنيين لكل مريض من المرضى العشرة، واحد من خلائط الكروم كوبالت والآخر من خلائط التيتانيوم، وقد استعمل خليط تيتانيوم من نوع Ti-6Al-7Nb نظراً للتأثير السمي لعنصر الفناديوم في خلائط Ti-6Al-4V، بالإضافة إلى أن هذا الخليط يحوز حالياً على اهتمام معظم الباحثين في مجال غرس الأسنان والتعويضات الثابتة والمتحركة نظراً لخواصه الحيوية والفيزيامیكانيكية المحببة. وقد تم تصنيع الهيكلين المعدنيين على نفس المثال الجبسي الرئيسي، إجراء كهذا سمح لنا بحصر التغير في دقة انطباق الهيكل المعدني على المثال الجبسي وضمن فم المريض بالخليط المعدني المستعمل كون بقية العوامل ثابتة بين الهيكلين.

تم حفر ست حفيرات على المثال الجبسي الرئيسي في منطقة متوسطة من قبة الحنك وقليلة التبدل بعمق 0.50 ملم، وهو العمق الموصى به للميزاب Bead على حدود الوصلات الرئيسية العلوية، هذا الإجراء مكننا من الحصول على رقاقتين مطاطيتين منطبقتين تماماً في الأبعاد ومن المنطقة نفسها ولكن بثخانة مختلفة، وقد استعمل في تحري دقة الانطباق مطاط رخو ذو قوام رقيق جداً مما سمح لنا بتحري أدنى تغيير ممكن في دقة الانطباق. كما استعمل ميزان الكتروني حساس بدقة 0.0001 غرام لوزن الرقاقات المطاطية، الأمر الذي جعل من الممكن قياس أدنى تغير في وزن الرقاقات المطاطية.

أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية وجود فروق دالة إحصائياً في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة على المثال الجبسي وفي فم المريض بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط

التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت (جدول 12)، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن قيم وزن الرقاقة المطّاطيّة في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، وذلك مهما كان موقع القياس (على المثال الجبسي، في فم المريض)، أي إن دقة انطباق الهياكل المعدنية المصنوعة من خلائط التيتانيوم على المثال الجبسي وفي فم المريض كانت أفضل من الهياكل المعدنية المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت.

يمكن أن يعزى السبب في ذلك إلى التقلص الخطي الكبير نسبياً الناتج عن عملية صب خلائط الكروم كوبالت (حوالي 2.3 %)، في حين أن التقلص الخطي المرافق لعملية صب خلائط التيتانيوم، والمشابه لتقلص خلائط الذهب من النمطين الثالث والرابع، حوالي (1.5%).

كما أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية وجود فروق دالة إحصائياً في متوسط وزن الرقاقة المطّاطيّة بين موقعي القياس المدروسين (على المثال الجبسي، في فم المريض) في كل من مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت على حدة (جدول 14)، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن قيم وزن الرقاقة المطّاطيّة في فم المريض كانت أكبر منها على المثال الجبسي في كل من مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت على حدة، أي إن دقة انطباق الهياكل المعدنية لكلٍ من خلائط التيتانيوم وخلائط الكروم كوبالت على المثال الجبسي أفضل منها في فم

المريض.

نستبعد هنا أن يكون الخليط المعدني المستعمل هو المسبب في هذا الفرق في دقة الانطباق بين المثال الجبسي وفم المريض في الهيكل المعدني نفسه، ويمكن أن نعزو السبب إلى الانضغاطية المتفاوتة للنسج أثناء أخذ الطبعة، بالإضافة إلى التغيرات البعدية لكلٍ من الجبس الذي صب منه المثال الرئيسي والمادة الناسخة للمثال الجبسي. على أية حال كانت الإجراءات السريرية واحدة، وتم صنع الهيكلين على المثال الجبسي نفسه، كما تم استعمال الجبس نفسه والمادة الناسخة لكلا الخليطين، لحصر الفروق في دقة الانطباق بالخليط المعدني المستعمل.

نتفق في دراستنا مع دراسة الباحثين Rentanen و Eerikainen (Rantanen and Eerikainen 1986) من حيث وجود فراغ بين الصفيحة الحنكية المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت وقبة الحنك في كلٍ من المثال الجبسي وفم المريض، وأن انطباق الصفيحة على الأمثلة الجبسية أكثر دقة من انطباقها في فم المريض.

كما نتفق مع دراسة الباحث Blackman وزملائه (Blackman et al. 1991) ودراسة الباحثة Diwan وزملائها (Diwan et al. 1997) من حيث إن الوصلات الرئيسية للهيكل المعدني العلوي المصنوع من خلائط الكروم كوبالت لا تنطبق بشكل تام على المثال الجبسي، وأن هناك فراغاً بين الصفيحة الحنكية وقبة الحنك في المناطق الوسطى من قبة الحنك.

أيضاً نتفق مع دراسة الباحث Yamauchi وزملائه في أن أجهزة التيتانيوم تنطبق بشكل جيد على النسج الفموية(Yamauchi et al. 1988).

في حين نختلف مع دراسة الباحث Jang وزملائه من ناحية عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائية بين أجهزة التيتانيوم وأجهزة الكروم كوبالت من حيث دقة انطباق الهيكل على المثال الجبسي، والسبب في هذا الاختلاف يعود لكون الباحثين استعملوا الراتنج الأكريلي ذاتي التماثر لتحري دقة الانطباق وبالتالي قوامه الثخين لا يسمح له بالانسياب والخروج كما يفعل المطاط الرخو المستعمل في دراستنا، مما يسبب عدم أخذ الجهاز مكانه بدقة على المثال الجبسي، وينتج عن ذلك قيمة غير حقيقية لدقة الانطباق(Jang et al. 2001).

2.4. مناقشة سلامة الغشاء المخاطي الفموي:

أجريت دراسة الفحص العياني للغشاء المخاطي الفموي المغطى بقاعدة الجهاز لتحري تأثير استعمال الأجهزة المدروسة وزمن استعمالها على سلامة الغشاء المخاطي الداعم لها، شملت الدراسة عشرين مريضاً ومريضة أعمارهم بين 42 و63 عاماً بحاجة إلى المعالجة بجهاز جزئي متحرك علوي، عشرة مرضى استعملوا أجهزة مصنوعة من خلائط التيتانيوم وعشرة مرضى استعملوا أجهزة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت.

وقد أجري الفحص العياني على ثلاث مراحل عند تسليم الجهاز، والتي تعتبر بمثابة مرحلة مرجعية للمراحل التالية للمقارنة بها، وبعد 3 أشهر، لتحري تأثير استعمال الأجهزة المدروسة على سلامة الغشاء المخاطي، وبعد 6 أشهر، لتحري تأثير مدة استعمال الأجهزة المدروسة على زيادة أو نقصان درجة سلامة الغشاء المخاطي.

أجري الفحص العياني من قبل ثلاثة أطباء من قسم التعويضات المتحركة، كل منهم على حدة لضمان دقة التقييم، كما تم تطبيق مبدأ التعمية Blind assessment على الفاحصين،

فلم يتم إخبارهم بنوع الجهاز الذي يرتديه المريض، لكي لا تؤثر المعلومات والخبرات السابقة للفاحص على نتيجة التقييم.

وقد أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية وجود فروق دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بعد ثلاثة أشهر، وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز بين مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، ومجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت (جدول 18)، وبدراسة قيم متوسطات الرتب نستنتج أن درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بعد ثلاثة أشهر، وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، كانت أعلى منها في مجموعة الأجهزة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، أي إن صحة وسلامة الغشاء المخاطي الفموي عند المرضى الذين ارتدوا أجهزة مصنوعة من خلائط التيتانيوم، كانت أفضل من الغشاء المخاطي لدى المرضى الذين ارتدوا أجهزة مصنوعة من خلائط الكروم كوبالت وذلك بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال الأجهزة. على الرغم من ذلك لم تظهر النتائج حالات متوسطة أو شديدة لتدهور سلامة الغشاء المخاطي في كلا النوعين من الأجهزة (جدول 16).

كما بينت النتائج عدم وجود فروق دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترات الزمنية الثلاث المدروسة لدى مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم (جدول 20)، في حين كان هناك فروق ثنائية دالة إحصائياً في تكرارات درجة سلامة الغشاء المخاطي الفموي بين الفترة الزمنية (عند تسليم الجهاز)، وكل من الفترتين الزمنيتين (بعد ثلاثة أشهر، بعد ستة أشهر من استعمال الجهاز) لدى مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت، في حين لم يكن هناك فروق دالة إحصائياً بين الفترتين بعد 3 أشهر، وبعد 6

أشهر من استعمال الجهاز (جدول 21)، أي إن سلامة وصحة الغشاء المخاطي الفموي عند مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم لم تتأثر خلال 6 أشهر من استعمال الأجهزة، في حين ساءت صحة الغشاء المخاطي لدى مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت خلال الأشهر الثلاثة الأولى من استعمال الجهاز، ولم تسهم زيادة مدة استعمال الجهاز في تفاقم حالة الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز.

ويمكننا تفسير النتائج السابقة في المقام الأول إلى أن أجهزة التيتانيوم أكثر تقبلاً حيوياً، ومن الممكن أن يكون مرضى أجهزة الكوبالت عانوا من حساسية طفيفة لمكونات هذا الخليط والتي ظهرت على شكل ردود فعل التهابية خفيفة على الغشاء المخاطي، بالإضافة لذلك قد يكون الانطباق الأفضل لأجهزة خلائط التيتانيوم لعب دوراً في توزيع الجهود بشكل متساوٍ على كامل سطح الغشاء المخاطي، في حين تم تطبيق جهود إضافية على بعض المناطق من الغشاء المخاطي في أجهزة خلائط الكروم كوبالت.

قد تكون أيضاً طبقة الحماية المؤكّسدة على سطح أجهزة التيتانيوم منعت تشكل اللويحة الجرثومية وانطلاق ذيفانات الجراثيم المهيجة للغشاء المخاطي، في حين لا تمتلك أجهزة خلائط الكروم كوبالت خاصية مماثلة.

على أية حال نعتقد بأن التعليمات المعطاة للمرضى للعناية بأجهزتهم، وبالصحة الفموية والتزامهم بها خلال فترة استعمال الجهاز اسهمت في استقرار حالة الغشاء المخاطي الفموي والتقليل من تأثير اللويحة الجرثومية وبقيت العوامل المؤثرة محصورة بالتأثير الميكانيكي والحيوي للأجهزة إلى حد كبير نسبياً.

نتفق في دراستنا مع دراسة كلٍ من الباحث Love وزملائه (Love et al. 1967) والباحثين

Jani و Bhargava (Jani and Bhargava 1976) والباحث Turker زملائه (Turker et al. 2010) في أن الانطباق الأفضل للأجهزة المتحركة يقلل من المظاهر الالتهابية للغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز.

كما نتفق مع دراسة الباحث Yamauchi وزملائه (Yamauchi et al. 1988) ودراسة الباحث Könönen وزملائه (Könönen et al. 1995) في أن الأجهزة المتحركة المصنوعة من التيتانيوم حافظت على سلامة النسج الحاملة للجهاز بفضل طبقة الأكاسيد التي تؤمن حماية عالية مكافحة للجراثيم.

3.4. مناقشة تقرن الغشاء المخاطي الفموي:

من خلال مراجعتنا الأدبية السنية، لم يكن هناك تقارير سريرية حول تأثير استعمال الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم على درجة تقرن الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز، لذا قد تكون هذه الدراسة ذات أهمية للباحثين وبشكل أكبر للأطباء الممارسين بحيث تسمح لهم باختيار المعالجة المثلى للمريض.

أجريت هذه الدراسة على نفس مرضى دراسة سلامة الغشاء المخاطي، وقد تم أخذ اللطاخات من المرضى بواسطة سباتيول ذي رأس كليل مع تطبيق ضغط خفيف وذلك حرصاً على الحصول على خلايا الطبقة السطحية فقط وعدم شمول الطبقات العميقة من البشرة، وقد تم أخذ اللطاخات من المنطقة نفسها من قبة الحنك الصلب في المراحل الثلاث (عند تسليم الجهاز للمريض، وبعد ثلاثة أشهر، وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز)، وذلك يساعد في الحصول على نتائج أدق للتغيرات البنيوية للطبقة السطحية لهذه المنطقة، فيمكن لمنطقة

أخرى من قبة الحنك الصلب أن تحتوي على نسب تراكيب خلوية مختلفة.

يغطي قبة الحنك الصلب عند الأشخاص الطبيعيين غشاء مخاطي ماضغ متقرن بالكامل، وتكون الطبقة السطحية المتقرنة من الظهارة مؤلفة في غالبيتها من خلايا كاملة التقرن، مع نسب قليلة من الخلايا نظيرة التقرن، والخلايا غير المتقرنة، وبعض الخلايا الأخرى.

لذا كان هدف هذه الدراسة تحري تأثير استعمال الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم وتلك المصنوعة خلائط الكروم كوبالت على تقرن الغشاء المخاطي لقبة الحنك المغطى بقاعدة الجهاز، وذلك من خلال معرفة التغير في نسب الخلايا المكونة للطبقة السطحية المتقرنة لهذا الغشاء.

وقد أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية أنه بعد ثلاثة أشهر من استعمال الأجهزة كان هناك فروق ذات دلالة إحصائية في متوسط نسب كلٍ من الخلايا كاملة التقرن، ونظيرة التقرن، وغير المتقرنة، في حين اقتصرت الفروق ذات الدلالة الإحصائية بعد ستة أشهر من استعمال الأجهزة على متوسط نسب كلٍ من الخلايا كاملة التقرن، ونظيرة التقرن (جدول 23)، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أنه بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من استعمال الجهاز كانت نسبة الخلايا المتقرنة بالكامل لدى مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم أكبر بحوالي 41– 44 % من مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت، ونسبة الخلايا نظيرة التقرن لدى مرضى أجهزة التيتانيوم أقل بحوالي 36 % من مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت، ونسبة الخلايا غير المتقرنة لدى مرضى أجهزة التيتانيوم أقل بحوالي 7 % من مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت، أي إنه خلال ستة أشهر من استعمال الأجهزة، سببت أجهزة خلائط الكروم كوبالت نقصاناً كبيراً في التقرن الكامل للغشاء المخاطي حيث

بلغت نسبة الخلايا المتقرنة بالكامل حوالي 28% مع زيادة ملحوظة في نسبة الخلايا نظيرة التقرن لتصل لحوالي 50%، في حين لم يحدث تغير ملحوظ في تقرن الغشاء المخاطي مع أجهزة خلائط التيتانيوم، حيث بلغت نسبة الخلايا المتقرنة بالكامل حوالي 70%، ونسبة الخلايا نظيرة التقرن حوالي 15% (جدول 22).

كما أشارت النتائج إلى عدم وجود فروق ذات دلالة إحصائية في نسب انواع الخلايا الثلاث في الفترة الواقعة بين بعد 3 أشهر من استعمال الجهاز، وبعد 6 أشهر من استعمال الجهاز (جدول 25)، أي إن زيادة مدة استعمال الأجهزة لم تسهم بشكل واضح في زيادة أو نقصان درجة تقرن الغشاء المخاطي.

يمكن أن نعزو السبب في نقصان التقرن إلى أن الأجهزة حجبت الغشاء المخاطي لقبة الحنك المغطى بقاعدة الجهاز عن التأثيرات الميكانيكية للطعام واللسان والتأثيرات المختلفة للحفرة الفموية، والتي تعتبر العوامل المحفزة لتقرن هذا الغشاء.

أما سبب النقصان الكبير في التقرن لدى مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت في حين لم يحدث ذلك مع مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم، فيعود في الغالب إلى تماس صميمي أكبر لأجهزة التيتانيوم مع الغشاء المخاطي مما اسهم في تطبيق جهود ميكانيكية على كامل سطح الغشاء المخاطي، وهذا الأمر حفز التقرن بشكل مشابه للتأثيرات الميكانيكية للطعام واللسان.

من المهم ذكره هنا، أن الطبقة السطحية المتقرنة تلعب دوراً دفاعياً ضد دخول الجراثيم وذيفاناتها إلى الطبقات الأعمق من البشرة، بالإضافة إلى أنها تحمي الطبقات العميقة من البشرة عن التأثيرات الحرارية والكيماوية، وبالتالي فإن النقصان الشديد للتقرن سيسبب زوال

الحماية، ويجعل الغشاء المخاطي عرضة للتأثيرات المختلفة، مما قد يسبب ردود فعل التهابية في الغشاء المخاطي، وهذا قد يفسر ما توصلنا إليه سابقاً حول تدهور سلامة الغشاء المخاطي لدى مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت، في حين لم يحدث ذلك مع مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم.

نتفق في دراستنا مع دراسة كلٍ من الباحث Ostlund (Ostlund 1958) والباحثة Al-Ani وزملائها (Al-Ani et al. 1966) والباحث Smitt (Smitt 1973) والباحث Watson (Watson 1978) والباحث Lindholm وزملائه (Lindholm et al. 1982) والباحثين Sharma and Mirza (Sharma and Mirza 1986) والباحثين Harinasuta and Howlett (Harinasuta and Howlett 1992) في أن الأجهزة المتحركة تسبب نقصاناً في التقرن الكامل للغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز، وأن نسبة الخلايا المتقرنة بالكامل تنقص في حين تزداد نسبة الخلايا نظيرة التقرن.

في حين نختلف في دراستنا مع دراسة كلٍ من الباحثين Kapur and Shklar (Kapur and Shklar 1963) والباحث Turck (Turck 1965) والباحثين Jani and Bhargava (Jani and Bhargava 1976) الذين أشاروا إلى أن الأجهزة المتحركة تسبب زيادة في تقرن الغشاء المخاطي الفموي المغطى بقاعدة الجهاز، والاختلاف يعود إلى كون الباحثين قاسوا ثخانة الطبقة السطحية المتقرنة فقط من خلال خزعات نسيجية دون تحري نسب الخلايا المتقرنة بالكامل في التركيب الخلوي لهذه الطبقة، وبالتالي قد لا تعبر زيادة ثخانة الطبقة السطحية عن زيادة في نسبة الخلايا كاملة التقرن.

4.4. مناقشة مقدار التثبيت في الضامات:

هدفت هذه الدراسة لتحري مقدار التثبيت الأولي في الضامات والتغيير الذي يطرأ على مقدار التثبيت بعد 1000 دورة من الإدخال والإخراج في كلٍ من ضامات خلائط التيتانيوم وضامات خلائط الكروم كوبالت، هذا العدد من الدورات يعادل تقريباً سنة من الاستعمال السريري للجهاز، أي بمعدل 3 مرات يومياً يقوم فيها المريض بإخراج الجهاز من فمه لغسله وتنظيفه بعد كل وجبة طعامية، ثم يعيده إلى فمه. في الحقيقة واجهنا بعض الصعوبة في إنجاز حوالي 72000 دورة إدخال وإخراج يدوياً (72 ضامة)، في حين كان من الممكن إنجاز عدد أكبر من الدورات في حال توفر جهاز آلي (على سبيل المثال: 360000 دورة بشكل مماثل لخمس سنوات من الخدمة السريرية)، على أية حال لم يؤثر ذلك على دقة النتائج ومدلولاتها ولكن كان بالإمكان الحصول على تصور للاستعمال الطويل الأمد للأجهزة. وقد تم إجراء دورات الإدخال والإخراج في بيئة رطبة مشابهة للبيئة الفموية حاوية على اللعاب الصناعي للتقليل من تأثير معامل الاحتكاك بين الضامات والدعامة المعدنية على مقدار قوة التثبيت في الضامات.

بينت النتائج أنه عند البدء لم يكن هناك فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار قوة التثبيت بين ضامات خلائط التيتانيوم وضامات خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس (0.25 – 0.50 – 0.75 ملم)، أما بعد 1000 دورة من الإدخال والإخراج فقد كان هناك فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار قوة التثبيت بين ضامات خلائط التيتانيوم و ضامات خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس (جدول 27)، وبدراسة الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات نستنتج أنه عند عمقي التثبيت 0.25 – 0.50 ملم

كان مقدار التثبيت في ضامات خلائط الكروم كوبالت أكبر من ضامات خلائط التيتانيوم، في حين عند عمق تثبيت 0.75 ملم كان مقدار التثبيت في ضامات خلائط التيتانيوم أكبر من ضامات خلائط الكروم كوبالت.

كما أظهرت النتائج وجود فروق ثنائية دالة إحصائيا في متوسط مقدار قوة التثبيت بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس (جدول 29) ، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن مقدار قوة التثبيت بعد 1000 دورة إدخال وإخراج كانت أصغر منها في البدء، وذلك مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت، أي إن جميع ضامات كلٍ من خلائط التيتانيوم، وخلائط الكروم كوبالت عانت من نقصانٍ في مقدار التثبيت بعد 1000 دورة من الإدخال والإخراج، ولكن ضامات خلائط الكروم كوبالت عانت من نقصانٍ أقل في قوة التثبيت عند عمقي تثبيت 0.25 –0.50 ملم، في حين كان نقصان التثبيت أقل في ضامات خلائط التيتانيوم عند عمق تثبيت 0.75 ملم.

يمكن أن نعزو نقصان قوة التثبيت في جميع الضامات بعد 1000 دورة إدخال وإخراج إلى أن جميع الضامات عانت من تشوه دائم اختلفت درجته بحسب عمق التثبيت المستعمل والخواص الميكانيكية لكل خليط، فعند عمقي التثبيت 0.25 – 0.50 ملم اسهمت الصلابة الكبيرة لخلائط الكروم كوبالت في تحقيق تفوق في قوة التثبيت على ضامات خلائط التيتانيوم، في حين سببت هذه الصلابة الكبيرة حدوث تشوه كبير في الضامات عند عمق 0.75 ملم وبالتالي ابتعاد الذراع المثبت عن الدعامة المعدنية ونقصان مقدار التثبيت، في الوقت الذي سمحت مرونة خلائط التيتانيوم للضامات بالمرور نحو عمق تثبيت 0.75 ملم

دون أن تتشوه بشكل كبير؛ مما حقق قيم تثبيت أكبر من ضامات خلائط الكروم كوبالت، على أية حال هناك حاجة إلى دراسة مقدار التشوه الحاصل لذراع الضامة المثبت لتأكيد هذا الاعتقاد.

نتفق في دراستنا مع دراسة الباحثين Ghani and Mahood (Ghani and Mahood 1990) من حيث حدوث نقصان في التثبيت في الضامات بعد مدة من استعمال الجهاز.

كما نتفق مع دراسة الباحث Bridgeman وزملائه (Bridgeman et al. 1997) في أن فقدان التثبيت في ضامات التيتانيوم عند عمق 0.75 أقل من ضامات خلائط الكروم كوبالت، وفي أن ضامات خلائط التيتانيوم مواد مناسبة لصنع ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة.

نتفق أيضاً مع دراسة الباحث Rodrigues وزملائه (Rodrigues et al. 2002) في أن قوة الثبيت لضامات خلائط التيتانيوم عند عمقي تثبيت 0.25 و 0.50 ملم أقل من خلائط الكروم كوبالت.

كذلك نتفق مع دراسة الباحث Cheng وزملائه (Cheng et al. 2010) في وجود علاقة عكسية بين قوة التثبيت ومدة استعمال الأجهزة، وأن قوة التثبيت المتبقية لضامات خلائط الكروم كوبالت مرضية لمتطلبات الاستعمال السريري.

في حين نختلف في دراستنا مع دراسة الباحث Tse وزملائه (Tse et al. 2006) في أن قوة التثبيت في ضامات التيتانيوم تعادل نصف قوة التثبيت في ضامات خلائط الكروم كوبالت، ويعود هذا الاختلاف إلى أن طريقة إجراء اختبار مقدار التثبيت مختلفة، حيث استعمل الباحثون كرة معدنية بدلاً من الدعامة المعدنية المستعملة في دراستنا، وتم الشد أفقياً

في مستوى الذراع المثبت وهذ أمر لا يحدث في الواقع السريري.

كما نختلف مع دراسة الباحث Rodrigues وزملائه (Rodrigues et al. 2008) في أن ضامات التيتانيوم أظهرت قوة تثبيت أقل من خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت، والسبب في هذا الاختلاف يعود إلى نوع الضامة المستعملة، فلقد استعمل الباحثون ضامات من نوع روتش T-bar في حين استعملنا ضامات إيكرز الأكثر استعمالاً سريرياً، والمعتمدة من قبل أغلب الدراسات، في حين نتفق معهم في أن الضامات حافظت على مقدرتها على التثبيت طيلة فترة الاختبار.

5.4. مناقشة التشوه الدائم في الضامات:

أجريت هذه الدراسة لتحري مقدار التشوه الدائم في ذراع الضامة المثبت نتيجة مروره المتكرر فوق المحيط الكبير للدعامة الموافق لخط الإدخال المحدد أثناء عمليات الإدخال والإخراج. بشكل مثالي يجب على نهاية ذراع الضامة المثبت أن تحافظ على تماسها مع منطقة التثبيت بعد مرورها فوق المحيط الكبير واستقرار الجهاز في مكانه. ولكن مع عمق تثبيت كبير (0.75 ملم)، يجب على الخليط المستعمل في صنع الضامة أن يمتلك مرونة كافية ليتمكن من المحافظة على هذا التماس، وفي حال عدم توفر هذه المرونة فأن نهاية ذراع الضامة المثبت ستعاني من التشوه الدائم ولن تكون بتماس مع منطقة التثبيت وبالتالي ستزداد المسافة بين نهاية ذراع الضامة المثبت، ونهاية ذراع التكافؤ؛ ولذلك قمنا بقياس المسافة بين نهاية ذراع الضامة المثبت ونهاية ذراع التكافؤ لتحري مقدار التشوه الدائم الذي تعانيه ضامات كلا الخليطين عند أعماق التثبيت المدروسة.

وقد أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية أنه قبل إجراء دورات الإدخال والإخراج لم يكن هناك فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة بين ضامات خلائط التيتانيوم، وضامات خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس، أما بعد إجراء دورات الإدخال والإخراج فقد كان هناك فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة بين ضامات خلائط التيتانيوم وضامات خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة نستنتج أن مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة في ضامات خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في ضامات خلائط الكروم كوبالت مهما كان عمق التثبيت المدروس (جدول 31). أي إن التشوه الدائم في ضامات خلائط التيتانيوم بعد 1000 دورة إدخال وإخراج كان أقل من ضامات خلائط الكروم كوبالت وذلك عند أعماق التثبيت الثلاثة المدروسة 0.25 – 0.50 –0.75 ملم.

كما أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية وجود فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة بين المرحلتين المدروستين (في البدء، بعد 1000 دورة إدخال وإخراج) مهما كان نوع الضامّة المستعملة ومهما كان عمق التثبيت المدروس (جدول 33)، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات موجبة نستنتج أن قيم مقدار المسافة بين ذراعي الضامّة بعد 1000 دورة إدخال وإخراج كانت أكبر منها في البدء، أي إن جميع الضامات لكلا الخليطين عانت من تشوه دائم بعد 1000 دورة إدخال وإخراج.

أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية أيضاً أن التغير الأكبر في المسافة بين ذراعي الضامة (التشوه الدائم) كان لدى ضامات خلائط الكروم كوبالت عند عمق تثبيت 0.75 (حوالي

0.33 ملم) فيما تراوحت بقية القيم بين (0.7 – 0.18 ملم) (جدول 33)، وهذا يؤكد ما أشرنا إليه سابقاً في أن صلابة ضامات خلائط الكروم كوبالت سببت تشوهاً دائماً كبيراً عند عمق تثبيت 0.75 ملم مما سبب نقصاناً واضحاً في قوة التثبيت بالمقارنة مع ضامات خلائط التيتانيوم.

يمكن تفسير النتائج السابقة في أن معامل المرونة المنخفض لخلائط التيتانيوم اكسب الضامات مرونة سمحت لها بالمرور المتكرر فوق المحيط الكبير للدعامة ثم العودة إلى شكلها الأصلي دون حدوث تشوه ملحوظ، بالمقابل سببت الصلابة الكبيرة لخلائط الكروم كوبالت حدوث تشوه دائم كبير في الضامات عند عمق التثبيت الكبير (0.75 ملم)، على أية حال، كانت قيم التشوه الدائم متقاربة عند عمقي التثبيت 0.25 – 0.50 ملم في ضامات كلٍ من خلائط التيتانيوم، وخلائط الكروم كوبالت مع تفوق طفيف لخلائط الكروم كوبالت في قوة التثبيت، في حين كان مقدار النقصان في قوة التثبيت والتشوه الدائم كبيراً لضامات خلائط الكروم كوبالت عند عمق تثبيت 0.75 ملم، مما يشير إلى أن ضامات خلائط الكروم كوبالت لا تصلح لعمق تثبيت 0.75 ملم، في حين تعتبر ضامات خلائط التيتانيوم مناسبة لعمق 0.75 محققة بذلك المتطلبات الميكانيكية والتجميلية في آن واحد.

نتفق في دراستنا مع دراسة الباحث Mahmoud وزملائه (Mahmoud et al. 2005) في أن مقاومة ضامات خلائط التيتانيوم للتشوه الدائم أفضل من ضامات خلائط الكروم كوبالت.

6.4. مناقشة نتائج اختبار الشد:

أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية وجود فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار الإجهاد الأعظمي بين عينات خلائط التيتانيوم، وعينات خلائط الكروم كوبالت (جدول 35)، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين سالبة، نستنتج أن قيم الإجهاد الأعظمي في عينات خلائط التيتانيوم (حوالي 848 MPa) كانت أصغر منها في عينات خلائط الكروم كوبالت (حوالي 910 MPa)، أي إن عينات خلائط الكروم كوبالت تطلبت تطبيق قوة شد أكبر من عينات خلائط التيتانيوم لتتحطم. على الرغم من ذلك هذه الزيادة لم تتجاوز 7% (حوالي 60 MPa) وقد لا تكون لهذه الزيادة أهمية كبيرة من الناحية السريرية.

كما أظهرت النتائج وجود فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار معامل المرونة بين عينات خلائط التيتانيوم وعينات خلائط الكروم كوبالت، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين سالبة نستنتج أن قيم مقدار معامل المرونة في عينات خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في عينات خلائط الكروم كوبالت بحوالي 50% (جدول 36، 37). أي إن مرونة عينات خلائط التيتانيوم ضعف مرونة عينات خلائط الكروم كوبالت، أو بعبارة أخرى صلابة عينات خلائط التيتانيوم نصف صلابة عينات خلائط الكروم كوبالت.

كما نعلم أن معامل المرونة هو حاصل قسمة الإجهاد على التوتر، وأن معامل المرونة يعبر عن الصلابة النسبية للمادة، ولكن من المهم معرفته أيضاً هل زادت قيمة معامل المرونة على حساب الإجهاد أو التوتر أو كليهما ؟، فكما لاحظنا سابقاً أن قيم الإجهاد كانت متقاربة بين الخليطين، وأن قطر العينات نفسه في كلا الخليطين، وبالتالي فإن الاختلاف في معامل المرونة حصل على حساب التوتر، أي على حساب الاستطالة التي أبدتها العينات

قبل تحطمها، وبالتالي فإن استطالة عينات خلائط الكروم كوبالت كانت حوالي نصف استطالة عينات خلائط التيتانيوم، على الرغم من أن كلا الخليطين تحملا مقداراً متقارباً من القوة المطبقة.

على أية حال أن هذه القيم تتطلب منا زيادة ثخانة أو امتداد الوصلة الرئيسية المصنوعة من خلائط التيتانيوم ولو بشكل أكبر بقليل من وصلات خلائط الكروم كوبالت وذلك في الحالات السريرية التي ينبغي فيها على الوصلة الرئيسية أن تتحمل جهوداً وظيفية كبيرة (كما في حالات الصنف الأول لكينيدي، وبشكل أقل في حالات الصنف الثاني لكينيدي)، في حين قد لا يكون لهذه القيم أهمية سريرية في الحالات التي لا تترافق مع تحميل الوصلة الرئيسية لجهود وظيفية كبيرة (كما في حالات الصنف الثالث والرابع لكينيدي مع فقد قليل للأسنان).

بالإضافة لذلك نجد أن قيم الاستطالة القليلة نسبياً لخلائط الكروم كوبالت، تفرض علينا توخي الحذر الشديد عند إجراء تعديلات على الضامات خوفاً من انكسارها، في حين هناك حرية أكبر نسبياً في حال التعامل مع ضامات خلائط التيتانيوم لكونها تتمتع بضعف قيم استطالة خلائط الكروم كوبالت.

7.4. مناقشة نتائج اختبار القساوة:

أظهرت نتائج الدراسة الإحصائية وجود فروق دالة إحصائياً في متوسط مقدار القساوة بين عينات خلائط التيتانيوم، وعينات خلائط الكروم كوبالت (جدول 39)، وبما أن الإشارة الجبرية للفرق بين المتوسطين سالبة، نستنتج أن قيم مقدار القساوة في عينات خلائط التيتانيوم كانت أصغر منها في عينات خلائط الكروم كوبالت، أي إن قساوة خلائط الكروم كوبالت (حوالي 422 Vickers) أكبر من قساوة خلائط التيتانيوم (حوالي 350 Vickers).

هذه القيم تجعل أجهزة خلائط الكروم كوبالت أكثر مقاومة للخدش من أجهزة خلائط التيتانيوم وبالتالي أقل عرضة للتلوث والالتصاق وتراكم اللويحة الجرثومية، وبالتالي من المفترض أن يتأثر الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز عند مرضى أجهزة خلائط التيتانيوم بشكل أكبر من مرضى أجهزة خلائط الكروم كوبالت، وهذا لم يحدث. ونعتقد أن السبب في ذلك يعود إلى طبقة الحماية المؤكسدة على سطح أجهزة التيتانيوم التي لعبت دوراً فعالاً في مكافحة الجراثيم ومنع الالتصاق، بالإضافة إلى العوامل الأخرى كدقة الانطباق والعناية بالصحة الفموية والتوافق الحيوي.

تبلغ قساوة الميناء في الأسنان حوالي 350 Vickers، وهي تقريباً قساوة خلائط التيتانيوم المدروسة نفسها، وبالتالي لا خوف من أن تسبب أجهزة التيتانيوم اهتراءً في السطوح العمودية للأسنان الطبيعية أثناء إدخال وإخراج الجهاز وحركاته المختلفة، في حين بلغت قيمة قساوة خلائط الكروم كوبالت المدروسة 422 Vickers، ومن الممكن أن تسبب هذه الزيادة في القساوة اهتراءً في السطوح العمودية للأسنان الطبيعية، على كل حال يتطلب

التحقق من هذا الأمر إجراء المزيد من الدراسات.

بالإضافة لما سبق، تسبب القساوة الأعلى لخلائط الكروم كوبالت صعوبة في تشذيب وتلميع الأجهزة المصبوبة أكثر من خلائط التيتانيوم، على الرغم من ذلك تبقى مشكلة إزالة الطبقة المؤكسدة المتلوثة من المناطق الدقيقة لسطح هياكل التيتانيوم المصبوبة أمراً صعباً أيضاً.

الباب الخامس

الاستنـتاجات

5 Conclusions

ضمن حدود هذا البحث واستناداً إلى النتائج التي حصلنا عليها يمكننا استنتاج ما يلي:

1. دقة انطباق الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم على المثال الجبسي الرئيسي، وضمن فم المريض أفضل من دقة انطباق الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت.
2. دقة انطباق الهياكل المعدنية لكلٍ من خلائط التيتانيوم، وخلائط الكروم كوبالت على المثال الجبسي الرئيسي أفضل من انطباقها في فم المريض.
3. تسبب الأجهزة الجزئية المتحركة تأثيراً سلبياً على سلامة وصحة الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز، ويكون التأثير قليلاً إذا ما التزم المريض بالعناية بالصحة الفموية وتنظيف الجهاز.
4. تسبب الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت تأثيراً سلبياً على سلامة وصحة الغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز بشكل أكبر من الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم، ولا تسبب زيادة مدة استعمال هذه الأجهزة تدهوراً في سلامة الغشاء المخاطي.
5. يسبب استعمال الأجهزة الجزئية المتحركة نقصاناً في التقرن الكامل للغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز.
6. يسبب استعمال الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت نقصاناً في التقرن الكامل للغشاء المخاطي المغطى بقاعدة الجهاز بشكل أكبر بكثير من الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم.
7. تتعرض ضامات كلٍ من خلائط التيتانيوم، وخلائط الكروم كوبالت إلى تشوهٍ دائم

ونقصانٍ في مقدار التثبيت بعد فترة من الاستعمال.

8. تتفوق ضامات خلائط الكروم كوبالت على ضامات خلائط التيتانيوم في مقدار التثبيت عند عمقي تثبيت 0.25 – 0.50 ملم، في حين أن مقدار التشوه الدائم متقارب بين ضامات الخليطين عند عمقي التثبيت المذكورين.
9. لا يعتبر عمق التثبيت 0.75 ملم مناسباً لضامات خلائط الكروم كوبالت.
10. تتمتع خلائط التيتانيوم بخواص ميكانيكية جيدة تجعلها مناسبة لصنع الهياكل المعدنية للأجهزة الجزئية المتحركة.

بالخلاصة يمكننا القول بأن الخواص الحيوية والميكانيكية لخلائط الكروم كوبالت المستعملة في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة جيدة ومقبولة سريرياً، ولكن خلائط التيتانيوم هي الأفضل إذا ما قورنت بخلائط الكروم كوبالت، ولذلك تعتبر خلائط التيتانيوم بديلاً أفضل عن الخلائط السنية التقليدية المستعملة في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة؛ نظراً لخواصها الحيوية والفيزيائية والميكانيكية المميزة. ويبقى إجراء المزيد من الدراسات وبخاصة الطويلة الأمد أمراً ضرورياً لإثبات كفاءتها في الاستعمال السريري.

الباب السادس

المقترحات والتوصيات

6 Suggestions & Recommendations

1.6. مقترحات لأبحاث مستقبلية:

من خلال مراجعتنا الأدبية السنية وما توصلنا إليه من نتائج في بحثنا هذا، ونظراً للحداثة النسبية لاستعمال خلائط التيتانيوم في التعويضات المتحركة، يمكننا أن نقترح إجراء المزيد من الأبحاث حول المواضيع التالية:

1. إجراء أبحاث طويلة الأمد حول النجاح السريري للأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم.
2. إجراء دراسات شعاعية ونسيجية لتحري تأثير مقدار التثبيت، وعمق التثبيت في ضامات الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم على الدعامات السنية.
3. إجراء دراسة مقارنة لتأثير قساوة كلٍ من خلائط التيتانيوم، وخلائط الكروم كوبالت على اهتراء السطوح العمودية للأسنان الطبيعية، أو الترميمات المختلفة.
4. إجراء دراسة مقارنة لتعب الانحناء لأنواع مختلفة من الوصلات الرئيسية العلوية والسفلية المصنوعة من خلائط التيتانيوم مع مثيلاتها المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت.
5. إجراء دراسة لتحري تأثير استعمال تعويضات معدنية مختلفة على التآكل والاهتراء السطحي لأجهزة خلائط التيتانيوم.

2.6. التوصيـــات:

استناداً إلى ما توصلنا إليه من نتائج في بحثنا هذا، يمكننا أن نوصي بما يلي :

- استعمال الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم بدلاً من الأجهزة التقليدية المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت، وبشكل خاص عند المرضى الذين يعانون من حساسية للمعادن الأخرى؛ وذلك نظراً لخواصها الحيوية والفيزياميكانيكية المميزة.
- زيادة ثخانة أو امتداد الوصلة الرئيسية المصنوعة من خلائط التيتانيوم قليلاً وذلك في الحالات التي تتطلب من الوصلة الرئيسية تحمل جهود وظيفية كبيرة.

الباب السابع

المـراجع

7 References

A

The Academy Of Prosthodontics. The glossary of prosthodontics term. J Prosthet Dent. 2005;94(1):10-92.

Al-Ani S, Shklar G and Yurkstas AA. The effect of dentures on the exfoliative cytology of palatal and buccal oral mucosa. J Prosthet Dent. 1966;16(3): 513-521.

al-Mesmar HS, Morgano SM and Mark LE. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent. 1999;82(1): 15-21.

Ali M, Nairn RI, Sherriff M and Waters NE. The distortion of cast cobalt-chromium alloy partial denture frameworks fitted to a working cast. J Prosthet Dent. 1997;78(4): 419-424.

Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C and Rawls HR. Phillips' science of dental materials. (12th ed.). St. Louis, Mo., Elsevier (2013).50-71,368-411.

Aoki T, Okafor IC, Watanabe I, Hattori M, Oda Y and Okabe T. Mechanical properties of cast Ti-6Al-4V-XCu alloys. J Oral Rehabil. 2004;31(11): 1109-1114.

Applegate OC. Essentials of removable partial denture prosthesis. (3rd ed.). Philadelphia, Saunders (1965).174.

Aridome K, Yamazaki M, Baba K and Ohyama T. Bending properties of strengthened Ti-6Al-7Nb alloy major connectors compared to Co-Cr alloy major connectors. J Prosthet Dent. 2005;93(3): 267-273.

Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, Mori T and Chung P. Titanium for removable partial dentures (III−2 :(year clinical follow-up in an undergraduate programme. J Oral Rehabil. 2000;27(11): 979-985.

B

Bates JF. The mechanical properties of the cobalt-chromium alloys and their relation to partial denture design. Br Dent J. 1965;119(9): 389-396.

Ben-Ur Z, Matalon S, Aviv I and Cardash HS. Rigidity of major connectors when subjected to bending and torsion forces. J Prosthet Dent. 1989;62(5): 557-562.

Blackman R, Barghi N and Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks .J Prosthet Dent. 1991;65(2): 309-315.

Blanco-Dalmau L, Carrasquillo-Alberty H and Silva-Parra J. A study of nickel allergy. J Prosthet Dent. 1984;52(1): 116-119.

Bonsor SJ and Pearson GJ. A Clinical Guide to Applied Dental Materials. Elsevier (2012).34,37.373−2

Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW and Pace LL. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent. 1997;78(2): 187-193.

Bridgeport DA, Brantley WA and Herman PF. Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics, Part 1: Mechanical properties. J Prosthodont. 1993;2(3): 144-150.

Budtz-Jorgensen E. Oral mucosal lesions associated with the wearing of removable dentures. J Oral Pathol. 1981;10(2): 65-80.

Budtz-Jorgensen E and Bochet G. Alternate framework designs for removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1998;80(1): 58-66.

C

Canay S, Hersek N, Culha A and Bilgic S. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour. J Oral Rehabil. 1998;2−759 :(10)5 .764

Carr AB and Brown DT. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. (12th ed.), Elsevier (2010).7,131,223-225.

Cheng H, Xu M, Zhang H, Wu W, Zheng M and Li X. Cyclic fatigue properties of cobalt-chromium alloy clasps for partial removable dental prostheses. J Prosthet Dent. 2010;104(6): 389-396.

Cook RJ. Response of the oral mucosa to denture wearing. J Dent. 1991;19(3): 135-147.

Council on Scientific Affairs. Titanium applications in dentistry. J Am Dent Assoc. 2003;134(3):349−347.

D

Da Silva L, Martinez A, Rilo B and Santana U. Titanium for removable denture

bases. J Oral Rehabil. 2000;27(2).135−131 .

Dale BA, Salonen J and Jones AH. New approaches and concepts in the study of differentiation of oral epithelia. Crit Rev Oral Biol Med. 1990;1(3): 167-190.

Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO and Hammond P. Clasp design. Br Dent J. 2001;190(2): 71-81.

De Vanscott ER and Boucher LJ. The Nature of Supporting Tissues for Complete Dentures. J Prosthet Dent. 1965;15: 285-294.

Diwan R, Talic Y, Omar N and Sadiq W. The effect of storage time of removable partial denture wax pattern on the accuracy of fit of the cast framework. J Prosthet Dent. 1997;77(4): 375-381.

Dunham D, Brudvik JS, Morris WJ, Plummer KD and Cameron SM. A clinical investigation of the fit of removable partial dental prosthesis clasp assemblies. J Prosthet Dent. 20.326−323 :(4)95؛06

Dunkin RS. A simplified method for multiple wax pattern duplication. J Prosthet Dent. 1972;27(2): 217-220.

E

Eerikainen E and Rantanen T. Inaccuracies and defects in frameworks for removable partial dentures. J Oral Rehabil. 1986;13(4): 3.353−47

F

Frank A, Madej A, Galgan V and Petersson LR. Vanadium poisoning of cattle with basic slag. Concentrations in tissues from poisoned animals and from a reference, slaughterhouse material. Sci Total Environ. 1996;181(1): 73-92.

G

Gay WD. Laboratory procedures for fitting removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent. 1978;40(2): 227-229.

Gebelein M, Richter G, Range U and Reitemeier B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal, or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. J Prosthet Dent. 2003;89(2): 193-200.

Ghani F and Mahood M. A laboratory examination of the behaviour of cast

cobalt-chromium clasps. J Oral Rehabil. 1990;17(3): 229-237.

Gowri V, Patil NP, Nadiger RK and Guttal SS. Effect of anchorage on the accuracy of fit in removable partial denture framework. J Prosthodont. 2010;19(5): 387-390.

Grasso JE and Miller EL. Removable partial prosthodontics. (3rd ed.). St .Louis, Mosby (1991).73-74,342-343.

H

Harinasuta S and Howlett JA. Keratinization of palatal mucosa beneath metal-based removable partial dentures. J Dent. 1992;20(3): 152-155.

Hruska AR. Intraoral welding of pure titanium. Quintessence Int. 1987;18(10): 6.688–83

I

Iijima D, Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H and Kurosaki N. Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses. Biomaterials. 2003;24(8): 1519-1524.

Itoh H, Baba K, Aridome K, Okada D, Tokuda A, Nishiyama A, Miura H and Igarashi Y. Effect of direct retainer and major connector designs on RPD and abutment tooth movement dynamics. J Oral Rehabil. 2008;35(11): 810-815.

Itoh H, Caputo AA, Wylie R and Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1998;79(4): 465-471.

Iwama CY and Preston JD. Cobalt-chromium-titanium alloy for removable partial dentures. Int J Prosthodont. 1997;10(4): 309-317.

J

Jang KS, Youn SJ and Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. J Prosthet Dent. 2001;86(1): 93-98.

Jani RM and Bhargava K. A histologic comparison of palatal mucosa before and after wearing complete dentures. J Prosthet Dent. 1976;36(3): 254-260.

Jones JD and Garcia LT. Removable Partial Dentures: A Clinician's Guide. Blackwell (2009).7.

K

Kapur K and Shklar G. The effect of complete dentures on alveolar mucosa. J Prosthet Dent. 1963;13(6): 1030-1037.

Katsoulis J, Fischer J, Huber S, Balmer S and Mericske-Stern R. Titanium-alloy vs. CoCr-alloy in removable partial dentures--a clinical study. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2008;118(11): 1040-1046.

Kim D, Park C, Yi Y and Cho L. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. J Prosthet Dent. 2004;91(4): 374-382.

Kobayashi E, Wang TJ, Doi H, Yoneyama T and Hamanaka H. Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings. J Mater Sci Mater Med. 1998;9(10): 567-574.

Koike M and Fujii H. In vitro assessment of corrosive properties of titanium as a biomaterial. J Oral Rehabil. 2001;28(6): 540-548.

Könönen M, Rintanen J, Waltimo A and Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. J Prosthet Dent. 1995;73(1): 4-7.

Kotake M, Wakabayashi N, Ai M ،Yoneyama T and Hamanaka H. Fatigue resistance of titanium-nickel alloy cast clasps. Int J Prosthodont. 1997;10(6): 547-552.

Krol AJ, Jacobson TE and Finzen FC. Removable Partial Denture Design: Outline Syllabus. (5th ed.), Indent (1999).50-52.

L

Laughlin GA, Eick JD, Glaros AG, Young L and Moore DJ. A comparison of palatal adaptation in acrylic resin denture bases using conventional and anchored polymerization techniques. J Prosthodont. 2001;10(4): 204-211.

Lindholm K, Hakala PE and Makila E. Leukocyte count and keratinization of the palatal denture-bearing mucosa. J Prosthet Dent. 1982;47(4): 440-444.

Love WD, Goska FA and Mixson RJ. The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. J Prosthet Dent. 1967;18(6): 515-527.

Lukomska-Szymanska M ،Brzezinski PM, Zielinski A and Sokolowski J. Cytological response of palatal epithelium to TiN-coated CoCr alloy denture. Folia Histochem Cytobiol. 2012;50(1): 104-110.

M

Mackenzie IC and Binnie WH. Recent advances in oral mucosal research. J Oral Pathol. 1983;12(6).389-415.

Mahmoud A, Wakabayashi N, Takahashi H and Ohyama T. Deflection fatigue of Ti-6Al-7Nb, Co-Cr, and gold alloy cast clasps. J Prosthet Dent. 2005;93(2): 183-188.

Mahmoud AA, Wakabayashi N and Takahashi H. Prediction of permanent deformation in cast clasps for denture prostheses using a validated nonlinear finite element model. Dent Mater. 2007;23(3): 317-324.

Marei MK. Measurement (in vitro) of the amount of force required to dislodge specific clasps from different depths of undercut. J Prosthet Dent. 1995;74(3): 258-263.

Markov NJ. Cytologic study of keratinization under complete dentures. J Prosthet Dent. 1968;20(1): 8-13.

McCabe JF and Walls A. Applied Dental Materials. (9th ed.), Wiley (2009).71.

Miller EL. Types of inflammation caused by oral prostheses. J Prosthet Dent. 1973;30(4 Pt 1): 380-384.

Mori T, Togaya T, Jean-Louis M and Yabugami M. Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures. J Oral Rehabil. 1997;24(5): 338-341.

Morris DHF and Asgar DK. Physical properties and microstructure of four new commercial partial denture alloys. J Prosthet Dent. 1975;33(1): 36-46.

N

Nakajima H and Okabe T. Titanium in dentistry: development and research in the

U.S.A. Dent Mater J. 1996;15(2): 77-90.

Nanci A. Ten Cate's oral histology : development, structure, and function. (8th ed.). St. Louis, Mo., Elsevier (2013).4-5,278-302.

Nystrom A, Ohman H and Sjoberg SG. Follow-up investigations of vanadium workers. Nord Hyg Tidskr. 1956;37(9-10): 213-216.

O

O'Brien WJ. Dental materials and their selection. (3rd ed.). Chicago, Quintessence Pub. Co. (2002).21,225-239.

Ohkubo C, Hanatani S and Hosoi T. Present status of titanium removable dentures--a review of the literature. J Oral Rehabil. 2008;35(9): 7.714−06

Ohkubo C, Hosoi T, Ford JP and Watanabe I. Effect of surface reaction layer on grindability of cast titanium alloys. Dent Mater. 2006;22(3): 268-274.

Onodera S, Hosoi T, Morito M, Miwa E, Okikura Y, Tsuchida F, Miida Y and Mori M. [Clinical evaluation of the metal-based denture using superplastic titanium alloy for upper edentulous patients]. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi. 1989;33(6): 1381-1387.[Abstract].

Orban BJ and Bhaskar SN. Orban's Oral histology and embryology. (9th ed.). St. Louis, Mosby (1980).6−3.

Ostlund SG. The Effect of Complete Dentures on the Gum Tissues Source: Acta Odontologica Scandinavica 16, no. 1 (1958): 1-41.

P

Papanicolaou GN. A New Procedure for Staining Vaginal Smears. Science . .439−438 :(2469)95؛1942

Phoenix RD, Cagna DR and DeFreest CF. Stewart's clinical removable partial prosthodontics. (3rd ed.), Quintessence Publishing Company, Incorporated (2003).6.

R

Rantanen T and Eerikainen E. Accuracy of the palatal plate of removable partial dentures, and influence of laboratory handling of the investment on the accuracy. Dent Mater. 1986;2(1): 28-31.

Rayson JH, Rahn AO, Ellinger CW, Wesley RC, Frazier QZ, Lutes MR, Henderson D and Haley JV. The value of subjective evaluation in clinical research. J Prosthet Dent. 1971;26(2): 111-118.

Regezi JA, Sciubba JJ and Jordan RCK. Oral Pathology: Clinical Pathologic Correlations. (6th), Elsevier (2012).106.

Rodrigues RC, Faria AC, Orsi IA, Mattos Mda G, Macedo AP and Ribeiro RF. Comparative study of two commercially pure titanium casting methods. J Appl Oral Sci. 2010;18(5): 487-492.

Rodrigues RC, Macedo AP, de Torres EM, de Mattos Mda G and Ribeiro RF. Retention force of T-bar clasps for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. Braz Dent J. 2008;19(3): 209-213.

Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G and Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. J Prosthet Dent. 2002;88(3): 290-296.

Rodrigues S, Shenoy V, Shetty T and Jain N. the dental applications of titanium and its alloys: A review. J. Nepal Dent. Assoc. 2009;10(2): 151-157.

S

Sakaguchi RL and Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. (13th ed.), Elsevier (2012).35-49,90-92,224-233.

Sato Y, Abe Y, Yuasa Y and Akagawa Y. Effect of friction coefficient on Akers clasp retention. J Prosthet Dent. 1997;78(1): 22-27.

Sato Y and Hosokawa R. Proximal plate in conventional circumferential cast clasp retention. J Prosthet Dent. 2000;83(3): 3.322−19

Schmalz G and Arenholt-Bindslev D. Biocompatibility of dental materials. Springer (2009).241.

Semlitsch MF, Weber H, Streicher RM and Schon R. Joint replacement

components made of hot-forged and surface-treated Ti-6Al-7Nb alloy. Biomaterials. 1992.788–781 :(11)13؛

Sharma AK and Mirza FD. Palatal mucosa under dentures: a qualitative histologic and histochemical analysis. J Prosthet Dent. 1986;56(5): 574-582.

Shimpo H. Effect of arm design and chemical polishing on retentive force of cast titanium alloy clasps. J Prosthodont. 2008;17(4): 300-307.

Sjoberg SG. Vanadium dust, chronic bronchitis and possible risk of emphysema; a follow-up investigation of workers at a vanadium factory. Acta Med Scand. 1956;154(5): 381-386.

Smitt S. Palatal epithelial keratinization: Prosthetic applications in Papers presented at the Congress. J Prosthet Dent. 1973;30(4, Part 2): 489-490.

Stilwell C. Revisiting the principles of partial denture design. Dent Update. 2010;37(10): 682-684, 686-688, 690.

Stratton RJ and Wiebelt FJ. An atlas of removable partial denture design. Quintessence Pub. Co. (1988).33.

Sutton AJ and Rogers PM. Discoloration of a titanium alloy removable partial denture: a clinical report. J Prosthodont. 2001;10(2): 102-104.

Syrjanen S, Syrjanen K and Yli-Urpo A. Assessment of oral mucosal changes in patients treated with different metallic restorations and prostheses. J Dent. 1985;13(3): 244-254.

T

Tai Y, De Long R, Goodkind RJ and Douglas WH. Leaching of nickel, chromium, and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral environment. J Prosthet Dent. 1992;68(4): 692-697.

Takayama Y, Takishin N, Tsuchida F and Hosoi T. Survey on use of titanium dentures in Tsurumi University Dental Hospital for 11 years. J Prosthodont Res. 2009;53(2): 53-59.

Thomas CJ, Lechner S and Mori T. Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations. J Oral Rehabil. 1997;24(6): 414-418.

Tse ET, Cheng LY, Luk HW, Chu FC, Chai J and Chow TW. Comparison of the

retentive characteristics of cobalt-chromium and commercially pure titanium clasps using a novel method. Int J Prosthodont. 2006;19(4): 371-372.

Turck D. A Histologic Comparison of the Edentulous Denture and Non-Denture Bearing Tissues. J Prosthet Dent. 1965;15: 419-434.

Turker SB, Sener ID, Kocak A, Yilmaz S and Ozkan YK. Factors triggering the oral mucosal lesions by complete dentures. Arch Gerontol Geriatr. 2010;51(1): 100-104.

V

Vallittu PK and Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent. 1995;74(4): 412-419.

VandenBrink JP, Wolfaardt JF and Faulkner MG. A comparison of various removable partial denture clasp materials and fabrication procedure for placing clasps on canine and premolar teeth. J Prosthet Dent. 1993; 70(2):180-188.

W

Wakabayashi N and Ai M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1997;77(6): 583-587.

Wakabayashi N, Ai M, Iijima K, Takada Y and Okuno O. Infrared gold alloy brazing on titanium and Ti-6Al-4V alloy surfaces and its application to removable prosthodontics. J Prosthodont. 1999;8(3): 180-187.

Wang RR and Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. J Prosthet Dent. 1993;70(3): 275-276.

Wang RR and Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int. 1996;27(6): 401-408.

Wang TJ, Kobayashi E, Doi H and Yoneyama T. Castability of Ti-6Al-7Nb alloy for dental casting. J Med Dent Sci. 1999;46(1): 13-19.

Watanabe K, Miyakawa O, Takada Y, Okuno O and Okabe T. Casting behavior of titanium alloys in a centrifugal casting machine. Biomaterials. 2003;24(10): 1737-1743.

Watson IB. The effect of complete dentures on oral mucosa .J Dent. 1978;6(2):

171-178.

Winning TA and Townsend GC. Oral mucosal embryology and histology. Clin Dermatol. 2000;18(5): 499-511.

Y

Yamauchi M, Sakai M and Kawano J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. Dent Mater J. 1988;7(1): 39-47.

المراجع

محمد علي الحكيم و غسان وزير. التعويضات السنية المتحركة الجزئية – الأجهزة الهيكلية.كلية طب الأسنان، منشورات جامعة دمشق (2007).7–31، 127–130، 232–235.

إياد الشعراني وغسان وزير. التعويضات المتحركة الكاملة والتعويضات الفكية الوجهية 2. كلية طب الأسنان، منشورات جامعة دمشق (2006). 16–18، 185–203.

مجيد بسيسو. التعويضات السنية الجزئية المتحركة. كلية طب الأسنان، منشورات جامعة البعث (2009). 8–13، 42–49، 63–80، 183–190، 230–237.

الملخص باللغة العربية

الملخـــــص

المقدمة:

تعتبر خلائط الكروم كوبالت من أشهر الخلائط المعدنية استعمالاً في صناعة الأجهزة الجزئية المتحركة حتى أيامنا هذه، على الرغم من ذلك كان هناك العديد من التقارير السريرية والمخبرية حول مشاكل خلائط الكروم كوبالت المتعلقة بالأخطار الحيوية المحتملة والصلابة العالية وتغيرات الأبعاد، مما دفع الباحثين إلى البحث عن خليط معدني آخر بديل. التوافق الحيوي الرائع والخواص المميزة للتيتانيوم النقي التجاري دفعت الباحثين لاستعماله في التعويضات المتحركة إلا أن صلابته المنخفضة حدت من استعماله. جرت العديد من المحاولات لتعزيز الخواص الميكانيكية للتيتانيوم النقي التجاري مما اسهم في انتاج خلائط التيتانيوم التي تتمتع بتوافق حيوي رائع ومقاومة ممتازة للتآكل والاهتراء، أضافة إلى الصلابة واللدونة العالية وقابلية الصب. لذلك قد تكون خلائط التيتانيوم بديلاً مثالياً عن خلائط الكروم كوبالت التقليدية في صنع الأجهزة المتحركة.

الهدف:

هدف البحث الحالي إلى إجراء مقارنات سريرية ومخبرية بين الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم والأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت من حيث دقة الانطباق وتأثيرها على مظهر وبنية الغشاء المخاطي ومقدار التثبيت والتشوه الدائم في الضامات بالإضافة إلى دراسة مقارنة لبعض الخواص الميكانيكية لكلا الخليطين.

المواد والطرائق:

شمل البحث الحالي على 20 مريضاً تراوحت أعمارهم بين 42–63 سنة و 72 ضامة و 120 عينة معدنية. وزع المرضى إلى مجموعتين تتألف كل واحدة منها من 10 مرضى، صنع لكل مريض من المجموعة الأولى هيكلين معدنيين واحد من خلائط الكروم كوبالت والآخر من خلائط التيتانيوم واستمر مرضى هذه المجموعة في استعمال جهاز خلائط التيتانيوم لمدة 6 أشهر، فيما صنع لكل مريض للمجموعة الثانية جهاز من خلائط الكروم كوبالت ارتداه المرضى لمدة 6 أشهر أيضاً، استعمل المرضى لإجراء دراسات دقة الانطباق وسلامة وتقرن الغشاء المخاطي. وزعت الضامات إلى ثلاث مجموعات حسب عمق التثبيت المستعمل (0.25 – 0.50 –0.75 ملم) وقسمت كل مجموعة إلى مجموعتين متساويتين بحيث صنعت كل 12 ضامة من خليط من الخليطين المدروسين، واستعملت الضامات

لدراسة مقدار التثبيت والتشوه الدائم في الضامات عند اخضاع الضامات لعدد من دورات الإدخال والإخراج، وتألفت العينات المعدنية من 60 عينة لاختبار القساوة قسمت إلى 30 عينة من خلائط التيتانيوم ومثلها من خلائط الكروم كوبالت، واستعمل العدد والتوزيع نفسه مع عينات اختبار الشد.

النتائج:

أظهرت النتائج أن خلائط التيتانيوم كانت هي الأفضل من حيث دقة الانطباق على المثال الجبسي الرئيسي وضمن فم المريض والمحافظة على سلامة مظهر وتقرن الغشاء المخاطي، كما أن ضامات خلائط التيتانيوم كانت أقل تشوهاً عند أعماق التثبيت الثلاث المدروسة وأكثر تثبيتاً عند عمق التثبيت 0.75 ملم، كما امتلكت خلائط التيتانيوم قيم معامل مرونة حوالي نصف معامل مرونة خلائط الكروم كوبالت، في حين تفوقت خلائط الكروم كوبالت على خلائط التيتانيوم في مقدار التثبيت في الضامات عند عمقي التثبيت 0.25 –0.50 ملم، وفي مقدار الإجهاد الأعظمي وفي قيم القساوة. وقد تم مناقشة تأثيرات هذه القيم على الأداء السريري للخلائط.

الاستنتاجات:

تمتلك خلائط الكروم كوبالت المستعملة في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة خواص حيوية وميكانيكية جيدة ومقبولة سريرياً، ولكن خلائط التيتانيوم هي الأفضل إذا ما قورنت بخلائط الكروم كوبالت، ولذلك تعتبر خلائط التيتانيوم بديل أفضل عن الخلائط السنية التقليدية المستعملة في صنع الأجهزة الجزئية المتحركة نظراً لخواصها الحيوية والفيزيائية والميكانيكية المميزة.

الكلمات المفتاحية:

أجهزة جزئية متحركة، تيتانيوم، خلائط التيتانيوم، خلائط كروم كوبالت، دقة الانطباق، غشاء مخاطي فموي، التهاب فم جهازي، تقرن، ضامات، إجهاد أعظمي، معامل مرونة، قساوة.

الملخص باللغة الإنكليزية

Abstract

Introduction:

Cobalt-chromium alloys are the most commonly used metal alloy in partial denture construction. However, some reports have revealed problems related to potential biological risks, high rigidity, and dimensional changes. Such problems encouraged researchers to look for another alternative metal alloy. The higher biocompatibility and special properties of commercial pure titanium prompted the researchers to use it in removable dentures, but its low rigidity has limited its use. There have been many attempts to enhance the mechanical properties of pure titanium which have resulted in the production of titanium alloys that have great biocompatibility and excellent corrosion and wear resistance, in addition to its rigidity, plasticity, and castability. Therefore, titanium alloys may be an better alternative for the traditional cobalt-chromium alloys used in the construction of removable dentures.

Aim:

The current study aimed to compare between removable partial dentures fabricated by titanium alloys and removal partial dentures fabricated by cobalt-chromium alloys in terms of accuracy of fit, effect on the appearance and structure of oral mucosa, retention force, and clasps' permanent deformation, in addition to mechanical properties.

Materials and methods:

The current study included 20 patients aged between 42-63 years, 72 clasps, 120 metal specimens. Patients were divided into two groups with 10 patients in each. Each patient in the first group had two metal frameworks, one was fabricated from cobalt-chromium alloys and the other from titanium alloys. Patients of this group continued wearing titanium alloys dentures for 6 months. On the other hand, cobalt-chromium alloys dentures were fabricated for each patient in the second group, and it was worn for 6 months too. Accuracy of fit and normality and keratinization of oral mucosa studies were evaluated. Clasps were divided into three groups depending on the undercuts depth used (0.25-0.50-0.75 mm) and each group was divided into two equal groups, so that all of the12 clasps were made of one of the studied alloys. Clasps are used to study retention force and clasps permanent deformation when clasps are subjected to number of inserting, removing cycles. Metal specimens consisted of 60

specimens for hardness test divided to 30 titanium alloys specimens and 30 cobalt-chromium alloys specimens and the same number and distribution for tension test specimens .

Results:

The results revealed that titanium alloys were superior in terms of accuracy of fit on master cast and patient mouth maintaining histological and morphological normality of the oral mucosa. Also titanium alloys clasps had less deformation in the three studied undercuts and more retention in the 0.75-mm-undercut. Titanium alloys also had an elastic modulus that was approximately half of that of the cobalt-chromium alloys. On the other hand, cobalt-chromium alloys surpassed titanium alloys in clasps retention in undercuts with depths of 0.25-0.50 mm, maximum stress, and hardness values. Effects of these values on clinical performance were discussed.

Conclusion:

Cobalt-chromium alloys used in fabricating removable partial dentures have good and clinically acceptable biological and mechanical properties, but titanium alloys are the best compared to cobalt-chromium alloys. For these reasons, titanium alloys can be considered a better alternative for conventional dental alloys used in in fabricating removable partial dentures because of their special biological, physical, and mechanical properties .

Keywords:

Removable partial dentures, titanium, titanium alloys, cobalt-chromium alloys, accuracy of fit, oral mucosa, Denture stomatitis, keratinization, clasps, maximum stress, elastic modulus, hardness.

الباب الثامن

المـلحقات

8 Appendices



نص الموافقة الأخلاقية

جامعة دمشق

كلية طب الأسنان
قسم التعويضات السنية المتحركة

توضيح حول مراحل العمل

أنت مدعو للمشاركة ببحث علمي بعنوان (دراسة سريرية ومخبرية مقارنة بين الأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط التيتانيوم والأجهزة الجزئية المتحركة المصنوعة من خلائط الكروم كوبالت) في قسم التعويضات السنية المتحركة، كلية طب الأسنان، جامعة دمشق.
يرجى أن تأخذ الوقت المناسب لقراءة المعلومات التالية بتأن قبل أن تقرر إذا ما كنت راغباً بالمشاركة أم لا، وبإمكانك طلب مزيد من الإيضاحات أو المعلومات عن أي أمر مذكور بالاستمارة أو عن الدراسة من طبيبك.

الهدف من البحث:

معرفة دقة انطباق الوصلة الرئيسية للجهاز الجزئي المتحرك، ومعرفة تأثير استعمال خلائط التيتانيوم وخلائط الكروم على المركب الخلوي للغشاء المخاطي الفموي، وذلك من خلال متابعة ومراقبة التعويض والغشاء المخاطي الفموي لمدة ستة اشهر، بالإضافة لدراسة لبعض الخواص الفيزياميكانيكية للخلائط، ودراسة مخبرية لمقدار التثبيت والتشوه في ضامات كلا النوعين من الخلائط.

مراحل المعالجة:

- **يتم فحص المريض سريرياً وتحديد إمكانية قبوله كحالة من حالات البحث.**
- **بعد ذلك يتم صنع جهاز جزئي متحرك للمريض من خلائط التيتانيوم أو الكروم كوبالت حسب المجموعة التي ينتمي إليها المريض وبعد انتهاء الجهاز يتم فرش طبقة من المطاط الرخو في باطن الجهاز وتطبيقه في الفم لدراسة دقة انطباق الوصلة الرئيسية.**
- **أيضاً بعد انتهاء الجهاز يقوم ثلاثة أطباء من قسم التعويضات المتحركة بمعاينة عيانية للغشاء المخاطي الفموي لتقييمه، ويعاد هذا الإجراء بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من تسليم الجهاز.**
- **ايضاً بعد انتهاء الجهاز، تأخذ مسحة من قبة الحنك وترسل إلى قسم التشريح المرضي لفحص التركيب الخلوي للغشاء المخاطي ويعاد هذا الإجراء بعد ثلاثة أشهر وبعد ستة أشهر من تسليم الجهاز.**
- **في حال موافقة المريض على المشاركة في هذه الدراسة سيبقى اسمه قيد، ولا يسمح لأي شخص (ما لم ينص عليه القانون) بالاطلاع على الملف الطبي الخاص به باستثناء الطبيب المسؤول عن الدراسة ولجان الأخلاق المستقلة.**

وثيقة الموافقة التحريرية للباحث

لقد أوضحت للمشارك (اسمه أو اسم ولي أمره إذا كان قاصر.....
بالتفصيل طبيعة البحث ومجرياته وفوائده المحتملة وسلبياته أيضا. وأجبت عن استفساراته وأسئلته بوضوح. وسأعلم المشارك بأي تغيرات في مجريات البحث وما سينتج عنها من إيجابيات أو سلبيات في حال حدوثها .

اسم الباحث **التوقيع** **التاريخ** / / **2012**

تصريح موافقة المشارك

أنا الموقع أدناه .....

بعد اطلاعي على استمارة الموافقة وإدراكي لمضمونها وإتمام الإجابة على جميع الأسئلة التي تجول في ذهني. وبناءً عليه فإني حراً ومختاراً أوافق على المشاركة بالبحث. وفهمت أن الباحث سيكون مستعد للإجابة عن أسئلتي المستقبلية. كما أعلم أني حر في الانسحاب من هذا البحث متى شئت ولو بعد الموافقة التحريرية من دون أن يؤثر ذلك على العناية الطبية المقدمة لي.

اسم المشارك (أو ولي أمره) **التوقيع** **التاريخ** / / **2012**

بيـــانات البحـــث

بيانات المرضى المشاركين بالبحث

التسلسل العام	المجموعة	رمز المريض	الجنس	العمر
1	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-1	ذكر	58
2	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-2	أنثى	46
3	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-3	ذكر	63
4	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-4	أنثى	56
5	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-5	ذكر	53
6	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-6	ذكر	47
7	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-7	أنثى	43
8	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-8	أنثى	42
9	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-9	ذكر	53
10	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-10	ذكر	43
11	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-1	ذكر	46
12	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-2	أنثى	54
13	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-3	أنثى	47
14	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-4	ذكر	56
15	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-5	ذكر	42
16	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-6	ذكر	51
17	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-7	ذكر	49
18	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-8	ذكر	62
19	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-9	أنثى	43
20	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-10	ذكر	44

البيانات التفصيلية لدراسة دقة انطباق الوصلة الرئيسية

التسلسل العام	المجموعة	رمز المريض	جهاز خلائط التيتانيوم		جهاز خلائط الكروم كوبالت	
			وزن الرقاقة المطاطية (غ)		وزن الرقاقة المطاطية (غ)	
			على المثال الجبسي T(x)	ضمن فم المريض T(x)-0	على المثال الجبسي C(x)	ضمن فم المريض C(x)-0
1	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-1	0.1193	0.1646	0.1566	0.2251
2	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-2	0.1147	0.1688	0.1508	0.2173
3	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-3	0.1184	0.1602	0.1324	0.1954
4	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-4	0.1133	0.1571	0.1436	0.2110
5	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-5	0.1095	0.1591	0.1425	0.2126
6	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-6	0.1171	0.1654	0.1435	0.2204
7	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-7	0.1185	0.1611	0.1386	0.2164
8	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-8	0.1195	0.1690	0.1402	0.2168
9	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-9	0.1077	0.1508	0.1304	0.1933
10	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-10	0.1136	0.1562	0.1519	0.2184

البيانات التفصيلية لدراسة سلامة الغشاء المخاطي الفموي

التسلسل العام	المجموعة	رمز المريض	عند تسليم الجهاز			بعد 3 شهور من استعمال الجهاز			بعد 6 شهور من استعمال الجهاز		
			الطبيب الاول	الطبيب الثاني	الطبيب الثالث	الطبيب الاول	الطبيب الثاني	الطبيب الثالث	الطبيب الاول	الطبيب الثاني	الطبيب الثالث
1	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-1	4	4	4	4	4	4	4	4	3
2	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-2	4	4	4	4	4	4	4	4	4
3	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-3	3	4	4	3	3	3	3	2	3
4	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
5	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-5	4	4	4	4	4	4	3	4	4
6	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-6	4	3	4	4	3	3	3	3	3
7	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-7	4	4	4	4	4	4	4	4	4
8	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-8	4	4	4	4	4	4	4	4	4
9	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-9	4	4	3	4	3	4	4	3	3
10	مجموعة خلائط التيتانيوم	Ti-10	4	4	4	4	4	4	4	3	4
11	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-1	3	4	4	3	4	3	3	3	3
12	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-2	4	4	4	3	3	3	3	3	2
13	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-3	3	4	4	2	3	3	3	2	2
14	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-4	4	4	4	3	4	4	3	3	4
15	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-5	4	4	4	3	3	4	3	3	2
16	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-6	4	4	4	4	3	3	3	3	3
17	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-7	4	4	3	3	3	3	3	2	3
18	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-8	4	4	4	3	4	4	3	3	3
19	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-9	4	4	4	4	3	4	4	4	3
20	مجموعة خلائط الكروم كوبالت	CrCo-10	4	4	3	3	3	3	3	3	2

البيانات التفصيلية للدراسة الخلوية للغشاء المخاطي الفموي

التسلسل العام	المجموعة	رمز المريض	النسبة المئوية لكل نموذج من الخلايا من مجموع الخلايا المفحوصة (%)								
			عند تسليم الجهاز			بعد 3 أشهر من استعمال الجهاز			بعد 6 أشهر من استعمال الجهاز		
			غير متقرنة	نظيرة تقرن	متقرنة بالكامل	غير متقرنة	نظيرة تقرن	متقرنة بالكامل	غير متقرنة	نظيرة تقرن	متقرنة بالكامل
1	خلائط التيتانيوم	**Ti-1**	7.69	1.92	90.38	18.49	3.36	78.15	33.33	19.44	47.22
2	خلائط التيتانيوم	**Ti-2**	4.84	0.00	95.16	9.43	4.72	85.85	0.41	0.00	99.59
3	خلائط التيتانيوم	**Ti-3**	9.43	3.77	86.79	9.52	21.43	69.05	19.60	46.73	33.67
4	خلائط التيتانيوم	**Ti-4**	8.93	0.00	91.07	18.60	0.00	81.40	9.55	1.91	88.54
5	خلائط التيتانيوم	**Ti-5**	17.39	4.35	78.26	29.55	11.36	59.09	19.57	13.04	67.39
6	خلائط التيتانيوم	**Ti-6**	16.67	2.38	80.95	5.62	8.99	85.39	23.16	20.00	56.84
7	خلائط التيتانيوم	**Ti-7**	0.00	0.00	100.00	18.18	0.00	81.82	12.00	14.00	74.00
8	خلائط التيتانيوم	**Ti-8**	17.24	0.00	82.76	22.58	9.68	67.74	14.81	13.58	71.60
9	خلائط التيتانيوم	**Ti-9**	18.92	5.41	75.68	22.86	11.43	65.71	10.87	15.22	73.91
10	خلائط التيتانيوم	**Ti-10**	13.51	2.70	83.78	16.00	4.00	80.00	12.50	10.42	77.08
11	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-1**	13.16	7.89	78.95	33.33	37.50	29.17	17.07	71.95	10.98
12	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-2**	18.18	4.55	77.27	12.00	88.00	0.00	40.00	50.00	10.00
13	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-3**	12.00	6.00	82.00	29.17	62.50	8.33	22.45	73.47	4.08
14	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-4**	22.22	5.56	72.22	1818	40.91	40.91	21.88	21.88	56.25
15	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-5**	17.95	7.69	74.36	22.50	40.00	37.50	13.64	72.73	13.64
16	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-6**	11.36	2.27	86.36	30.91	43.64	25.45	11.32	24.53	64.15
17	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-7**	26.79	7.14	66.07	26.67	36.67	36.67	33.33	38.10	28.57
18	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-8**	6.25	0.00	93.75	29.63	18.52	51.85	21.52	62.03	16.46
19	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-9**	14.29	0.00	85.71	30.00	16.67	53.33	18.42	23.68	57.89
20	خلائط الكروم كوبالت	**CrCo-10**	13.46	5.77	80.77	15.56	53.33	31.11	16.98	67.92	15.09

البيانات التفصيلية لدراسة مقدار التثبيت والتشوه الدائم في الضامات

* T : ضامات خلائط التيتانيوم. * C : ضامات خلائط الكروم كوبالت.						المسافة بين ذراعي الضمة (ملم)	
		مقدار التثبيت (نيوتن)					
التسلسل العام	المجموعة	رمز الضمة	الأولي	بعد 1000 دورة	الأولي	بعد 1000 دورة
1	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-1	15.58	12.30	6.52	6.60
2	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-2	18.33	12.40	6.55	6.62
3	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-3	20.49	14.75	6.53	6.59
4	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-4	18.02	13.39	6.57	6.65
5	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-5	15.78	12.60	6.53	6.59
6	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-6	16.72	13.49	6.53	6.61
7	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-7	20.53	14.73	6.57	6.64
8	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-8	19.56	14.95	6.51	6.57
9	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-9	20.91	14.95	6.50	6.57
10	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-10	16.73	12.10	6.58	6.66
11	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-11	15.65	12.25	6.53	6.61
12	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	T25-12	15.78	12.60	6.57	6.64
13	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-1	19.96	14.29	6.58	6.65
14	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-2	17.08	13.90	6.56	6.65
15	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-3	16.96	13.70	6.57	6.64
16	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-4	16.35	13.13	6.55	6.62
17	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-5	21.40	15.56	6.58	6.66
18	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-6	18.95	15.55	6.56	6.63
19	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-7	19.06	13.15	6.58	6.65
20	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-8	20.26	15.67	6.56	6.63
21	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-9	19.23	15.63	6.50	6.59
22	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-10	18.23	13.60	6.58	6.67
23	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-11	17.41	14.29	6.56	6.64
24	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.25 ملم	C25-12	18.95	14.45	6.55	6.63
25	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-1	21.74	15.40	7.20	7.31
26	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-2	21.98	15.37	7.11	7.23
27	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-3	20.76	14.16	7.12	7.22
28	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-4	24.74	16.92	7.18	7.28
29	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-5	22.05	15.48	7.12	7.24
30	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-6	20.52	14.00	7.15	7.25
31	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-7	20.38	15.38	7.19	7.28
32	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-8	19.90	14.70	7.23	7.33
33	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	T50-9	23.39	16.78	7.15	7.24

7.27	7.18	15.56	23.25	T50-10	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	34
7.22	7.11	14.29	19.56	T50-11	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	35
7.26	7.15	15.49	23.45	T50-12	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	36
7.25	7.14	16.49	22.12	C50-1	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	37
7.33	7.22	17.68	23.01	C50-2	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	38
7.33	7.23	18.86	23.08	C50-3	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	39
7.27	7.15	17.71	21.98	C50-4	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	40
7.29	7.18	15.21	20.63	C50-5	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	41
7.20	7.10	15.80	19.80	C50-6	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	42
7.33	7.20	17.53	21.63	C50-7	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	43
7.33	7.21	17.57	22.95	C50-8	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	44
7.32	7.19	17.65	24.36	C50-9	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	45
7.36	7.23	15.10	21.76	C50-10	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	46
7.29	7.16	16.35	21.91	C50-11	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	47
7.26	7.16	18.79	23.07	C50-12	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.50 ملم	48
7.86	7.68	22.11	27.89	T75-1	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	49
7.85	7.66	24.66	27.66	T75-2	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	50
7.89	7.70	23.60	26.80	T75-3	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	51
7.85	7.68	24.73	27.93	T75-4	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	52
7.81	7.63	23.48	29.19	T75-5	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	53
7.78	7.63	24.70	27.95	T75-6	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	54
7.84	7.65	22.15	27.93	T75-7	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	55
7.79	7.60	22.25	26.73	T75-8	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	56
7.77	7.60	22.29	25.45	T75-9	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	57
7.86	7.67	24.84	29.23	T75-10	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	58
7.81	7.62	23.51	26.75	T75-11	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	59
7.87	7.70	23.59	29.53	T75-12	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	60
8.00	7.61	16.14	25.34	C75-1	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	61
7.99	7.69	17.39	26.60	C75-2	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	62
7.94	7.63	19.97	29.17	C75-3	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	63
7.94	7.64	18.66	29.46	C75-4	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	64
8.00	7.66	18.60	29.31	C75-5	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	65
8.03	7.71	18.51	28.31	C75-6	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	66
8.00	7.67	19.98	29.18	C75-7	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	67
8.03	7.70	19.88	29.27	C75-8	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	68
7.98	7.65	19.76	28.93	C75-9	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	69
8.02	7.70	19.95	30.47	C75-10	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	70
8.03	7.71	17.29	27.83	C75-11	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	71
8.02	7.68	16.50	27.13	C75-12	مجموعة الضامات مع نهاية مثبتة بعمق 0.75 ملم	72

البيانات التفصيلية لدراسة اختبار الشد

* T : عينات خلائط التيتانيوم. * C : عينات خلائط الكروم كوبالت.				قيم اختبار الشد	
التسلسل العام	المجموعة	رمز العينة	الاجهاد الأعظمي (MPa)	معامل المرونة (GPa)
1	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T1	850.32	128.84
2	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T2	847.84	124.68
3	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T3	848.69	103.50
4	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T4	847.82	114.57
5	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T5	848.65	111.66
6	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T6	844.54	111.12
7	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T7	844.27	124.16
8	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T8	844.27	118.91
9	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T9	847.85	119.42
10	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T10	844.35	100.52
11	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T11	845.38	111.23
12	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T12	853.63	115.35
13	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T13	851.99	125.29
14	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T14	846.19	100.74
15	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T15	853.60	104.10
16	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T16	843.02	110.92
17	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T17	851.96	115.13
18	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T18	847.82	100.93
19	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T19	844.11	118.89
20	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T20	846.20	98.40
21	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T21	854.46	101.72
22	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T22	845.38	128.09
23	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T23	844.35	111.10
24	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T24	842.86	110.90
25	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T25	856.12	104.40

26	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T26	846.17	98.39
27	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T27	850.32	103.70
28	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T28	849.48	114.79
29	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T29	845.38	98.30
30	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط التيتانيوم	T30	848.66	111.67
31	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C1	906.32	229.60
32	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C2	907.15	181.43
33	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C3	916.15	316.49
34	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C4	901.63	244.73
35	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C5	916.96	248.89
36	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C6	912.86	192.72
37	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C7	910.42	192.20
38	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C8	907.94	215.64
39	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C9	901.55	244.71
40	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C10	906.34	246.01
41	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C11	905.52	215.06
42	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C12	902.80	228.71
43	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C13	902.57	342.98
44	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C14	910.43	288.30
45	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C15	907.95	287.52
46	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C16	916.15	217.59
47	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C17	912.06	315.08
48	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C18	916.16	193.41
49	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C19	912.88	182.58
50	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C20	916.97	290.37
51	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C21	915.34	217.39
52	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C22	911.24	266.36
53	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C23	910.41	216.22
54	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C24	903.04	228.77
55	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C25	916.98	268.04
56	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C26	901.63	190.34
57	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C27	916.97	232.30
58	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C28	910.42	216.22
59	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C29	914.52	193.06
60	عينات اختبار الشد – مجموعة خلائط الكروم كوبالت	C30	906.34	246.01

البيانات التفصيلية لدراسة اختبار القساوة

* T : ضامات خلائط التيتانيوم. * C : ضامات خلائط الكروم كوبالت.			قيم اختبار القساوة					
التسلسل العام	المجموعة	رمز العينة	قساوة النقطة الأولى	قساوة النقطة الثانية	قساوة النقطة الثالثة	قساوة النقطة الرابعة	قساوة النقطة الخامسة	متوسط القساوة HV
1	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T1	361.5	383.7	397.8	374.6	316.2	366.8
2	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T2	379.7	388.8	308.1	303.1	366.6	349.3
3	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T3	344.4	350.5	330.3	368.6	348.4	348.4
4	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T4	320.2	380.7	327.3	362.5	373.6	352.9
5	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T5	377.7	331.3	382.7	379.7	301.1	354.5
6	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T6	305.1	312.2	327.3	335.3	302.1	316.4
7	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T7	366.6	317.2	396.8	364.6	399.8	369.0
8	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T8	385.7	319.2	352.5	321.2	317.2	339.2
9	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T9	353.5	368.6	375.7	314.2	382.7	358.9
10	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T10	304.1	322.2	390.8	374.6	325.3	343.4
11	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T11	340.4	371.6	325.3	395.8	396.8	366.0
12	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T12	329.3	300.1	318.2	372.6	311.1	326.3
13	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T13	366.6	361.5	373.6	301.1	399.8	360.5
14	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T14	326.3	353.5	365.6	369.6	363.6	355.7
15	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T15	300.1	327.3	306.1	344.4	319.2	319.4
16	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T16	309.1	356.5	367.6	396.8	397.8	365.6
17	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T17	382.7	321.2	352.5	309.1	362.5	345.6
18	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T18	395.8	391.8	300.1	368.6	369.6	365.2
19	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T19	384.7	301.1	379.7	310.1	351.5	345.4
20	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T20	391.8	394.8	374.6	314.2	355.5	366.2
21	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T21	350.5	357.5	321.2	311.1	324.2	332.9

22	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T22	312.1	365.6	381.7	376.7	386.7	364.6
23	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T23	373.6	332.3	321.2	375.7	328.3	346.2
24	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T24	344.4	309.1	363.6	338.4	304.1	331.9
25	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T25	335.3	353.5	396.8	399.8	378.7	372.8
26	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T26	399.8	348.4	395.8	392.8	328.3	373.0
27	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T27	314.2	381.7	352.5	340.4	346.4	347.0
28	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T28	325.3	300.1	340.4	385.7	350.5	340.4
29	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T29	330.3	310.1	324.2	381.7	396.8	348.6
30	عينات اختبار القساوة – خلائط التيتانيوم.	T30	351.5	379.7	304.1	382.7	307.1	345.0
31	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C1	388.3	465.7	390.3	451.6	367.1	412.6
32	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C2	445.6	487.8	437.5	493.8	378.2	448.6
33	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C3	462.6	357.1	459.6	387.2	455.6	424.4
34	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C4	434.5	420.4	415.4	385.2	420.4	415.2
35	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C5	358.1	488.8	402.3	476.7	359.1	417.0
36	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C6	447.6	384.2	486.8	454.6	368.1	428.3
37	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C7	382.2	463.7	429.5	480.7	386.2	428.5
38	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C8	468.7	496.8	470.7	456.6	358.1	450.2
39	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C9	366.1	442.5	477.7	386.2	461.6	426.8
40	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C10	382.2	446.6	362.1	485.8	466.7	428.7
41	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C11	387.3	478.7	398.3	374.2	490.8	425.9
42	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C12	400.3	413.4	414.4	442.5	420.4	418.2
43	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C13	410.4	350.1	482.8	475.7	496.8	443.2
44	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C14	498.8	428.5	478.7	350.1	487.8	448.8
45	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C15	437.5	449.6	459.6	377.2	403.3	425.4
46	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C16	415.4	360.1	366.1	364.1	477.7	396.7

47	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C17	350.1	372.2	351.1	487.8	480.7	408.4
48	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C18	403.3	415.4	404.3	490.8	486.8	440.1
49	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C19	405.3	432.5	378.2	385.2	447.6	409.8
50	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C20	366.1	459.6	351.1	389.3	462.7	405.8
51	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C21	453.6	467.7	362.1	498.8	379.2	432.3
52	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C22	437.5	368.1	370.2	471.7	425.5	414.6
53	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C23	389.3	396.3	399.3	465.7	419.4	414.0
54	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C24	388.3	499.8	494.8	494.8	442.5	464.0
55	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C25	433.5	374.2	488.8	363.1	431.5	418.2
56	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C26	355.1	421.4	423.4	429.5	386.2	403.1
57	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C27	455.6	358.1	476.7	402.3	373.2	413.2
58	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C28	382.2	359.1	353.1	458.6	392.3	389.1
59	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C29	385.2	394.3	432.5	414.4	447.6	414.8
60	عينات اختبار القساوة – خلائط الكروم كوبالت	C30	359.1	383.2	412.4	466.7	408.4	406.0