الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية طب الأسنان
قسم تعويضات الأسنان الثابتة

تأثير بعض أشكال خطوط الإنهاء في مقاومة انكسار القبعات الخزفية المصنعة من الزيركون وفق نظام الـ CAD/CAM

(دراسة مخبرية)

The Effect of the Finishing Line Designs on the Fracture Resistance of Zirconia Copings Made by CAD/CAM System (*in vitro study*)

أطروحة قدمت إلى جامعة دمشق لنيل درجة الماجستير في علوم طب الأسنان
اختصاص تعويضات الأسنان الثابتة

إعداد:
الباحثة: ريمه أحمد العثمان

إشـــراف
الأستاذ الدكتور : فندي الشعراني

2012م/1433هـ

بسم الله الرحمن الرحيم

﴿وَمَا أُوتِيتُم مِنَ العلمِ إلاَّ قَلِيلا﴾

صدق الله العظيم

سورة الإسراء: الآية 85

تصريح

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.

الإهداء

إلى وطنٍ في شعبهِ عشقُ الموتِ متى كانَ الموتُ طريقاً

للحَياة

سوريا

إلى أرضِ العطاءِ المنسيّة . . .الأميرةِ النائمةِ خارجَ حدودِ الزمان . .

تلكَ الشامخةُ . .كجسرِها المعلّق

دير الزور

مع كل الحب

ريمه

كلمة شكر

بعد الحمد والشكر لله الذي أعانني على إتمام هذا البحث . . . لا يسعني إلا أن أتقدم بفائق الشكر والاحترام لأولئك الذين أنارو دروبنا فكانوا مشاعل اهتدينا بها في طريق العلم لنتخطى الصعاب ونقف واثقي الخطا . . .

أبدأ بالشكر الجزيل وكل الاحترام والتقدير لأستاذي المشرف **الأستاذ الدكتور فندي الشعراني** الذي لم يبخل علي بوقتٍ أو جهد . . فكان المعلم والأب والصديق . . قدم لي الكثير من النصح والإرشاد والتشجيع خلال مسيرتي العلمية . . ارتويتُ كما أجيالٌ سبقت من بحر علمه الكبير . . وأنا هنا لن أوفيه بكلماتي هذه إلا القليل . .

كما أتقدم بالشكر الجزيل **للأستاذ المساعد الدكتور نبيل الحوري** رئيس قسم التعويضات الثابتة لتكرمه بقبول المشاركة في تحكيم هذه الأطروحة وأتوجه بفائق الشكر **للأستاذ المساعد الدكتور جهاد أبو نصار** والذي شرفني بمشاركته في لجنة الحكم، فلهما مني كل احترام وتقدير.

وشكري وتقديري الكبيرين **للأستاذ المساعد الدكتور إياد سويد** على ماقدمه لي من عون ومساعدة وعلى ماقدمه من نصائح وإرشادات ساهمت في تذليل ماواجهته من مصاعب وعقبات ، وشكر موصول لجميع الأساتذة في قسم تعويضات الأسنان الثابتة .

كما أتوجه بالشكر والامتنان لإدارة كلية طب الأسنان ممثلة **بالأستاذة الدكتورة رزان خطاب** عميد كلية طب الأسنان، **والأستاذ المساعد الدكتور إياد الشعراني** نائب عميد كلية طب الأسنان للشؤون العلمية، **والأستاذ الدكتور ياسر مدلل** نائب عميد كلية طب الأسنان للشؤون الإدارية.

كما أشكر **الدكتور خليل عزيمة** لمساعدته الكبيرة لي في إتمام الاختبارات في كلية الهندسة الميكانيكية.

ولا يسعني أخيراً إلا ان أشكر كل من ساعدني في إنجاز هذا البحث ونسيت ذكر اسمه. . سهواً مني لا تجاهلاً لفضله. .

الباحثة

قائمة المحتويات

الموضوع	الصفحة
المقدمة.	9
الهدف من البحث.	11
الباب الأول: المراجعة النظرية.	12
1.1 الزيركونيا.	13
1.1.1 لمحة عامة عن الخزف السني وتصنيفه.	13
2.1.1 تعريف الزيركونيا.	14
3.1.1 التقبل الحيوي للزيركونيا.	15
4.1.1 الخواص الفيزيائية والميكانيكية للزيركونيا.	16
5.1.1 البنية البلورية للزيركونيا.	17
6.1.1 تثبيت الزيركونيا.	20
7.1.1 متانة التحول.	20
8.1.1 تحلل الزيركونيا في درجة الحرارة المنخفضة LTD.	23
9.1.1 أنماط خزف الزيركونيا.	25
10.1.1 تلبيد الزيركونيا.	29
11.1.1 تأثير بعض العوامل على الزيركونيا.	30
12.1.1 نقاط ضعف ترميمات الزيركونيا.	32
13.1.1 تقنيات تصميم وتصنيع نواة الزيركونيا.	32
2.1 مبادئ تحضير الأسنان لاستقبال ترميمات الخزف الكامل.	33
1.2.1 تعريف خط الإنهاء.	35
2.2.1 العوامل المؤثرة على اختيار نموذج خط الإنهاء.	35
3.2.1 أنواع خطوط الإنهاء.	36
4.2.1 خط إنهاء شبه الكتف.	39
5.2.1 خط إنهاء الكتف المدور.	39

الموضوع	الصفحة
6.2.1 معايير تحضير الأسنان لاستقبال التيجان الخزفية الكاملة.	41
7.2.1 الخطوط الأساسية الواجب مراعاتها عند تحضير الحدود العنقية.	41
3.1 نظام الـ CAD/CAM.	42
1.3.1 تعريفه.	42
2.3.1 مراحل تطور أنظمة الـ CAD/CAM.	42
3.3.1 نظرة عامة على نظام الـ CAD/CAM.	44
4.3.1 مكونات نظام الـ CAD/CAM.	45
5.3.1 ميزات استخدام تقنية الـ CAD/CAM.	47
6.3.1 مساوئ تقنية الـ CAD/CAM.	49
4.1 الدراسات السابقة المتعلقة بموضوع البحث.	49
الباب الثاني: مواد وطرائق البحث.	59
1.2 عينة البحث.	60
2.2 المواد والأجهزة المستخدمة في البحث.	61
1.2.2 المواد.	61
2.2.2 أدوات وأجهزة البحث.	63
3.2 طريقة العمل.	69
1.3.2 تحضير العينة.	69
2.3.2 صنع القبعات الزيركونية وفق نظام الـ CAD/CAM.	74
3.3.2 فحص القبعات بعد إنجازها.	79
4.3.2 ترقيم العينة.	80
5.3.2 إلصاق القبعات الزيكونية على الدعامات المعدنية.	81
6.3.2 إجراء الاختبارات الميكانيكية.	82
4.2 الدراسة الإحصائية لنتائج الاختبارات الميكانيكية.	85

الموضوع	الصفحة
الباب الثالث: النتائج.	86
1.3 وصف العينة.	87
2.3 الدراسة الاحصائية التحليلية.	88
1.2.3 دراسة تأثير المجموعة المدروسة على مقاومة الانكسار في عينة البحث (بالنيوتن).	88
الباب الرابع: المناقشة.	93
1.4 مناقشة مواد وطرائق البحث.	94
2.4 مناقشة النتائج.	97
1.2.4 مناقشة نتائج الدراسة الميكانيكية.	97
الباب الخامس: الاستنتاجات.	104
الباب السادس: المقترحات والتوصيات.	106
1.6 المقترحات.	107
2.6 التوصيات.	108
الباب السابع: المراجع.	109
الملخص.	123
Abstract.	126
الملحق.	

قائمة الأشكال

الرقم	عنوان الشكل	الصفحة
1.1	النماذج البلورية لخزف الزيركونيا.	18
2.1	متانة التحول في الزيركونيا.	22
3.1	خزف الألومينا المقوى بالزيركونيا.	26
4.1	خزف المغنزيوم الزيركوني.	27
5.1	خزف اليتريوم الزيركوني.	28
6.1	خط الإنهاء البسيط Area finish line.	37
7.1	الكتف المشطوب.	38
8.1	كتف بزاوية 50 درجة.	38
9.1	الكتف المدور.	38
10.1	رسم توضيحي يبين الفرق بين شبه الكتف والكتف المدور.	39
11.1	رسم تخطيطي يوضح نماذج خطوط الإنهاء.	40
1.2	رسم تخطيطي يوضح نماذج خطوط الإنهاء المستخدمة.	60
2.2	قوالب زيركونيا من نوع ZircoDenta.	61
3.2	إكريل ذاتي التماثر.	61
4.2	مطاط سيليكوني إضافي كثيف ورخو.	62
5.2	الإسمنت الزجاجي الشاردي.	62
6.2	خليطة معدن نيكل–كروم.	63
7.2	سنابل ماسية للتحضير.	64
8.2	قوالب بلاستيكية مثقبة.	64
9.2	الجهاز الماسح.	65
10.2	جهاز التصميم.	65
11.2	جهاز التفريز.	65
12.2	فرن تلبيد الزيركونيا.	66
13.2	جهاز الـ Milling Machine.	66
14.2	قوالب بلاستيكية لصناعة القواعد الإكريلية.	67
15.2	ملزمة الإلصاق.	67

الرقم	عنوان الشكل	الصفحة
16.2	جهاز الاختبارات الميكانيكية العام.	68
17.2	مقياس السماكة.	68
18.2	رأس خاص بجهاز الـ Milling Machine معد لضبط درجة ميلان الجدران بمقدار 10 درجات.	69
19.2	ضبط درجة ميلان الجدران المحورية بمقدار 10 درجات بواسطة الـ Milling Machine.	70
20.2	سن محضر بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم.	71
21.2	أخذ الطبعات للسن الإكريلي.	71
22.2	الدعامات المعدنية للمجموعة الأولى من العينة.	72
23.2	سن محضر بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم.	72
24.2	سن محضر بخط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم.	73
25.2	الدعامات المعدنية لكل نموذج من نماذج خطوط الإنهاء.	73
26.2	التأكد من العرض الدقيق لخطوط الإنهاء بواسطة الـ CAD/CAM.	74
27.2	عملية المسح Scanning.	75
28.2	تحديد خط الإنهاء وحواف السن المحضر.	76
29.2	تصميم القبعة الزيركونية.	76
30.2	الشكل النهائي للقبعات الزيركونية بعد تصميمها لكل نموذج من نماذج خطوط الإنهاء المستخدمة.	77
31.2	عملية التفريز.	78
32.2	النماذج الثلاثة للقبعات بعد تصنيعها وتلبيدها.	78
33.2	شكل تخطيطي يوضح امتداد القبعة ذات السماكة 0.5 ملم على خطوط الإنهاء المستخدمة.	79
34.2	المجموعات الثلاث للقبعات الزيركونية بعد تطبيقها على الدعامات.	80
35.2	صنع القواعد الإكريلية للدعامات المعدنية.	81
36.2	إلصاق القبعة على الدعامة المعدنية.	82
37.2	تجهيز العينة لإجراء الاختبار الميكانيكي.	83
38.2	إجراء الاختبار الميكانيكي.	84

قائمة الجداول

الرقم	عنوان الجدول	الصفحة
1.1	نماذج خطوط الإنهاء ومحاسن ومساوئ كل منها.	40
2.1	نتائج دراسة Riech وزملائه 2008.	52
3.1	توزع مجموعات العينة في دراسة Clausen وزملائه 2010.	54
5.1	نتائج دراسة Cho وزملائه 2004.	56
1.3	توزع عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة.	87
2.3	احصاءات وصفية.	89
3.3	نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين المجموعات المدروسة في عينة البحث.	90
4.3	نتائج المقارنة الثنائية بطريقة LSD لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين المجموعات المدروسة في عينة البحث.	91
1.4	متوسطات القوى التي أدت إلى حدوث الكسر في البحث.	98

قائمة المخططات

الرقم	عنوان المخطط	الصفحة
1.3	النسبة المئوية لتوزع عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة.	88
2.3	المتوسط الحسابي لمقاومة الانكسار بالنيوتن في عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة.	89

المقـــــدمة

Introduction

ازداد الاهتمام مؤخراً بالمواد التعويضية الحديثة وبشكل خاص المواد الخزفية الكاملة لما تقدمه من خواص تجميلية ممتازة بالإضافة إلى تقبلها الحيوي الجيد مما أدى إلى الإقبال الكبير عليها وقد تم استخدامها بنجاح لترميم الأسنان الأمامية و الخلفية.

ومن أهم المشاكل التي برزت في هذه الترميمات احتمال انكسارها تجاه القوى الإطباقية (Piconi & Maccauro, 1999)، حيث لوحظ حدوث كسور متكررة في التيجان الخزفية الكاملة الخلفية وذلك يعود إلى المقاومة الميكانيكية المنخفضة نسبياً لهذه المواد.

لكن خزف الزيركونيا غيّر هذه المعطيات وتمّ تقديمه مؤخراً على أنه بنية تحتية واعدة للترميمات الخالية من المعدن (Suttor, 2004; Tinschert *et al.*, 2004) بسبب خواصه الميكانيكية العالية مما مكّن من استخدامه فعلياً لأي نمط من أنماط التعويضات الثابتة (Devaud,2005).

واستناداً إلى مبادئ التحضير يجب على التحضيرات السنّية المطلوبة لهذا النوع من المواد التجميلية المحافظة على النسج السنّية السليمة، ومن هنا يبرز التحدي الأكبر وهو إيجاد التوازن بين مقاومة انكسار التعويض الخالي من المعدن وتحقيق أحد مبادئ التحضير الهامة في التيجان والجسور وهو إزالة كمية محدودة من النسج السنية والحصول على ترميم يؤمن المقاومة والثبات تجاه قوى المضغ و من هنا أتت فكرة البحث من أجل إيجاد خط إنهاء مناسب للتحضير يؤمن التوازن المطلوب .

الهدف من البحث

Aim of study

يهدف هذا البحث إلى مايلي:

اختبار مقاومة انكسار القبعات الزيركونية المصنّعة وفق نظام الـ CAD/CAM تبعاً لخطوط إنهاء مختلفة (شبه كتف بسماكة 0.5ملم، شبه كتف بسماكة 0.7ملم، كتف مدوّر بسماكة 1ملم).

الباب الأول: المراجعـــة النظـــرية

Chapter 1: Literature Review

1.1 الزيركونيا: *Zirconia*

1.1.1 لمحة عامة عن الخزف السني وتصنيفه: *Dental Ceramics*

الخزف السني هو مركّب غير عضوي يتكون بشكل أساسي من الأوكسجين وعنصر أو أكثر من المعادن أو أشباه المعادن (Anusavice, 2003).

تنوعت حالياً أصناف الخزف السني وتطبيقاته السريرية وتعددت طرق تصنيفه، وهو يصنّف تبعاً لبنيته المجهرية إلى الفئات التالية:

- الأنظمة التي أساسها الزجاج: *Glass-Based Systems*

تكون ذات محتوى عالٍ من الزجاج مما يكسبها خواص تجميليةً عالية، تتألف هذه الأنظمة بشكل أساسي من ثنائي أوكسيد السيليكون SiO_2 أو مايعرف بالسيليكا (الكوارتز).

- الأنظمة التي أساسها الزجاج مع مواد مالئة: *Glass-Based Systems with Fillers*

تضاف إلى القالب الزجاجي مواد مالئة لتحسين الخواص الميكانيكية للخزف وهي عبارة عن بلورات ذات درجة انصهار مرتفعة مثل الليوسايت Leucite وثنائي سيليكات الليثيوم Lithium Disilicate، وتبعاً لنسبة وشكل هذه البلورات نحصل على أنماط مختلفة من الخزف.

- الأنظمة التي أساسها بلوري مع مواد مالئة زجاجية: *Crystalline-Based Systems with Glass Fillers* مثل خزف (الألومينا- زيركونيا) أو (الألومينا- ماغنيزيا).

- الخزف البلوري: *Polycrystalline. No Glass Content*

يتكون من بلورات فقط مما يعطيه خواص ميكانيكية عالية ومن أمثلته الزيركونيا.

2.1.1 تعريف الزيركونيا:

الزيركونيا هي ثنائي أوكسيد الزيركونيوم البلوري ZrO_2، فلز غير عضوي يوجد في الطبيعة على شكل بلورات من سيليكات الزيركونيا $ZrSiO_4$ يتم إرجاعها للحصول على أوكسيد الزيركونيوم كما يتواجد على شكل أوكسيد الزيركونيوم الحر (Vagkopoulou *et al.*, 2009).

تمتاز هذه المادة بخواص ميكانيكية مشابهة للمعادن ولونها مشابه للون الأسنان (Piconi & Maccauro, 1999). يعدّ هذا الفلز من المواد النادرة التي تستخدم في صناعة الحلي والمجوهرات، اكتشف لأول مرة عام 1789 بالصدفة على يد العالم الألماني "Martin Heinrich Klaproth" (Pilathadka *et al.*, 2007).

أول استخدام للزيركونيا لأغراض طبية كان عام 1969 وكان متعلقاً بالتطبيقات الجراحية العظمية حيث قُدِّم كمادة جديدة لاستبدال المفصل الفخذي بدلاً من تعويضات التيتانيوم أو الألومينا (Helmer & Driskell, 1969)، أما أول استخدام له في طب الأسنان فكان عام 1990.

وقد ازدهر استخدام الزيركونيا في المجال السني بشكل كبير خلال السنوات العشرة الأخيرة اعتماداً على ثلاث خواص رئيسية تميزه عن باقي المواد التعويضية:

- خواص تجميلية جيدة.
- مقاومة تآكل أفضل من المعدن ويُعزى ذلك إلى غياب تأثيرات التيارات الغلفانية.
- مقاومة للكسر والتصدّع أفضل من باقي أنواع الخزف (Manicone *et al.*, 2007).

يمكن استخدام الزيركونيا فعلياً لأي نمط من أنماط التعويضات الثابتة وذلك بسبب خواصه الميكانيكية العالية (Devaud, 2005)، وقد أظهرت أحد الأبحاث أن 15 دراسةً أجريت على هذا النمط من الخزف منذ عام 1998 أظهرت معدل نجاح مقداره 90% أو أكثر عند استخدام الترميمات المعتمدة على الزيركونيا (Denry & Kelly, 2007; Sailer *et al.*, 2006).

يستخدم الزيركونيا حالياً في صناعة الأوتاد الجذرية ودعامات الزرعات السنية والحاصرات التقويمية بالإضافة إلى القبعات الخالية من المعدن وهياكل الجسور الطويلة (Conard *et al.*, 2007).

3.1.1 التقبل الحيوي للزيركونيا: *Biocompatibility of Zirconia*

ركّزت الأبحاث الجراحية العظمية على السلوك الميكانيكي للزيركونيا، وعلى اهترائه، وعلى اندماجه بالعظم حيث أُنجزت الدراسات الأولى سريرياً لأن التقنيات المخبرية لم تكن متطورة بعد بشكلٍ كافٍ، وقد تمّ تقييم رد الفعل الناتج عن وضع الزيركونيا في عظم الفخذ عند القرد حيث لم تظهر أي استجابات عكسية (Manicone *et al.*, 2007). ثم أجريت العديد من الدراسات المخبرية للحصول على معلومات حول السلوك الخلوي تجاه هذه المادة (Bukat *et al.*, 1990) وأكد التقييم المخبري أن الزيركونيا غير سامة خلوياً (Lohmann *et al.*, 2002) (Dion *et al.*, 1994) وهي غير قادرة على إحداث طفرات في المورثات الخلوية (Silva *et al.*, 2002) بالإضافة إلى ذلك فإن أوكسيد الزيركونيوم ينتج ردّ فعلٍ أقلّ في النسج من المواد الترميمية الأخرى بما فيها التيتانيوم (Warashina *et al.*, 2003).

يمكن تلخيص أهم خواص الزيركونيا بالنقاط التالية:

– مادة غير حلولة في الماء وبالتالي فهي غير سامة (Zarone *et al.*, 2011).

– قابلية التصاق الجراثيم عليها ضعيفة جداً وهذا جانبٌ هام من أجل الحفاظ على ترميمات الزيركونيا بدون تسرب حفافي أو تهيج حول سني (Scarano *et al.*, 2004; Rimondini *et al.*, 2002).

– خواص ميكانيكية عالية، ثابتة الأبعاد، ثابتة كيميائياً (Helvey, 2008).

– ظلالية شعاعية جيدة (McLaren & Giordano, 2005).

4.1.1 الخواص الفيزيائية والميكانيكية للزيركونيا: *Physical & Mechanical Properties*

تتعلّق العديد من خصائص الزيركونيا ببنيته البلورية، وبالتحديد بانتقاله من الطور رباعي الأضلاع T إلى الطور أحادي الميلان M.

يمتلك خزف الزيركونيا خواص ميكانيكية عالية مشابهة لتلك التي يمتلكها الفولاذ اللاصدئ (Manicone *et al.*, 2007) فهو ذو مقاومة عالية للكسر حيث وصلت مقاومته للضغط في إحدى الدراسات إلى مايقارب 2000 ميغاباسكال (Piconi & Maccauro, 1999) أما مقاومته للالتواء فسجلت قيمة مقدارها 900–1200 ميغاباسكال (Guazzato *et al.*, 2002; McCabe & Walls, 2008) وهي تعدّ قيمة عالية إذا ما قورنت بخزف الألومينا والخزف الزجاجي (Coelho *et al.*, 2009) ويمكن تحمّل الجهود الدورية بشكل جيد بواسطة هذه المادة.

وإذا ما قورنت مقاومة انكسار خزف الزيركونيا ببعض أنظمة الخزف الأخرى الخالية من المعدن فسوف يُلاحظ أن خزف الزيركونيا قد حقق أعلى القيم في هذا المجال إذ سُجِّلت في إحدى

الدراسات مقاومة انكسار مقدارها 282 نيوتن لترميمات ثنائي سيليكات الليثيوم، 518 نيوتن لترميمات الألومينا، مقابل 755 نيوتن لترميمات الزيركونيا (Luthy *et al.*, 2005) ونتيجةً لهذه الخواص الميكانيكية العالية وجدت العديد من الدراسات أن هذا النوع من الخزف قابل للاستخدام على الأرحاء لصناعة التيجان المفردة أو الجسور الطويلة (Tinschert *et al.*, 2007; Raigrodski, 2004) وعلى الرغم من أن بعض الشركات المصنّعة تسمح أيضاً بصناعة ترميمات لكامل القوس السنية إلا أن الجسور الثابتة المؤلفة من خمس قطع هي أكثر مايمكن الحصول عليه حتى الآن (Larsson *et al.*, 2006).

تتغير الخواص الفيزيائية لخزف الزيركونيا تبعاً للمعالجات السطحية التي يتعرّض لها فالتعرّض للرطوبة لفترة طويلة يمكن أن يكون له تأثيرٌ ضارٌ على خصائصه كما أن السحل السطحي يمكن أن يقلل من القساوة (Luthardt *et al.*, 2002).

يتميز الزيركونيا بظلاليةٍ شعاعيةٍ وهذا مفيد في جانبين، إذ يمكن استخدامه عند الحاجة لتتويج الأسنان المتلوّنة دون أن يؤثر ذلك على الناحية التجميلية كما أن هذه الظلالية مفيدة جداً لضبط الانطباق الحفافي للترميم من خلال التقييم الشعاعي (McLaren & Giordano, 2005).

5.1.1 البنية البلورية للزيركونيا: *Crystallography of Zirconia*

يوجد لخزف الزيركونيا 5 أطوار صلبة معروفة على الأقل، في حين لوحظت تحت شروط المعالجة الطبيعية (بدون ضغط أو وسط ذي ضغطٍ منخفض ودورات حرارية تقليدية) فقط ثلاثة أطوار وذلك اعتماداً على درجة الحرارة وإضافة أكاسيد الاستقرار وسوف يتم التركيز هنا فقط على هذه الأطوار الثلاثة باعتبارها ذات أهمية للتطبيقات الطبية الحيوية.

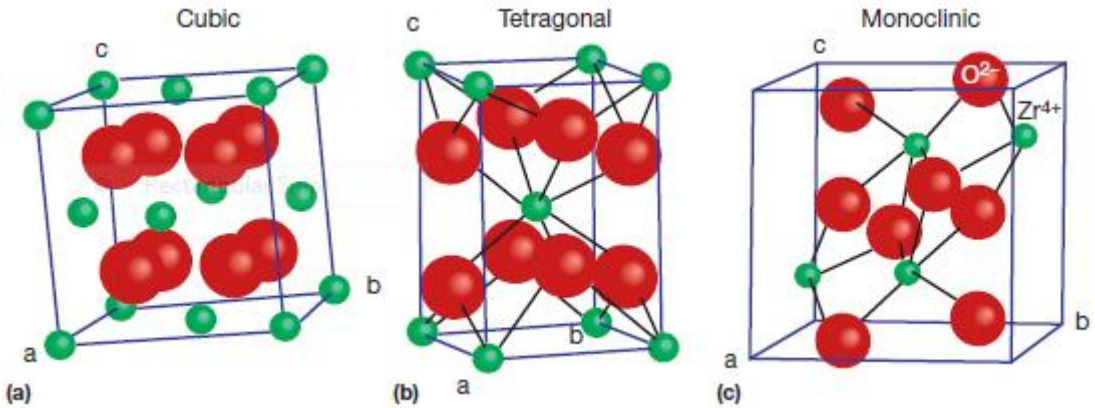
يمكن أن تنتظم بلورات الزيركونيا في ثلاثة نماذج (من درجة حرارة منخفضة إلى مرتفعة) (Chevalier & Gremillard, 2011):

– النموذج أحادي الميلان Monoclinic ويرمز له بالرمز (M): وهو يُشاهد في درجة حرارة الغرفة وحتى درجة C1170°.

– النموذج رباعي الأضلاع Tetragonal يرمز له بالرمز (T): يُشاهد في درجة حرارة أعلى من C1170° وحتى C2370°، يتميز هذا الطور بأنه غير مستقر وهو قادر على التحول إلى الطور أحادي الميلان.

– النموذج المكعب Cubic يرمز له بالرمز (C): يُشاهد في درجات حرارة أعلى من C2370° وحتى درجة الانصهار C2680° (Goff *et al.*, 1999).

و الشكل التالي يوضح هذه البلورات:



الشكل 1.1: النماذج البلورية لخزف الزيركونيا (Chevalier & Gremillard, 2011)

بعبارةٍ أخرى يمكن القول أن الزيركونيا النقيّة تكون أحادية الأضلاع (M) في درجة حرارة الغرفة وبضغطٍ منخفض، بزيادة درجة الحرارة تتحول المادة إلى رباعية الأضلاع (T) بدرجة حرارة 1170°C تقريباً ومن ثم إلى مكعبة (C) بدرجة حرارة حوالي 2370°C وتذوب عند 2716°C.

هذه التحوّلات بين الأنماط البلورية توصف بأنها (Kelly & Denry, 2008):

1. غير منتشرة: أي تشمل فقط بعض أجزاء الشبكة البلورية دون حدوث انتقالٍ للذرات.

2. تحدث تحت تأثير الحرارة: مما يدل على الحاجة إلى تغيرات درجة الحرارة ضمن مدى معين ذُكِر سابقاً.

3. تتضمّن تشوه الشكل.

تكون تغيرات الحجم خلال التبريد والمتعلقة بهذه التحولات هامة وكبيرة لدرجةٍ تجعل المادة النقية غير مناسبة للتطبيقات التي تحتاج بنية صلبة ذات خصائص عالية:

من الطور C إلى الطور T: يتغير الحجم بمقدار 2,31%

من الطورT إلى الطور M: يتغير الحجم بمقدار 4,5%

تتحول البنى الملبّدة من الطور T إلى الطور M خلال التلبيد ضمن درجة حرارة (1300–1500) °C.

6.1.1 تثبيت الزيركونيا: (Garvie & Nicholson, 1972; Kelly & Denry, 2008)

من أجل تأمين استقرار الزيركونيا ذات الطور رباعي الأضلاع أو المكعب في درجة حرارة الغرفة وضبط تحولاتها بين الأنماط البلورية الثلاثة سابقة الذكر، تُضاف بعض الأكاسيد المعدنية منخفضة التكافؤ التي تساعد على استقرارها والتي يمكن أن تصنّف في العديد من الأصناف بالاعتماد على تكافؤ ذراتها (Chevalier & Gremillard, 2011):

– ذرات ثنائية التكافؤ: كالكالسيوم والمغنزيوم وهما الذرات ثنائية التكافؤ الوحيدة المستخدمة وينتج عن إضافتها خزف PSZ (Partially Stabilized Zirconia).

– ذرات ثلاثية التكافؤ: يعد اليتريوم أكثرها استخداماً وقد يوجد السكانديوم و الغاليوم والحديد في بعض التطبيقات، وينتج عن إضافتها خزف TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystals) و PSZ.

– ذرات رباعية التكافؤ: كالسيريوم وينتج عن إضافتها خزف TZP.

7.1.1 متانة التحول: *Transformation Toughening*

إن أفضل الخواص الميكانيكية للزيركونيا يمكن تحقيقها فقط إذا تمكّنت بعض الحبيبات من التحول تحت الضغط من الطور رباعي الأضلاع غير المستقر إلى الطور أحادي الميلان المستقر وهذا هو مفهوم متانة التحول، بعبارةٍ أخرى يمكن القول أن الزيركونيا تُستخدم كخزف حيوي فقط إذا كانت غير مستقرة بشكل كامل إلا أن هذه الاستقرارية المتبدلة للطور رباعي

الأضلاع في درجة حرارة الغرفة قد تؤدي إلى تحول في السطوح التي تكون بتماسٍ مع الماء (سوائل الجسم) وهذه الظاهرة تُسمى تحلُّل الزيركونيا أو الـ LTD (Low Temperature Degradation) وسوف تُناقش لاحقاً.

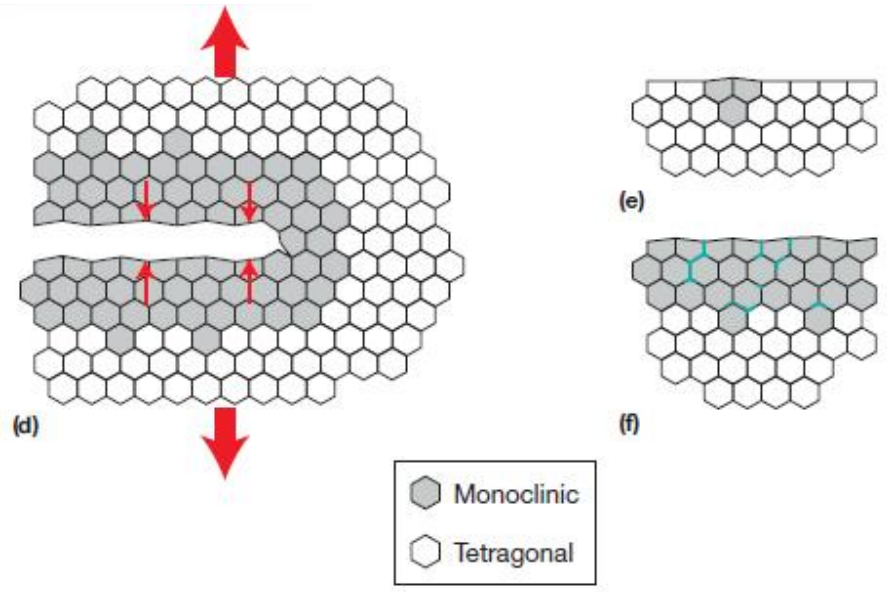
اكتشفت متانة التحول عام 1975 من قبل العالم Garvie (Garvie *et al.*, 1975) وهذا التحول الناتج عن الضغط خلق الظروف لزيادة قوة وقساوة الزيركونيا لدرجات لم يتم الوصول إليها من قبل في أنواع الخزف السابقة.

عند تطبيق ضغط على سطح الزيركونيا يحدث تحول بلوري في البنية، وهذا يُنتِج تغيراً حجمياً في البلورات في مكان تطبيق الضغط وهنا فإن طاقة التصدع (Cracking energy) تُحدِث التحول T – M.

هذا التعديل البلوري يتبعه تمدّد يؤدي إلى ختم الشق (Manicone *et al.*, 2007) إذ أن وجود جهود الشد في جوار الصدع يُحرِّر القيود الميكانيكية المفروضة على الطور الرباعي غير المستقر ويسمح له بالتحول إلى الطور أحادي الميلان مما يؤدي إلى تشكل منطقة التحول.

من الواضح أن هذا لايمكن أن يحدث إذا كان الطور T مستقراً.

ويوضح المخطط التالي كيفية حدوث هذا التحول على المستوى البلوري:



شكل 2.1: متانة التحول في الزيركونيا (Chevalier & Gremillard, 2011)

(d): متانة التحول

(e,f): ظاهرة تحلل الزيركونيا (LTD)

يُرى تأثير متانة التحول عند مقارنة سرعات تولّد الشقوق في مختلف أنماط الزيركونيا. فعلى سبيل المثال، الفرق بين المقاومة الجيدة لتولد الصدوع في الزيركونيا 3Y–TZP رباعية الأضلاع والمقاومة المتوسطة للزيركونيا المكعبة يأتي من متانة التحول (Chevalier *et al.*, 2001) وقد تبين أيضاً أن زيادة حجم الحبيبات في خزف 3Y–TZP تؤدي إلى زيادة فعالية متانة التحول وبالتالي مقاومة أفضل لتولد الشقوق وقساوة أفضل (Chevalier *et al.*, 1999).

إذاً يمكن اختصاراً تعريف متانة التحول على أنها من الآليات الكامنة التي تسمح بتبديد إضافي للطاقة عند أطراف الصدوع نتيجةً للضغط يليها تمدد في الحجم بمقدار 3–5%.

8.1.1 تحلّل الزيركونيا في درجة الحرارة المنخفضة LTD: *Low Temperature Degradation*

يمكن أن يحرّض وجود الماء التحول M – T على سطح الزيركونيا وقد تم توثيق ذلك في الزيركونيا رباعية الأضلاع من النمط Y–TZP، وعلى النقيض من التحول M – T الذي يحدث ضمن كتلة المادة بجوار الشق المتولّد فإن هذا التحول على السطح في وجود الرطوبة يؤدي إلى انخفاضٍ في خواص المادة وتدعى هذه الظاهرة أيضاً بظاهرة شيخوخة الزيركونيا Ageing.

تُعتَبر هذه الظاهرة جوهرية في خزف 3Y–TZP إلا أنها تعتمد بشكل كبير على البنية المجهرية وعلى ظروف معالجة الزيركونيا وهي يمكن أن تُقَلّل إلى حدها الأدنى تحت الشروط التالية:

- إبقاء حجم الحبيبات صغيراً.
- الكثافة العالية وعدم وجود مسامية في خزف الزيركونيا.
- عدم وجود جهود شد متبقية في أجزاء المادة المعرضة للماء.
- عدم وجود طور مكعب C.

سُجِّلت هذه الظاهرة لأول مرة من قبل العالم Kobayashi (Kobayashi *et al.*, 1981)، إذ لوحظ أن التحول البطيء M – T من الطور رباعي الأضلاع غير المستقر إلى الطور أحادي الميلان الأكثر استقراراً يحدث في الحبيبات السطحية في وسط رطب في درجة حرارة منخفضة نسبياً (150–400)°C وتحديداً في المجال (200–300) °C (Swab, 1991).

يبدأ الـ LTD عادةً على سطح الزيركونيا ويتقدم لاحقاً باتجاه معظم كتلة المادة، يكون تحول كل حبيبةٍ مترافقاً بزيادة في الحجم تسبب جهوداً إضافية في الحبيبات المحيطة وتؤدي إلى حدوث تصدع مجهري يتلو ذلك نفوذ الماء ضمن الكتلة مما يفاقم من عملية التحلل وحدوث التحولات.

يؤدي نمو منطقة التحول إلى زيادةٍ في كمية الطور أحادي الميلان وحدوث تصدع مجهري حاد وأخيراً خشونة في السطح تؤدي في النهاية إلى انخفاض في المقاومة. من العوامل التي يمكن أن تُشجِّع على حدوث ظاهرة التحلل حجم الحبيبات لذا فمن الأفضل أن تكون ذات أحجام صغيرة، وكمية المادة المسببة لاستقرار الطور الرباعي فكلما زادت كميتها ساهم ذلك في تناقص معدل حدوث هذه الظاهرة (Hannink *et al.*, 2000)، ووجود الجهود المتبقية Residual stresses (Deville *et al.*, 2006) ووجود الرطوبة (Swab, 1991).

وكنتيجةٍ لما ذُكِر تمّ عام 2001 استدعاء بعض السلاسل من الرؤوس المفصلية الفخذية المصنوعة من الزيركونيا Y-TZP بسبب الكسور التلقائية التي كانت نتيجةً للتحول من الطور رباعي الأضلاع إلى الطور أحادي الميلان في المنطقة المركزية من رأس المفصل الفخذي وهذا ماأدى إلى الفشل الكارثي لهذا النوع من المفاصل وقد أثارت هذه الحادثة اهتمام الكثير من الباحثين الذين سعوا للبحث من أجل توضيح سبب الفشل (Chevalier *et al.*, 2004; Chevalier, 2006).

وعلى الرغم من أن ظاهرة الـ LTD تقلّل من الخواص الميكانيكية للزيركونيا إلا أن قيم المقاومة تقلّ إلى قيم مقبولة سريرياً في الوسط الفموي (Att *et al.*, 2007).

خلاصة :

استناداً إلى ماسبق يمكن القول بأن متانة التحول والـ LTD هما في الحقيقة مصطلحان مترادفان يُقصَد بهما أن الطور رباعي الأضلاع غير المستقر يمكن أن يتحول إلى الطور أحادي الميلان. الجانب الإيجابي هو التحول تحت الضغط والذي يُمكّن الزيركونيا من مقاومة الجهود

العالية، بينما الجانب السلبي هو التحول الممكن حدوثه في السطح والذي يؤدي إلى صدوع مجهرية وخشونة.

إذاً فالمطلوب الآن إنتاج خزف زيركونيا قادر على التحول تحت الجهود المطبقة ولكن بأقل حساسية ممكنة للماء أي الحفاظ على التوازن الحساس بين استقرارية الطور T الضرورية لمقاومة التحلل LTD وقابلية التحول للطور T الضرورية لمتانة التحول اللازمة لمقاومة تولد الصدوع.

9.1.1 أنماط خزف الزيركونيا:

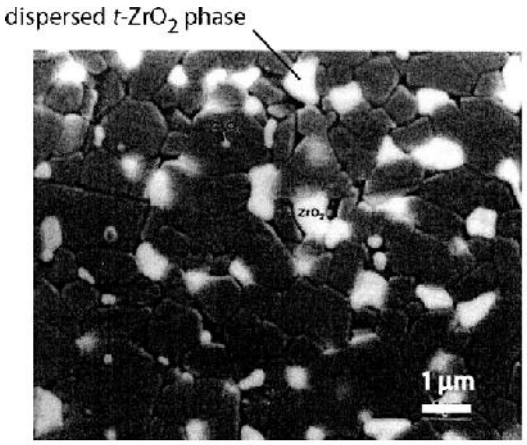
اعتماداً على تطبيقات التحولT – M يمكن أن تّصنَّف الزيركونيا في ثلاثة نماذج:

1. أنماط الخزف المقواة بالزيركونيا: *Zirconia-Dispersed Ceramics*

وهي مواد تعتمد على بعثرة بلورات الزيركونيا في مادة أخرى، ويبدو أن هذه المواد هي الأقل انتشاراً والأقل أهميةً تجارية.

من أمثلتها الألومينا المقواة بالزيركونيا Zirconia–Toughened Alumina والتي يرمز لها بالرمز (ZTA) أو المولايت المقوى بالزيركونيا Zirconia–Toughened Mullite (ZTM).

المثال التجاري الوحيد في المجال السني عن الخزف المقوى بالزيركونيا هو الـ InCeram Zirconia (Vita) والذي يتألف من ألومينا وزيركونيا بمعدل مئوي حجمي قدره 30:70 على الترتيب (Holand *et al.*, 2008).



a. Ziconia-toughenend alumina (ZTA)

الشكل 3.1: خزف الألومينا المقوى بالزيركونيا (Kelly & Denry, 2008)

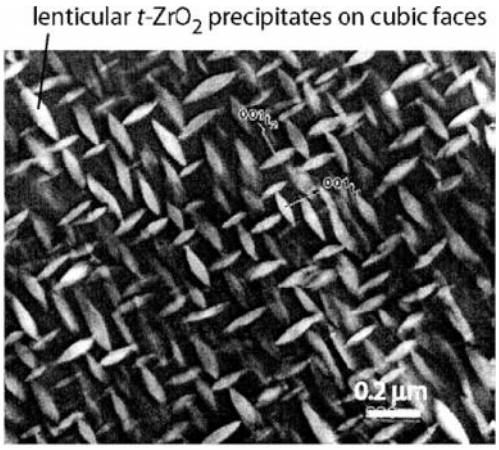
تُعدّ هذه المادة ثنائية الطور مع غلبة الطور رباعي الأضلاع، وهنا لايتطلب استقرار الطور T في درجة حرارة الغرفة استخدام الأكاسيد وبدلاً عن ذلك يتمّ التحكم به بواسطة حجم الجزيئات وشكلها وموقعها. مثال: في خزف الـ ZTA الجزيئات التي تكون فوق حجمٍ معين سوف تتحول إلى الطور أحادي الميلان تبعاً للتبريد إلى درجة حرارة الغرفة.

2. الزيركونيا المستقرة جزئياً (PSZ): *Partially Stabilized Zirconia*

وهي من أكثر المواد التي دُرست كما أنها هامة تجارياً ومعقدة بنيوياً، وتشمل الزيركونيا المقواة بالمغنزيوم Mg–PSZ والكالسيوم Ca–PSZ واليتريوم Y–PSZ.

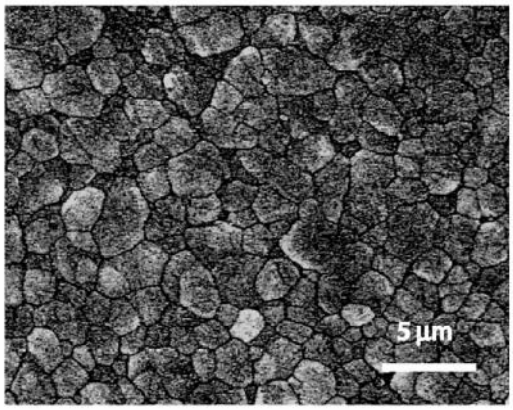
يتطلّب استقرار هذه المواد إضافة أكاسيد مقوية كالتي سبق ذكرها وتكون أيضاً عبارة عن طورين (رباعي الأضلاع ومكعب) مع غلبةٍ للطور رباعي الأضلاع وتكون هنا الجزيئات الرباعية متواجدةً ضمن قالبٍ من الجزيئات المكعبة المستقرة ومن أمثلتها التجارية خزف Denzir–M،

ولايمكـن تحقيـق الاسـتقرار الكامـل لهـذه المـواد لـذلك سُـمّيت بالزيركونيـا المسـتقرة جزئيـاً (Ritzberger *et al.*, 2010).



الشكل 4.1: خزف المغنزيوم الزيركوني (Kelly & Denry, 2008)

3. الزيركونيا رباعية الأضلاع متعددة البلورات (TZP): *Tetragonal Zirconia Polycrystals* من أمثلتها Ce–TZP و Y–TZP، تتألف هذه المادة من طور وحيد هو الطور الرباعي والذي تبلـغ نسبته حوالي 98% وتتميز بحجم حبيبات فائق النعومة ويعد خزف الـ Cercon أحد أمثلتها التجارية، يستخدم هذا النمط بشكل شائع كمادة للقبعات الخزفية ويكون فيه الطور رباعي الأضلاع غير المستقر مرتبطاً مع 3 جزيء% من أوكسيد اليتريوم (3Y–TZP) مما يمنحه الاستقرار (Denry, 2007).



c. Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline (Y-TZP)

الشكل 5.1: خزف البيتريوم الزيركوني (Kelly & Denry,2008)

أظهرت العديد من الدراسات مقاومة انكسار ممتازة ومعطيات قساوة عالية لخزف TZP وهذا يعود إلى اعتماد هذا الطور على خاصية متانة التحول التي تنتج من تحول الطور رباعي الأضلاع إلى الطور أحادي الميلان لجزيئات الزيركونيا تحت الضغط (Suttor, 2004).

يمتلك خزف 3Y–TZP أفضل الخواص الميكانيكية والتجميلية بين أنواع الأكاسيد الخزفية متعددة البلورات فهو قد يحقق شفافية تصل إلى 12–15% (Baldissara *et al.*, 2010).

حقق خزف 3Y–TZP نجاحاً سريرياً طويل الأمد في المجال السني لكنه اختفى من حقل الجراحة العظمية التجبيرية بسبب أحداث الفشل الناتجة عن ظاهرة LTD (Ageing) في بعض المنتجات في ظلّ غياب أي تقريرٍ سريري عن مثل هذه الظاهرة في التطبيقات السنية وهو لايزال مستخدماً كمادة حيوية بسبب خواصه الميكانيكية والتجميلية الممتازة.

10.1.1 تلبيد الزيركونيا:

يتطلب تلبيد الزيركونيا بشكلٍ عام درجات حرارة فوق درجة الحرارة التي تحدث التحول M–T ولهذا تكون الزيركونيا رباعية الأضلاع في درجة حرارة التلبيد والتحول يحدث خلال التبريد، هذا التحول يؤدي إلى زيادة كبيرة جداً في الحجم (حوالي5%) مما يؤدي بشكل حتمي إلى حدوث تصدعات في قوالب الزيركونيا النقية الكثيفة. من الممكن تجنُّب هذا التصدع الناجم عن التحول إما بالتلبيد تحت درجة حرارة C1170° (حيث تبقى المادة أحادية الميلان خلال كامل دورة التلبيد مما يؤدي إلى خزف غير قابل للتحول قليل القوة وقصف) أو بالاحتفاظ بالأطوار الرباعية والمكعبة مستقرة في درجة حرارة الغرفة وذلك بخلطها بذرات إيجابية متعددة التكافؤ تمنع التحول M–T خلال التبريد.

ومن الجدير بالذكر أنه من الممكن الاحتفاظ بمسحوق الزيركونيا النقية ذات الطور الرباعي في درجة حرارة الغرفة حتى حجم حبيبات بقياس حوالي 24 نانومتر (Pitcher *et al.*, 2005). في قوالب الزيركونيا الملبدة يكون من المستحيل الاحتفاظ بهذا الحجم المنخفض من الحبيبات بالإضافة إلى الجهود الداخلية المتبقية والتي تجعل استقرار الطور الرباعي مستحيلاً بدون مساعدة أكاسيد الاستقرار (Pitcher *et al.*, 2005).

ملاحظة :

يتكون 3Y–TZP الموضوع في درجة حرارة عالية (C1500°) من:

88% طور رباعي يحتوي على 2.4 جزيء% من أوكسيد االييتريوم Y_2O_3.

12% طور مكعب يحتوي على 7.5 جزيء% من أوكسيد الييتريوم.

يكون هذا النمط نفسه من الزيركونيا في درجة حرارة الغرفة مكوناً من طور أحادي الميلان لايحتوي تقريباً على أي جزيء من أوكسيد اليتريوم وطور رباعي يحتوي على 18 جزيء% منه.

11.1.1 تأثير بعض العوامل على الزيركونيا:

1. تأثير حجم الحبيبات:

تتأثر الخواص الميكانيكية للزيركونيا بشكل كبير بحجم حبيباتها، إذ أن زيادة حجم الحبيبات عن 1µ يجعل الزيركونيا أقل استقراراً وأكثر عرضة للتحول M–T وهذا يزيد من مقاومة المادة للانكسار ولكنه يضعف من خواصها بسبب زيادة غنى سطح الزيركونيا بالطور أحادي الميلان الأمر الذي يؤدي إلى زيادة إمكانية حدوث ظاهرة التحلل LTD أو الشيخوخة Ageing. أما نقصان حجم الحبيبات لأقل من 0,2µ فهو ينقص متانة المادة بسبب غياب خاصية متانة التحول ويستخدم حالياً حجم حبيبات يتراوح بين 0,3–0,8µ للطب الحيوي (Aboushelib, 2010).

2. تأثير الرطوبة:

تُضعِف الرطوبة من الخصائص الميكانيكية للزيركونيا نتيجةً لحدوث ظاهرة الـ LTD، لذلك يُنصح بعدم ترك حواف قبعات الزيركونيا بتماسٍ مع اللثة وتغطية كامل القبعة الزيركونية بالخزف المغطي (Al–Amleh *et al.*, 2010).

3. تأثير درجة الحرارة:

يؤدي تعرّض الزيركونيا لدرجات حرارةٍ عالية ولمدة طويلة إلى إضعاف خصائصها الميكانيكية نتيجةً لكبر حجم حبيباتها، فكلما كانت الحرارة المستعملة في التلبيد أقل كان حجم الحبيبات أصغر لذلك فإن لعملية التلبيد دورٌ كبيرٌ في استقرار بنية الزيركونيا والخواص النهائية للترميم (Zarone *et al.*, 2011).

4. تأثير أجهزة التصنيع الـ (CAM):

تؤثر السنابل المستخدمة في تفريز الزيركونيا على خواصها من حيث حدّتها وعدد حبيباتها العاملة وكلما كان القطع أسهل كان الضرر الحاصل للسطح أقل (Luthardt *et al.*, 2004) كما أن طبيعة القوالب الزيركونية المستعملة تلعب دوراً جوهرياً فاستعمال قوالب غير كاملة التلبيد يقلل من حدوث التصدعات على سطح الزيركونيا وهذا مايشاهد غالباً عند استعمال القوالب كاملة التلبيد (Thompson & Rekow, 2004).

5. تأثير عملية سحل الزيركونيا بعد التصنيع:

يؤدي سحل الزيركونيا خلال الإجراءات المخبرية أو السريرية إلى إيجاد سطحٍ متبقٍ غني بالتحولات يكثر فيه حدوث الشقوق والتصدعات المجهرية ويكون هذا السطح منطقة ضعف يبدأ فيها حدوث الكسر لذلك توصي أغلب الشركات المصنعة بعدم سحل الزيركونيا أو ترميلها (Kelly & Denry, 2008).

12.1.1 نقاط ضعف ترميمات الزيركونيا:

يُعدّ السطح البيني (قبعة–خزف مغطي) واحداً من أضعف جوانب الترميمات الزيركونية حيث يتصدع الخزف المغطي ومن ثم ينكسر (Aboushelib *et al.,* 2007) وهناك عوامل عديدة قد تؤدي إلى مثل ذلك:

– الفروقات في معاملات التمدد الحراري بين الخزف المغطي والقبعة.

– التقلص الناجم عن خبز الخزف المغطي.

– عيوب عملية التغطية.

ويتم حالياً تطوير أنواعَ خزفيةٍ خاصة من أجل تغطية الزيركونيا لتقليل هذا الجانب غير المحبب.

13.1.1 تقنيات تصميم وتصنيع نواة الزيركونيا: يتم ذلك بطريقتين

1. طريقة التصنيع اليدوي أو مايطلق عليه اسم (MAD/MAM): *Manual-Aided Design/Manual-Aided Manufacturing*

إذ يقوم فني الأسنان بصناعة القبعة يدوياً من الشمع أو الراتنج على المثال الجبسي للسن المحضر وذلك بطريقة التشميع التقليدي وبعد تجربتها في العيادة يقوم التقني بنسخها بواسطة الجهاز الناسخ، ثم يتم تصنيع القبعة من قالب زيركونيا غير ملبد وبالتالي يتم الحصول على قبعة زيركونية مطابقة للقبعة الشمعية ولكنها أكبر بنسبة 20–25% لتعويض التقلص الذي سيحصل خلال عملية التلبيد (Kurbad, 2001; Anusavice, 2003; Rosenstiel *et al.*, 2006).

2. طريقة التصميم والتصنيع بواسطة الحاسب الآلي (CAD/CAM): *Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*

وهي الطريقة التي تم استخدامها في البحث.

2.1 مبادئ تحضير الأسنان لاستقبال ترميمات الخزف الكامل:

إن متانة الترميمات الخزفية الكاملة لاتعتمد فقط على مقاومة انكسار المادة، إنما تعتمد أيضاً على نمط التحضير الملائم الذي يؤمن ثخانة كافية للمادة (Beuer *et al.*, 2008). وقد تنوّعت وجهات نظر الباحثين بالنسبة لأفضل أنماط التحضير لترميمات الخزف الكامل فيما يتعلق بمقاومة انكسار الترميم، إذ وجد بعضهم أن أعلى القيم كانت محقّقة عند التحضير بدرجة تقارب جدران مقدارها 10 درجات باتجاه السطح الطاحن وعند تحضير خط إنهاء كتف بعرض 1.2 ملم للترميمات الخزفية الزجاجية (Doyle *et al.*, 1990; Friedlander *et al.*, 1990) في حين فضَّل آخرون تحضير خط إنهاء كتف بزاوية لثوية محورية مدورة، أما بالنسبة للشركات المصنعة فإن معظمها ينصح بتحضير شبه كتف عميق.

وجدت بعض الدراسات أن شبه الكتف يمكن أن يُحسِّن الأداء الميكانيكي الحيوي لترميمات الخزف الكامل المفردة (Inceram) وقد يعود هذا إلى البنية المتماسكة لحافة شبه الكتف.

تتأثر مقاومة التاج السريري بعدة عوامل منها:

تصميم خط الإنهاء، سماكة الترميم، القوى الإطباقية واتجاهاتها، الإلصاق، الجهود المتبقية Residual Processing Stresses، معامل مرونة مكونات الترميم، العيوب الحادثة على

سطح الترميم، وتأثيرات البيئة الفموية (Webber *et al.*, 2003; Luthardt *et al.*, 2004).

فيما يخص الزيركونيا، وجدت بعض الدراسات أن أعلى مقاومة انكسار يمكن تحقيقها بواسطة تحضير الكتف المدور والسبب الممكن لذلك أن القوى الإطباقية كانت تغيب أو تتبدّد بواسطة الكتف المحيطي، بالإضافة إلى تركُّز الجهود بشكل أقل على الجدران المحورية بالمقارنة مع باقي أنماط التحضير.

بعض الأبحاث لم تجد اختلافاً لتحضير خط الإنهاء البسيط عن تحضير الكتف المدور في الزيركونيا فيما يخصّ مقاومة انكسار التعويض وقد فُسِّرت النتائج الإيجابية لتحضير خط الإنهاء البسيط بنموذج توزُّع الجهود خلال تطبيق الضغط فعندما يزداد الضغط على القبعة فإنها تنزلق على الجدران المحورية للدعامة دون أن تُعاق بالحواف وهذا قد يؤدي إلى تركُّز الجهود على السطح الطاحن للقبعة (Beuer et al., 2008) إلا أنه ومن وجهة نظر النسج الداعمة فإن تحضير خط الإنهاء البسيط قد أُلغي.

كما بيّنت بعض الأبحاث أن التحضيرات الحادة تظهر على أنها بدائل واعدة لشبه الكتف في الزيركونيا، أما شبه الكتف الضحل والعميق فقد وُجِد أنها تحقّق مقاومة انكسار كافية وربما يُعزى ذلك إلى المتانة الكافية التي يتم الحصول عليها في حالة التحضيرات التي تتطلب إزالةً أقل للنسج السنية السليمة.

ظهر بنتيجة دراساتٍ أخرى أن شبه الكتف يمتلك مقاومة انكسار أكبر من الكتف وهذا قد يعود إلى الانطباق الحفافي الأكبر لشبه الكتف بسبب الانحناء في بنيته والذي يسبب انتشاراً أفضل

للجهود (الضغوط) بينما لايتحقق هذا الشرط في الكتف الذي تكون حافته بشكل نهايات (حواف) حادة، كما يظهر أن الكتف يبدي انطباقاً حفافياً هو الأسوأ بالنسبة للمواد الخزفية وقد ربطت بعض الدراسات بين نموذج خط الإنهاء والانطباق الحفافي للتاج ومقاومة انكساره (Jalalian & Aletaha, 2010).

1.2.1 تعريف خط الإنهاء:

هو الحد الفاصل بين الجزء غير المحضر من السن وأكثر نقطة ذروية من التحضير، تعدّ هذه المنطقة أحد مفاتيح النجاح في التعويضات الثابتة حيث لا يمكن للمرممة أن تدوم في الفم إلا إذا كان انطباقها الحفافي جيداً.

يعدّ نموذج خط الإنهاء من النقاط الهامة جداً عند تحضير الأسنان لاستقبال التيجان الكاملة ويجب أن يتمّ تحديد نوعه بشكل دقيق وأن يكون منتظماً وذا توضعٍ جيد.

2.2.1 العوامل المؤثرة على اختيار نموذج خط الإنهاء:

– نوع المادة الترميمة: وهو قد يكون العامل الرئيسي المؤثر على اختيار نموذج خط الإنهاء المناسب، وأصبح من الشائع حالياً أن تستطب الشركات المصنِّعة نموذجاً معيناً من خطوط الإنهاء لكل مادة.

– المتطلبات الجمالية.

– الشكل التشريحي للسن وموقعه ضمن القوس السنية.

– مهارة ودقة الطبيب.

أما مايحدّد موقع خط الإنهاء فهو الناحية الجمالية ووضع السن المحضر.

3.2.1 أنواع خطوط الإنهاء: (Massironi *et al.*, 2007)

يتطلّب تصنيف خطوط الإنهاء التمييز بين نموذجين وهما:

1. خطوط الإنهاء التي تكون على شكل منطقة أو سطح (*Area finish lines*) أو مايعرف بخط الإنهاء البسيط وتتضمن:

- **Knife edge finish line**
- **Feather edge finish line**

في هذا النموذج من خطوط الإنهاء لايمكن بدقّة تحديد نهاية المنطقة المحضرة من السن وهذا مايُحدِث عادةً بعض الالتباس وهي أقل استخداماً في الممارسة السريرية ومن مساوئها:

– إمكانية تشكُّل كتف معكوس ناتج عن كمية التحضير القليلة عند الحواف وثخانة المادة المرممة ومايُنتج عن ذلك من مشاكل حيوية في السن والأنسجة الداعمة.

– عند محاولة تحقيق التمادي بين التعويض النهائي والنسج غير المحضرة من السن قد لا تتطابق سماكة الترميم عند الحواف مع القيم الصغرى للإجراءات المخبرية مما ينتج حواف ضعيفةً معرضة للتشوه، فالمسافة محدودة جداً لتعطي دعماً مناسباً لأي مادة ترميمة.

– لايمكن عند استخدامها الحصول على نتائج تجميلية جيدة لأن المسافة عند العنق تكون غير كافية لاستعمال الخزف الكامل ومن الضروري استخدام سوار معدني بارتفاع معتبر مما يجعل المنطقة العنقية أقل جمالية.

2. خطوط الإنهاء الخطية (*Linear finish lines*):

ويندرج تحت هذه الفئة نموذجين:

- المعقدة *Complex* وتضم:

- الكتف المشطوب: تحضيره معقّد، تكون زاويته الداخلية بمقدار 90 درجة أما زاوية الشطب فيجب أن تكون بمقدار 45 درجة على الأقل. شكل الجزء الخارجي من خط الإنهاء هذا يؤمن دعماً غير كافٍ للخزف الكامل مما يحتّم استخدام المعدن لختم الحافة وهذا يؤدي إلى نتائج جمالية أقل.
- شبه الكتف المشطوب: نادر الاستخدام في الممارسة السريرية.

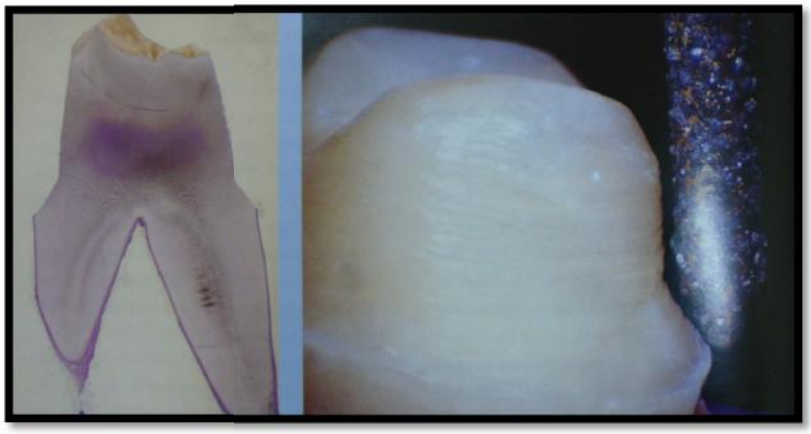
- البسيطة *Simple* وتضم:

- الكتف بزاوية 50 درجة و 135 درجة.
- الكتف بزاوية 90 درجة: استُبدِل بالكتف المدور لأسباب متعلّقة بزاويته الداخلية.
- شبه الكتف.
- الكتف المدور.

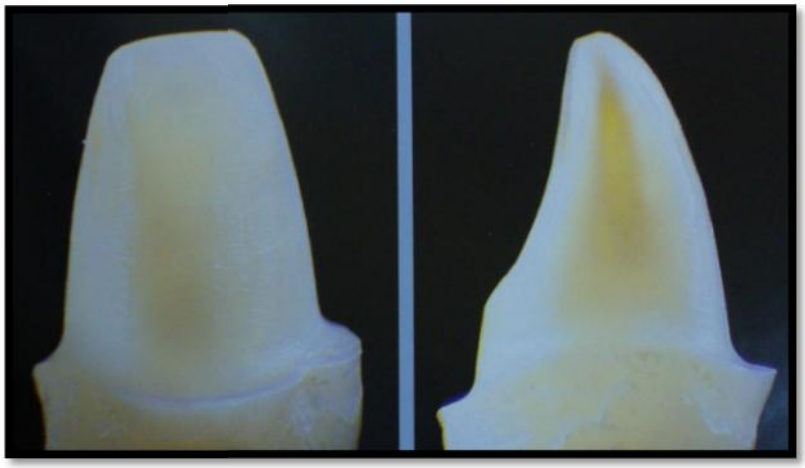
وتوضح الأشكال التالية بعض نماذج خطوط الإنهاء:

الشكل 6.1: خط الإنهاء البسيط (Area finish line) (Massironi *et al.*, 2007)

الشكل 7.1: الكتف المشطوب (Massironi *et al.*, 2007)



الشكل 8.1: كتف بزاوية 50 درجة (Massironi *et al.*, 2007)



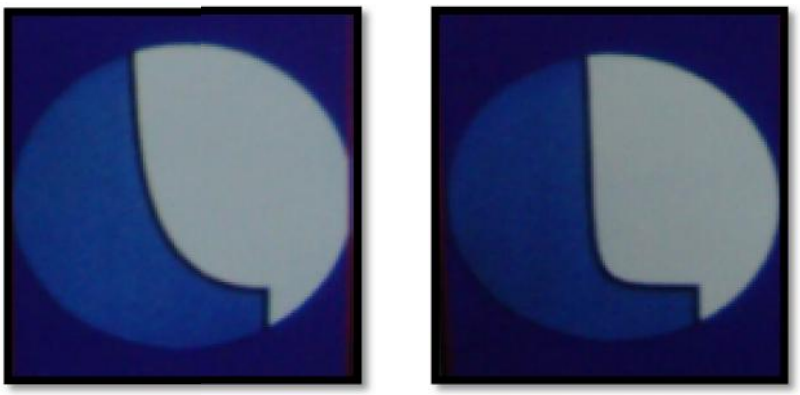
الشكل 9.1: الكتف المدور (Massironi *et al.*, 2007)

4.2.1 خط إنهاء شبه الكتف *Chamfer*:

يتميّز بغياب الزاوية الداخلية الحادة ووجود تقعّر خفيف ويكون عرضه أقل من عرض الكتف المدور، من السهل إنجاز هذا النموذج من خطوط الإنهاء وهو يتلاءَم مع كافة أنواع الترميمات المعدنية الخزفية أو الخزفية الكاملة. تتحمّل حواف الترميم جهوداً منخفضة في خط الإنهاء هذا لأن القوى الإطباقية تتوزّع غالباً على كامل الترميم وهو يؤمن مسافةً كافيةً لمادة الترميم نتيجة للتقعر الناتج عنه ويُحسِّن الخواص التجميلية.

5.2.1 خط إنهاء الكتف المدور *Round shoulder*:

ينتج هذا النموذج عند تعميق شبه الكتف باستخدام رأسٍ أكثر استدارة وهو حالياً النموذج الأكثر استخداماً بالنسبة لترميمات الخزف الكامل. وقد ذكرت بعض الدراسات أن هذا الشكل من خطوط الإنهاء يقلّل من تركز الإجهادات بمقدار 50% إذا ماقورن مع الكتف. من سيئاته أن تحضيره يحتاج إلى إزالة كمية كبيرة من النسج السنية لذلك لايستخدم عند تحضير الأسنان الصغيرة أو الفتية أو الأسنان ذات التهدم الواسع.



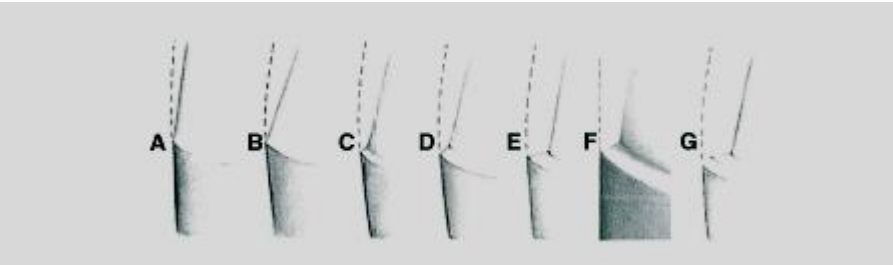
شكل 10.1: رسم توضيحي يبين الفرق بين شبه الكتف والكتف المدور (Francischone & Vasconcelos, 2003).

ويوضّح الجدول التالي نماذج خطوط الإنهاء ومحاسن ومساوئ كل منها:

Table 7-2 ADVANTAGES AND DISADVANTAGES OF DIFFERENT MARGIN DESIGNS

Margin design	Advantages	Disadvantages	Indications
Feather edge	Conservative of tooth structure	Does not provide sufficient bulk	Not recommended
Chisel edge	Conservative of tooth structure	Location of margin difficult to control	Occasionally on tilted teeth
Bevel	Removes unsupported enamel, allows finishing of metal	Extends preparation into sulcus if used on apical margin	Facial margin of maxillary partial-coverage restorations and inlay/onlay margins
Chamfer	Distinct margin, adequate bulk, easier to control	Care needed to avoid unsupported lip of enamel	Cast metal restorations, lingual margin of metal-ceramic crowns
Shoulder	Bulk of restorative material	Less conservative of tooth structure	Facial margin of metal-ceramic crowns, complete ceramic crowns
Sloped shoulder	Bulk of material, advantages of bevel	Less conservative of tooth structure	Facial margins of metal-ceramic crowns
Shoulder with bevel	Bulk of material, advantages of bevel	Less conservative, extends preparation apically	Facial margin of posterior metal-ceramic crowns with supragingival margins

الجدول 1.1: يوضح نماذج خطوط الإنهاء ومحاسن ومساوئ كل منها (Rosenstiel *et al.*, 2006)



الشكل 11.1: رسم تخطيطي يوضح نماذج خطوط الإنهاء (Rosenstiel *et al.*, 2006)

A- كتف

B- كتف مدور

C- كتف مشطوب

D- Feather edge

E- Knife edge

F- شبه كتف

G- شطب Bevel

6.2.1 معايير تحضير الأسنان لاستقبال التيجان الخزفية الكاملة: (Rosenstiel *et al.*, 2006)

وردت في العديد من الدراسات بعض المبادئ المتعلقة بتحضير الأسنان لنجاح الترميم الخزفي من النواحي الميكانيكية والبيولوجية والجمالية نذكر منها:

1. تخفيض السطح الطاحن أو الحد القاطع بمقدار 1.5 إلى 2 ملم.
2. تحضير الجدران المحورية بمقدار 1.2 إلى 1.5 ملم.
3. أن يكون خط الإنهاء عبارة عن شبه كتف عميق بعرض 0.7 ملم أو كتف مدور.
4. أن تكون الحافة العنقية داخل الميزاب اللثوي بمقدار 0.5 إلى 1 ملم.
5. درجة ميلان الجدران Total Occlusal Convergence (TOC) من 10 إلى 20 درجة.
6. عدم وجود زوايا حادة في التحضير وتدوير الزوايا الخطية والمحورية.

7.2.1 الخطوط الأساسية الواجب مراعاتها عند تحضير الحدود العنقية (Rosenstiel *et al.*, 2006**):**

1. سهولة التحضير بدون مبالغة فيه (Overextension) والحرص على عدم ترك ميناء غير مدعومة بالعاج والحفاظ على النسج السنية السليمة.
2. سهولة تحديد خط الإنهاء بشكل كامل سواء في الطبعة أو على المثال الجبسي.
3. تأمين حدود واضحة لإنهاء التشميع عندها.

4. إزالة كمية كافية من النسج السنية في منطقة الحواف بحيث يمكن حمل المثال الشمعي دون حدوث تشوهٍ فيه في تلك المنطقة لتأمين الحصول على مقاومة كافية للترميم فيما بعد.

3.1 نظام الـ *CAD/CAM*:

1.3.1 تعريفه:

هذا المصطلح هو اختصار لجملة **Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing** أي التصميم والتصنيع بواسطة الحاسب الآلي (The glossary,2005).

تعتمد تقنية الـ CAD/CAM على التنبؤ الدقيق بالأبعاد لمعاوضة التقلص الناتج عن التلبيد وهي طريقة اقتصادية وقابلة للتكرار وتستخدم لصناعة نماذج فريدة ومعقدة (Tinschert *et al.*, 2004) ويتم تفريز أشكال هندسية ذات قياس أكبر بحوالي 20% من الحجم المطلوب الحصول عليه .

2.3.1 مراحل تطور أنظمة الـ CAD/CAM:

أصبحت أنظمة الـ CAD/CAM شائعةً بشكل متزايد خلال الـ 25 سنةً الماضية (Duret *et al.*, 1988). يمكن استخدام هذه التقنية في المخبر أو في العيادة السنية ويمكن استعمالها في صناعة حشوات الـ inlay و الـ onlay والوجوه الخزفية والأجهزة الجزئية الثابتة والتيجان وفي صناعة دعامات الزرعات السنية وحالات إعادة تأهيل الفم كما بدأ استخدام هذه التقنية في مجال التقويم وكمثال على ذلك أجهزة (Invisalign) (Davidowitz & Kotick, 2011).

أُدخِلت هذه التقنية في مجال الصناعة في الستينيات من القرن الماضي حيث تم استعمالها في صناعة الطائرات والسيارات (American Machinist, 1998, 2010) وبدأ استخدامها في طب الأسنان بعد عقدٍ من الزمن أي في منتصف السبعينات.

كان الطبيب الفرنسي Duret أول من طور جهاز الـ CAD/CAM السني الذي يقوم بصناعة التيجان بالاعتماد على طبعة بصرية للدعامة المحضرة (Duret & Preston, 1991) حيث قدم أول ترميم مصنّع بواسطة هذه التقنية عام 1983 (Priest, 2005) ثم طور فيما بعد نظام الـ Sopha system.

أما الطبيب السويسري Mormann فكان مطوِّر أول نظام CAD/CAM تجاري وذلك بالتعاون مع مهندس كهربائي يدعى Brandestini والذي قدم فكرة استخدام علم البصريات لنسخ الأسنان وفي عام 1985 أنجز هذا الفريق أول حشوة inlay في العيادة باستخدام الماسح البصري وآلة التفريز وقد أُطلِق على هذا النظام اسم CEREC كاختصار للأحرف الأولى من جملة (Computer- assisted ceramic reconstruction) (Mormann, 2006).

أما الطبيب الأمريكي Rekow فقد استعمل تقنية الـ CAD/CAM في منتصف الثمانينات حيث تم تصميم نظام يتلقى البيانات باستخدام الصور الضوئية والأجهزة الماسحة الدقيقة ثم يتم تفريز الترميم باستخدام آلة تفريز ذات 5 محاور (Rekow, 1987).

طور الطبيب السويدي Andersson نظام الـ Procera لتصنيع تيجان ذات دقة عالية عام 1983 (History of Nobel Biocare, 2010) وقد كان أول من استعمل تقنية CAD/CAD لصناعة الوجوه التجميلية المصنوعة من الكومبوزيت (Andersson *et al.*, 2010).

3.3.1 نظرة عامة على نظام الـ CAD/CAM:

تشتمل أنظمة الـ CAD/CAM المستخدمة في العيادة على جهاز ماسح (ناسخ) محمول باليد بالإضافة إلى عربة تشتمل على الكومبيوتر وآلة التفريز.

يتم إدخال رأس الماسح إلى داخل الفم فوق السن المحضر وتظهر النتائج على شاشة الكومبيوتر كصور ثنائية أو ثلاثية الأبعاد ثم يتم تصميم الترميم النهائي وترسل التعليمات إلى آلة التفريز للبدء بصنع التاج.

تتم صناعة الترميمات من قوالب من الخزف مسبقة الصنع، يمكن أن تكون هذه القوالب من الخزف الفلدسباتي أو الخزف المقوى بالليوسايت أو ثنائي سيليكات الليثيوم أو من الكومبوزيت أو من الزيركونيا (Materials- options and partners, 2008).

عند عدم توافر جهاز الـ CAD/CAM في العيادة يتم أخذ الطبعة للسن المحضر بالطريقة التقليدية ثم يتم صب مثال جبسي رئيسي تتم عليه إجراءات المسح. يمكن أن يتأثر المسح بالعديد من العوامل التي يجب أن تتم السيطرة عليها من قبل الطبيب والمخبري لتحسين

الانطباق الحفافي للترميم. يجب ألا يحتوي السن المحضر على مناطق مثبِّتة أو غؤورات ليسمح بنسخٍ صحيحٍ وكامل لمعالم السن المحضر كما يجب إجراء طبعة دقيقة وتحضير مثال جبسي رئيسي دقيق (McLaren & Terry, 2002).

4.3.1 مكونات نظام الـ CAD/CAM:

يتألف هذا النظام من 3 مكونات وهي الجهاز الماسح Digitizing وجهاز التصميم CAD وجهاز التصنيع CAM.

الجهاز الماسح الرقمي *Digitizing*: يعتمد عمل جهاز الـ CAD/CAM على قياس سطح السن المحضر في الفم أو على المثال الجبسي باستخدام مجموعة من أدوات القياس وذلك بهدف الحصول على بيانات رقمية للسن المراد ترميمه، تدعى هذه الأدوات بالمرقمات Digitizers أو الماسحات Scanners ولها 4 نماذج (Liu, 2005):

1- المسبر التماسي Contact Probe: تتم عملية النسخ هنا من خلال الاحتكاك بين المسبر والدعامة المحضرة على المثال الجبسي وهي نسبياً تستهلك وقتاً أكثر من الطرق الأخرى.

2- الكاميرات البصرية: نظام CEREC

3- مقياس الانزياح الليزري: نظام Lava

4- مقياس الليزر الخطي مع كاميرا CDD: نظام Kavo وهنا يتم التصوير بشكل زاوي حيث تُجرى القياسات عندما يتم تدوير النموذج (Der zel, 2006).

جهاز التصميم الـ *CAD*: عبارة عن حاسبٍ مزوّد ببرنامج تصميم ثلاثي الأبعاد يمكن استخدامه لتصميم القبعة أو التاج كاملاً وذلك حسب النظام المستخدم، تدعى هذه العملية بالتشميع الافتراضي (Virtual Waxing) وهي مرادفة لعملية التشميع المتبعة في الطرق التقليدية (Chang *et al.*, 2003).

تتبع جميع أجهزة التصميم مراحل محددة من أجل تصميم التعويض وهي (Miyazaki *et al.*, 2009):

- تحديد حواف السن المحضر.

- تحديد محور إدخال التعويض وهنا يجب التأكد من عدم وجود أية مناطق مثبتة في التحضير وفي حال وجودها يعطي البرنامج إشارة إلى مواقعها، وفي حال كان التعويض جسراً يجب التأكد من توحيد خطوط إدخال الدعامات.

- تحديد الثخانة الافتراضية للإسمنت اللاصق.

- تصميم التعويض.

جهاز التصنيع الـ *CAM*: يقوم بتفريز قوالب المادة المراد التعويض بها وصنع التعويض اعتماداً على التصميم الذي تم إنجازه بواسطة الـ CAD باستخدام سنابل خاصة، ويتعلق زمن التفريز بنوع القوالب المستخدمة فيما إذا كانت ملبدة بشكل كامل أو نصف ملبدة وهذا بدوره له

تأثيرٌ على حجم التعويض الناتج (Helevy, 2008). بعد التفريز تأتي مرحلة التلبيد وأفضل درجة حرارة لتلبيد الزيركونيا هي 1100°C (Hammerle *et al.*, 2008).

5.3.1 ميزات استخدام تقنية الـ CAD/CAM:

إن استخدام تقنية الـ CAD/CAM لصناعة التعويضات له الكثير من المزايا بالمقارنة مع الطرق التقليدية، تتضمن هذه المزايا السرعة وسهولة الاستخدام والجودة فاستخدام الماسحات الرقمية أسهل وأسرع من أخذ الطبعات التقليدية كما أن تجاوز مراحل التشميع والكسي والصب والخبز يؤدي إلى توفير كبير في الوقت (Davidowtiz & Kotick, 2011).

ففي الإصدار الأخير من نظام CEREC مثلاً، يستغرق أخذ طبعة الكترونية لنصف القوس السنية حوالي 40 ثانية ولقوس كاملة حوالي دقيقتين (The CEREC Acquisition Center Powered by Bluecam, 2008) بينما تستغرق عملية التفريز حوالي 6 دقائق (CEREC AC, 2011) وهذا يقدم للمريض إمكانية الحصول على التعويض النهائي بنفس الجلسة دون الحاجة إلى موعد آخر مما يلغي الحاجة لصنع ترميم مؤقت.

تكون الترميمات التي يتم إنجازها عالية الجودة لأن القياسات والتصنيع تتم بخطوات بالغة الدقة كما أن الطبعات التقليدية تعاني دائماً من مشكلات مثل الفقاعات أو تمزق المادة الطابعة (Christensen, 2005) وباعتبار أن القوالب الخزفية مسبقة الصنع وتأتي خالية من العيوب الداخلية فإن الجودة تكون مضمونة. تتوافر حالياً قوالب خزفية ذات شفافية ممتازة تحاكي الميناء وبدرجات ألوان مختلفة وهذا يساعد في الحصول على ترميم ذي مظهرٍ طبيعي.

يمكن تلخيص ميزات استخدام تقنية الـ CAD/CAM بالتالي:

1. استخدام مواد خزفية قوية وجديدة مثل الزيركونيا (Griggs, 2007).

2. تقليل الجهد المبذول.

3. توفير الوقت: فالعمل المخبري التقليدي يستهلك وقتاً طويلاً.

4. القدرة على تقليص الأخطاء التقنية والتحكم بالنوعية: إذ أن بناء الخزف بالطريقة التقليدية يحتاج إلى مهارة ودقة عاليتين بينما تقنية الـ CAD/CAM لاتتدخل فيها اليد البشرية وبالتالي هناك إمكانية لضبط الجودة وإنقاص الأخطاء إلى الحد الأدنى (Liu, 2005; Miyazaki *et al.*, 2009).

5. تقليل خطر حدوث كسور التيجان فالتعويضات المصنعة باستخدام هذه التقنية لاتحتوي في سطوحها الداخلية على مسامات وتشوهات على عكس التعويضات المصنعة يدوياً.

6. يمكن تخزين البيانات والطبعات الرقمية على الحاسوب في حين قد تتعرض الأمثلة الجبسية للضياع أو الكسر وهي بحاجة إلى مساحة لتخزينها (Birnbaum *et al.*, 2009) وهذا يؤمن إمكانيةً لحفظ أرشيفٍ خاص بكل مريض للرجوع إليه عند الحاجة.

7. الحصول على تعويضات دقيقة ومنضبطة وتجاوز الحاجة إلى إجراء تعديلات على التعويض النهائي فسحل الزيركونيا قد يسبِّب ضرراً لسطح التعويض (Luthardt *et al.*, 2004).

6.3.1 مساوئ تقنية الـ CAD/CAM:

1- تعدّ تكلفة المعدات والبرنامج مرتفعة ويحتاج الممارس إلى بذل الوقت والمال من أجل التدريب على استخدامه.

2- كما هو الحال في الطبعات التقليدية، يحتاج الطبيب عند أخذ الطبعة البصرية إلى تسجيل دقيق للسن المراد ترميمه وهذا يتطلب خط إنهاء واضح ودقيق بالإضافة إلى تسجيل دقيق للبنى المجاورة والسن المقابلة. كما يحتاج النسخ الرقمي تدبيراً مماثلاً للنسج الرخوة كتبعيد اللثة والسيطرة على الرطوبة وإيقاف النزف.

3- لا توفر الطبعات الرقمية الوقت بالضرورة فهي قد تحتاج إلى مراحل متعددة.

4.1 الدراسات السابقة المتعلقة بموضوع البحث:

1. أجرى Beuer وزملاؤه عام 2008 دراسة مخبرية لتقييم تأثير نماذج مختلفة من خطوط الإنهاء على مقاومة انكسار القبعات الخزفية المصنعة من الزيركونيا وفق تقنية الـ CAD/CAM، حيث تمّت المقارنة بين 5 نماذج من خطوط الإنهاء تمّ تحضيرها على 5 أسنان إكريلية وصنعت 50 قبعة زيركونية بسماكة 0.4 ملم وسماكة افتراضية للإسمنت اللاصق قدرها 35 ميكرون ودرجة تقارب جدران مقدارها 10 درجات، وكانت القبعات موزعة على 5 مجموعات كالتالي:

(1) مجموعة بخط إنهاء بسيط (Shoulderless).

(2) مجموعة بخط إنهاء شبه كتف ضحل.

(3) مجموعة بخط إنهاء شبه كتف عميق.

(4) مجموعة بخط إنهاء كتف مدور.

(5) مجموعة بخط إنهاء كتف مشطوب.

استُعمِل الإسمنت الزجاجي الشاردي لإلصاق القبعات على دعامات معدنية تمّ نسخها للأسنان، وطُبِّق عليها ضغطٌ عمودي بسرعة 0.5 ملم في الدقيقة في مركز القبعة بواسطة رأس نصف كروي قطره 10 ملم حتى تمام حدوث الكسر.

تمّ تسجيل القوة التي أدت إلى حدوث الكسر بالنيوتن وكانت النتائج كما يلي:

(1) 2041 $\pm$ 355 نيوتن (2) 1624 $\pm$ 150 نيوتن (3) 1752 $\pm$ 261 نيوتن

(4) 2286 $\pm$ 536 نيوتن (5) 1722 $\pm$ 262 نيوتن.

أظهرت الدراسة الإحصائية وجود فروقاتٍ دالة إحصائياً بين بعض المجموعات. واستنتج من ذلك أن مقاومة انكسار القبعات الزيركونية المعدّة لأسنان محضرة بخط إنهاء كتف مدور أكبر من مقاومة الانكسار للقبعات الملصقة على الأسنان المحضرة باستخدام باقي نماذج خطوط الإنهاء.

2. أما Jalalian وزميله Aletaha فقد أجريا عام 2010 دراسة مخبرية لمقارنة تأثير نموذجين من نماذج خطوط الإنهاء (شبه الكتف والكتف) على مقاومة انكسار الترميمات الخزفية الكاملة المصنوعة من خزف الـ Inceram، حيث تمّ تحضير ضاحك أول علوي مقلوع بخط إنهاء شبه كتف بسماكة (0.7) ملم وأخذت له 10 طبعات صُبَّت بواسطة الجبس الحجري، ثم

تمّ تعديل التحضير إلى كتف بسماكة 1 ملم وأخذت له أيضاً 10 طبعات، تمّ تصنيع 20 قبعة من الألومينا بسماكة 0.5 ملم وألصقت القبعات بواسطة الإسمنت الراتنجي.

أُنجزت الاختبارات الميكانيكية بواسطة جهاز الاختبارات الميكانيكية العام وأُخضِعت كل عينة للضغط بواسطة كرة من الفولاذ اللاصدئ قطرها 5 ملم وتمّ تطبيق الضغط في مركز السطح الطاحن بسرعة 1 ملم في الدقيقة حتى حدوث الكسر.

كانت النتائج كالتالي:

مقاومة انكسار مقدارها 610 $\pm$ 58 نيوتن لشبه الكتف.

مقاومة انكسار مقدارها 502 $\pm$ 105 نيوتن للكتف.

وقد أظهرت الدراسة الإحصائية وجود فروق دالة إحصائياً بين المجموعتين حيث تبيّن أن خط إنهاء شبه الكتف يمتلك مقاومة انكسار أكبر من الكتف لذا فمن المنصوح استخدامه في التحضير فيما يخص ترميمات الـ Inceram.

3. أما Sadan وزملاؤه وفي دراسة أجروها عام 2005 من أجل دراسة التقييم السريري لترميمات الألومينا الكثيفة الملبدة والتقييم السريري لترميمات الزيركونيا فقد وجد أن كلا نموذجي خطوط الإنهاء (شبه الكتف والكتف) ملائمان للأسنان لتأمين المقاومة الميكانيكية الكافية للترميمات.

4. وفي عام 2008 أجرى Di Iorio وزملاؤه دراسة مخبرية لمعرفة تأثير نموذج الحواف على مقاومة انكسار القبعات الخزفية المصنوعة من خزف (Procera)، حيث وجد أن خط إنهاء الكتف قد يحسن الأداء الميكانيكي الحيوي لتيجان الألومينا المفردة.

5. وفي دراسة أجراها Reich وزملاؤه علم 2008 حول تأثير نموذج خط الإنهاء و سماكة القبعة الخزفية على الجهود المؤدية إلى فشل القبعات المصنوعة من الزيركونيا، قام Reich بتحضير ثنية علوية بخطي إنهاء مختلفين، وصناعة قبعات زيركونية بسماكتين على أمثلة من النحاس ثم صبّها بعد أخذ الطبعات للأسنان المحضرة وبالتالي تألفت العينة من مجموعتين:

المجموعة الأولى: مجموعة بخط إنهاء بسيط (Knife edge).

المجموعة الثانية: أسنان محضرة بخط إنهاء شبه كتف.

صنعت لكل مجموعة 20 قبعة خزفية، 10 منها بسماكة 0.5 ملم و 10 بسماكة 0.3 ملم وألصقت القبعات على الأسنان المحضرة بواسطة الإسمنت الزجاجي الشاردي.

أظهرت النتائج مقاومة انكسار أعلى بشكل ملحوظ لتحضيرات خط الإنهاء البسيط (Knife edge) و قد كانت المقاومة في نموذجي خط الإنهاء أعلى للسماكة 0.5 ملم من السماكة 0.3 ملم.

نموذج التحضير	شبه كتف	شبه كتف	Knife edge	Knife edge
سماكة القبعة	0.5 ملم	0.3 ملم	0.5 ملم	0.3 ملم
متوسط مقاومة الانكسار	126 ± 697 نيوتن	79 ± 455 نيوتن	175 ± 1110 نيوتن	160 ± 730 نيوتن

جدول 2.1: نتائج دراسة Riech وزملائه 2008

نتيجةً لهذه الدراسة تبيّن أنه وبغض النظر عن سماكة القبعة الزيركونية فإن خطوط الإنهاء الحادة (خط الإنهاء البسيط) تؤدي إلى زيادة مقاومة انكسار القبعات الزيركونية بنسبة 38 %.

6. وفي دراسة مخبرية أجراها De Jager وزملاؤه عام 2005 لدراسة تأثير مقاييس التحضير على توزّع الضغوط المدروس بواسطة تحليل العناصر المنتهية (FEA) في التيجان الخزفية الكاملة المصنعة بواسطة الـ CAD/CAM، وجد De Jager أنه للحصول على ترميماتٍ طويلة الأمد في المنطقة الخلفية يُنصح أن يتمّ التحضير بخط إنهاء شبه كتف.

7. قام Clausen وزملاؤه عام 2010 بدراسة مخبرية لمعرفة تأثير نوع الخزف و نموذج التحضير على مقاومة انكسار الترميمات الخزفية الكاملة المصنوعة على الأرحاء، حيث تمّ تحضير 64 رحى سفلية مقلوعة خالية من النخور قسمت إلى مجموعتين:

المجموعة الأولى: أسنان محضرة لاستقبال تاجٍ خزفي مصنوع من الخزف الزجاجي المقوى بالليوسيت (IPS Empress Esthetics).

المجموعة الثانية: أسنان محضرة لاستقبال تاجٍ خزفي مصنوع من خزف ثنائي سيليكات الليثيوم (IPS e.max press).

وضمّت كلٌ من المجموعتين 4 مجموعات فرعية تحتوي كل منها على 8 عينات كما يلي:

– مجموعة بتحضير إطباقي ضمن الميناء (إنقاص السطح الطاحن بسماكة 0.5 ملم) بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.8 ملم.

– مجموعة بتحضير إطباقي ضمن الميناء وخط إنهاء مشطوب بشكل مستقيم بزاوية 170 درجة (Straight beveled finish line).

– مجموعة بتحضير إطباقي ضمن العاج بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.8 ملم .

– مجموعة بتحضير إطباقي ضمن العاج وخط إنهاء مشطوب بشكل مستقيم بزاوية 170 درجة.

تاج خزفي مصنوع من خزف (IPS e.max press)				تاج خزفي مصنوع من خزف (IPS Empress Esthetics)			
خط إنهاء شبه كتف 0.8 ملم		خط إنهاء مشطوب بشكل مستقيم بزاوية 170 درجة		خط إنهاء شبه كتف 0.8 ملم		خط إنهاء مشطوب بشكل مستقيم بزاوية 170 درجة	
ضمن العاج	ضمن الميناء	ضمن العاج	ضمن الميناء	ضمن العاج	ضمن الميناء	ضمن العاج	ضمن الميناء

جدول 3.1: توزّع مجموعات العينات في دراسة Clausen وزملائه 2010

أُلصِقت التيجان باستخدام الإسمنت الراتنجي وتمّ تعريضها إلى جهود مضغ دورية بالإضافة إلى دورات حرارية في تقليد مشابهٍ للمضغ ثم عُرِّضت للضغط حتى الكسر في جهاز الاختبارات الميكانيكية العام. أظهرت النتائج متوسط مقاومة انكسار تراوحت من 2895 نيوتن إلى 4173 نيوتن، في حين تبيّن من خلال الدراسة الإحصائية أن تأثير نوع الخزف على مقاومة الانكسار كان ذا دلالة وأن ترميمات الخزف الزجاجي المقوى بالليوسيت كان لها مقاومة انكسار أعلى من خزف ثنائي سيليكات الليثيوم في حين أن أنماط التحضير المختلفة وتصميم خط الإنهاء لم تؤثر على مقاومة الانكسار.

8. وقام Potiket وزملاؤه عام 2004 بدراسة مخبرية لاختبار مقاومة الانكسار للأسنان المرممة بتيجانٍ مصنوعة من أنظمة مختلفة من الخزف الكامل، حيث وجد أن تحضير الكتف بزاوية داخلية مدورة بسماكة 1 ملم كان جيداً فيما يخص مقاومة انكسار الأسنان الطبيعية المرممة بخزف كامل.

9. أما في دراسة أجراها Akesson وزملاؤه عام 2009 لدراسة مقاومة انكسار التيجان الخزفية الكاملة، فقد قام باستعمال نوعين من الزيركونيا قُسّمت على مجموعتين:

(1) المجموعة الأولى: قبعات مصنوعة من الزيركونيا Y-TZP.

(2) المجموعة الثانية: قبعات مصنوعة من الزيركونيا Mg-PSZ.

صنعت القبعات باستخدام تقنية الـ CAD/CAM وتمّ صُنعها بسماكاتٍ مختلفة للمقارنة، وحُضِّرت الأسنان بخط إنهاء بسيط ثم ألصقت التيجان بعد صناعتها باسمنت فوسفات الزنك وعُرِّضَت العينات لضغطٍ حتى الكسر بجهاز الاختبارات الميكانيكية العام، كانت النتائج كما يلي:

- مقاومة انكسار مقدارها 4521 $\pm$ 635 نيوتن للزيركونيا Y-TZP بقبعة سماكتها 0.2 ملم.
- مقاومة انكسار مقدارها 3072 $\pm$ 424 نيوتن للزيركونيا Mg-PSZ بقبعة سماكتها 0.2ملم.
- مقاومة انكسار مقدارها 1931 $\pm$ 634 نيوتن للزيركونيا Y-TZP بقبعة سماكتها 0.1 ملم.

تبيّن من خلال النتائج أن مقاومة انكسار المجموعات الثلاثة أكبر أو تساوي القوة الماضغة وبالتالي فإن خط الإنهاء البسيط يمكن أن يعدَّ ملائماً لتحضيرات الزيركونيا طالما أنه يحقق المقاومة الميكانيكية الضرورية لديمومة الترميم في الفم تجاه قوى المضغ.

10. فـي دراسـة أجراهـا Cho وزمـلاؤه عـام 2004 لدراسـة تـأثير تغيـرات خـط الإنهـاء علـى الانطبـاق الحفـافي ومقاومـة الانكسـار للتيجـان المصـنوعة مـن الكومبوزيـت المقـوى بالأليـاف (FRC)، فقد تمّ تحضير 4 ثنايا علوية بخطوط إنهاء مختلفة وصُنع 40 تاجاً وُزِّعت وفق المجموعات الأربعة التالية:

- المجموعة الأولى: تحضير بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.9 ملم.
- المجموعة الثانية: تحضير بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 1.2 ملم.
- المجموعة الثالثة: تحضير بخط إنهاء كتف مدور بسماكة 1.2 ملم.
- المجموعة الرابعة: تحضير بخط إنهاء كتف بسماكة 1.2 ملم.

أُلصِقت التيجان النهائية على 40 دعامة معدنية وأُخضِعت لضغطٍ حتى الكسر وفي ما يخص مقاومة الانكسار كانت القيم كالتالي:

خط الإنهاء	متوسط مقاومة الانكسار
شبه كتف بسماكة 0.9 ملم	**1882 ± 185 نيوتن**
شبه كتف بسماكة 1.2 ملم	**1796 ± 394 نيوتن**
كتف مدور بسماكة 1.2 ملم	**1404 ± 258 نيوتن**
كتف بسماكة 1.2 ملم	**1499 ± 313 نيوتن**

جدول 5.1: نتائج دراسة Cho وزملائه 2004

أظهرت الدراسة الإحصائية أن مقاومة انكسار التيجان الملصقة على أسنان بتحضير شبه كتف كانت أكبر من تلك الملصقة على أسنان محضرة بخط إنهاء كتف وكتف مدور وأن نموذج خط الإنهاء المستخدم له تأثير على الانطباق الحفافي ومقاومة انكسار تيجان FCR.

11. أما في دراسة أجراها Rammersberg وزملاؤه عام 2000 لمعرفة مقاومة انكسار التيجان الخلفية الخالية من المعدن، وجد الباحث أن التحضير الأصغري للسن بشبه كتف بسماكة 0.5 ملم كان له الديمومة الأكبر لهذا النوع من التيجان.

12. وفي دراسة مخبرية أجرتها Ohlmann وزملاؤها عام 2008 لمعرفة التحضير الأمثل لتيجان الكومبوزيت الخلفية وفيما إذا كان التحضير الأصغري قادراً على تأمين قيمٍ مقبولة لمقاومة الانكسار لهذه التيجان، تمّ تحضير 128 رحى مقلوعة قسمت إلى مجموعتين:

(1) المجموعة الأولى بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم.

(2) المجموعة الثانية بخط إنهاء كتف عميق بسماكة 1 ملم.

وقد ضمت كل من المجموعتين عدة مجموعات فرعية لدراسة تأثيرات كل من تقنية الإلصاق، كمية تحضير السطح الطاحن، درجة تقارب الجدران بالإضافة لنموذج خط إنهاء التحضير على مقاومة انكسار تيجان الكومبوزيت.

كانت النتائج فيما يخص تأثير نموذج خط الإنهاء على مقاومة الانكسار كما يلي:

- مقاومة الانكسار لتيجان المجموعة الأولى: 1440 $\pm$ 591 نيوتن.
- مقاومة الانكسار لتيجان المجموعة الثانية: 1253 $\pm$ 475 نيوتن.

تبيّن كنتيجةٍ لهذه الدراسة أن مقاومة انكسار تيجان الكومبوزيت كانت أكبر عند التحضير بخط إنهاء شبه كتف.

13. أما في دراسة مخبرية أجراها Tinschert وزملاؤه عام 2001 لدراسة مقاومة انكسار الجسور الثابتة المكونة من ثلاث قطع والمعتمدة على كل من الزيركونيا، الألومينا، وثنائي سيليكات الليثيوم فقد وجد الباحث أن مقاومة انكسار التعويضات السنية الثابتة المؤلفة من 3 دعامات والمصنوعة من الزيركونيا بخط إنهاء كتف للتحضير كانت أكبر بكثير من التحضيرات ذات خط الإنهاء شبه كتف عميق.

14. وفي دراسة أخرى أجراها Tinschert وزملاؤه عام 2004 حول تقييم نتائج استخدام تقنية الـ CAD/CAM في المجال السني، وجد أن تحضيرات شبه الكتف والكتف هي التحضيرات المستطبة بالنسبة للترميمات الخزفية الكاملة ثنائية الطبقة.

الباب الثاني: مواد وطرائـق البحـــث

Chapter 2: Materials and Methods

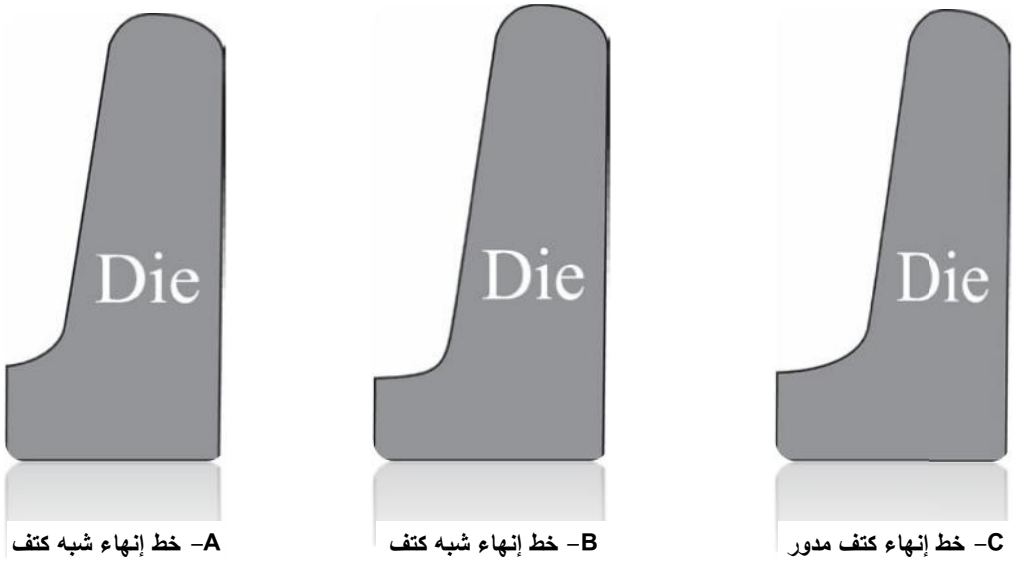
1.2 عينة البحث:

تتألف عينة البحث من 45 قبعة خزفية مصنّعة من الزيركونيا وفق نظام الـ CAD/CAM مقسمة إلى ثلاث مجموعاتٍ متساوية وفقاً لشكل خط الإنهاء على النحو التالي:

المجموعة الأولى: قبعات زيركونية بسماكة 0.5 ملم لكافة السطوح معدة لأسنان محضّرة بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم.

المجموعة الثانية: قبعات زيركونية بسماكة 0.5 ملم لكافة السطوح معدة لأسنان محضّرة بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم.

المجموعة الثالثة: قبعات زيركونية بسماكة 0.5 ملم لكافة السطوح معدة لأسنان محضّرة بخط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم.



A- خط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم

B- خط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم

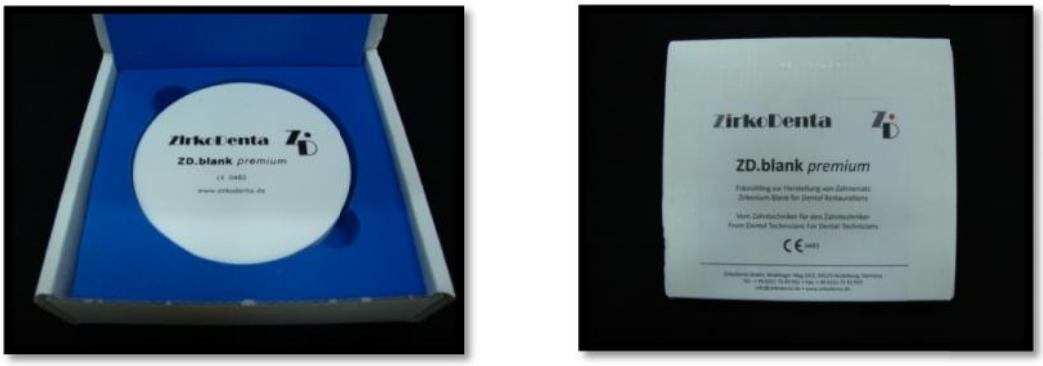
C- خط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم

شكل 1.2: رسم تخطيطي يوضح نماذج خطوط الإنهاء المستخدمة (Beuer *et al.*, 2008).

2.2 المواد والأجهزة المستخدمة في البحث:

1.2.2 المواد:

- سن إكريلي على شكل رحى أولى سفلية يمنى.
- قوالب من الزيركونيا غير كاملة التلبيد معدّة للتصنيع بالطريقة الآلية (CAD/CAM) من شركة ZirkoDenta قياس 98 × 12 ملم.



شكل 2.2: قوالب زيركونيا من نوع ZircoDenta

- إكريل ذاتي التماثر من أجل صنع قواعد العينات من شركة Vertex–Dental مسحوق وسائل.

شكل 3.2: إكريل ذاتي التماثر

- مطـاط سـيليكوني إضـافي بقـوامين كثيـف Putty ومـنخفض اللزوجـة (رخـو) مـن شـركة Colten.

شكل 4.2: مطاط سيليكوني إضافي كثيف ورخو

- إسمنت لاصق زجاجي شاردي نوع Meron من شركة Voco.

شكل 5.2: الإسمنت الزجاجي الشاردي

- خليطة معدن نيكل- كروم (Niadur, DFS, Germany) لصنع الدعامات المعدنية، وهي تتألف من العناصر التالية حسب الوزن:

Ni: 58%- 64% ، Cr: 22%- 27% ، Mo: 10%-12% ، Si: 1,6%- 2% ، Fe : 1,4%- 1,6%

شكل 6.2: خليطة معدن نيكل- كروم

2.2.2 أدوات و أجهزة البحث:

- قبضة ميكروتور Contra Angle Handpiece مع محولة (NSK, Japan).
- سنابل تحضير ماسية (Komet, GEBR. BRASSELER, Germany):

- سنبلة مخروطية ذات رأس مدور (6858.314.10) نصف قطر رأسها 0.5 ملم لتحضير خط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم.

- سنبلة مخروطية ذات رأس مدور (6837.314.14) نصف قطر رأسها 0.7 ملم لتحضير خط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم.

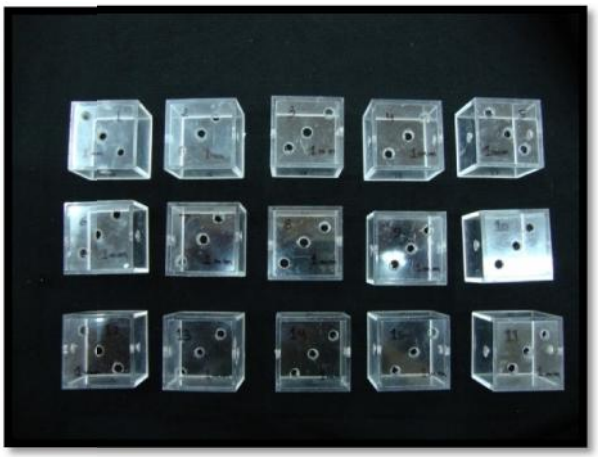
– سنبلة مخروطية ذات رأس مدور (5856.314.10) قطر رأسها 1 ملم لتحضير خط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم.

– سنبلة لهب شمعة (6368.314.021) لتحضير السطح الطاحن.

– سنبلة مخروطية مدورة الرأس ذات محددة (988.016Sc) لضبط تحضير شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم.

شكل 7.2: سنابل ماسية للتحضير

- قوالب بلاستيكية (طوابع) مثقّبة لأخذ الطبعات المطاطية.



شكل 8.2: قوالب بلاستيكية مثقبة

- جهاز الـ CAD/CAM من شركة ZirkoDenta بمكوناته الثلاثة:

- الجهاز الماسح ZD.Scan.
- جهاز التصميم الـ CAD والذي هو عبارة عن حاسبٍ آلي مزوّد ببرنامج التصميم الخاص بالشركة المصنعة.

شكل 9.2: الجهاز الماسح

شكل 10.2: جهاز التصميم

- جهاز التفريز الـ CAM وهو عبارة عن الجهاز الذي يقوم بتفريز قوالب الزيركونيا وفق التصميم الذي تمّ إعداده مسبقاً بواسطة جهاز التصميم.

شكل 11.2: جهاز التفريز

- فرن تلبيد الزيركونيا.

شكل 12.2: فرن تلبيد الزيركونيا

- جهاز Milling Machine من شركة Harnisch+Rieth من أجل ضبط زاوية التحضير.

شكل 13.2: Milling Machine

- قوالب بلاستيكية أسطوانية الشكل لحضن الإكريل الذي سيشكّل قواعد العينات.

شكل 14.2: قوالب بلاستيكية لصناعة القواعد الإكريلية

- ملزمة الإلصاق بثقل 5 كغ من تصميم أ. د.فندي الشعراني.

شكل 15.2: ملزمة الإلصاق

- جهاز الاختبارات الميكانيكية العام من نوع Instron 1195.

شكل 16.2: جهاز الاختبارات الميكانيكية العام

- مقياس سماكة يدوي من شركة Tec-line.

شكل 17.2: مقياس السماكة

- رأس خاص بجهاز الـ Milling Machine معدّ لتحضير السطوح المحورية للأسنان بدرجة تقارب مقدارها 10 درجات من شركة Harnisch+Rieth.

شكل 18.2: رأس خاص بالـ Milling Machine معدّ لضبط درجة ميلان الجدران بمقدار 10 درجات

- موتور صناعي وقبضة صناعية.

3.2 طريقة العمل:

1.3.2 تحضير العينة:

تمّ تحضير سن إكريلي على شكل رحى أولى سفلية يمنى لاستقبال تاج مصنّع من الزيركونيا وذلك وفق المعايير الخاصة بتحضير الأسنان لاستقبال الترميمات الخزفية الكاملة.

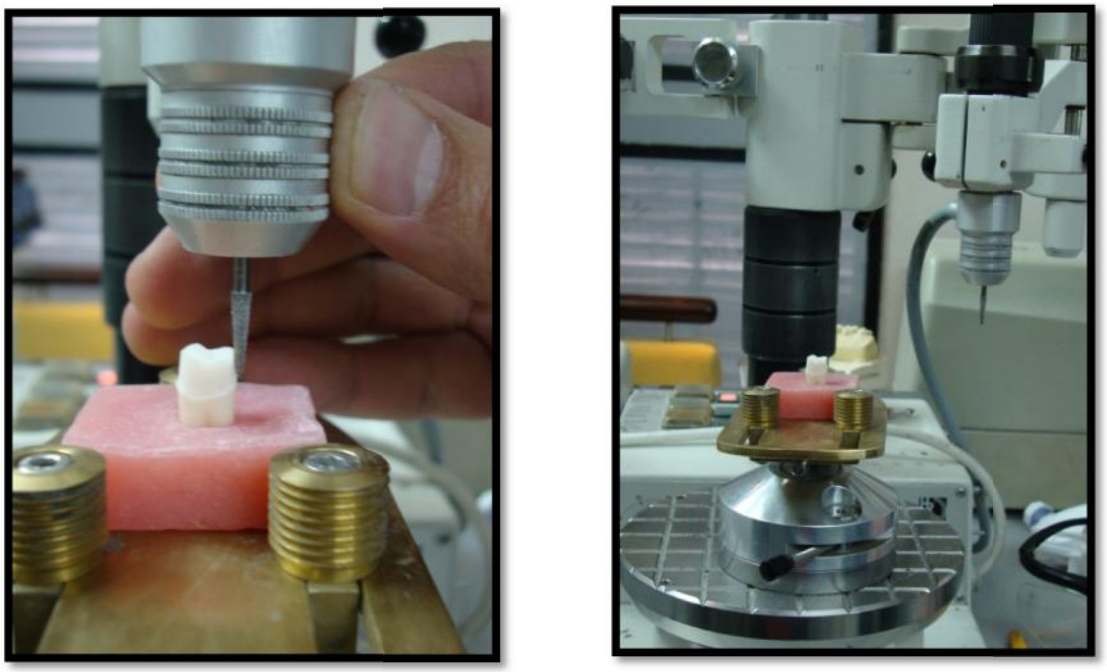
وبواسطة ميازيب الدلالة تمّ تحضير السن من أجل المجموعة الأولى من العينة ذات خط الإنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم كما يلي:

– تخفيض السطح الطاحن بمقدار 1.5 ملم مع مراعاة الحفاظ على الشكل التشريحي للحدبات من أجل الحصول على مقاومةٍ أكبر (Jalalian & Aletaha, 2010).

– تحضير الجدران المحورية بمقدار 0.5 ملم وتمّ ضبط كمية التحضير باستخدام الدليل السليكوني الذي أُخِذ للسن قبل التحضير.

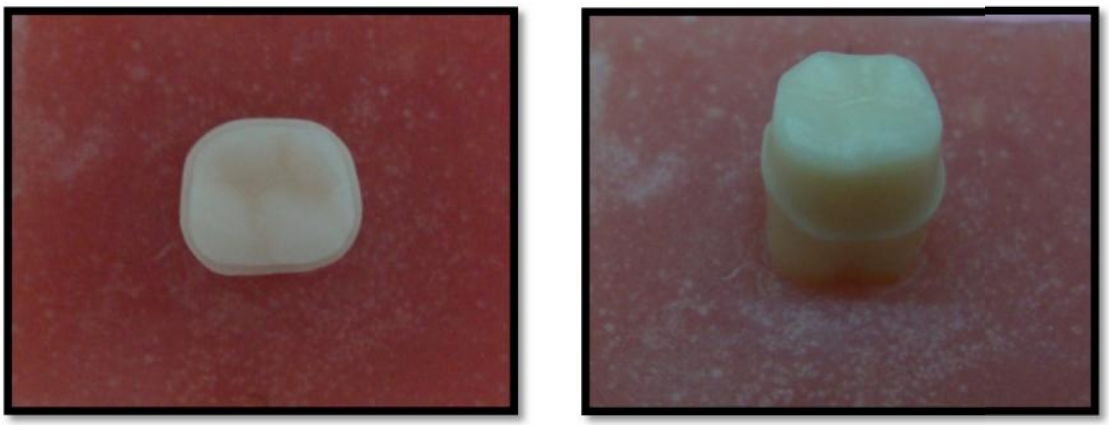
– خط الإنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم تمّ ضبطه بواسطة سنبلة ماسية مخروطية ذات رأس نصف قطره 0.5 ملم.

– ضبط درجة تقارب الجدران المحورية إلى 10 درجات بواسطة جهاز الـ Milling Machine وذلك باستعمال رأسٍ خاص معدّ للتحضير بالزاوية المختارة.



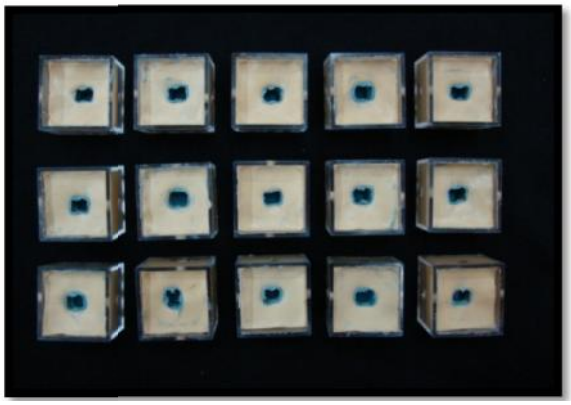
شكل 19.2: ضبط درجة ميلان الجدران المحورية بمقدار 10 درجات بواسطة الـ Milling Machine

والشكل التالي يمثّل السن الإكريلي بعد تحضيره بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم.



شكل 20.2: سن محضّر بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم

بعد التحضير تمّ نسخ السن وذلك بأخذ 15 طبعة له بواسطة الطوابع البلاستيكية المثقبة الخاصة التي تمّ تجهيزها لهذا الغرض حيث استُخدِم المطاط السيليكوني الإضافي من أجل الحصول على دقة أكبر للطبعات واتُّبعت تقنية الطبعة المبطنة Putty–wash على مرحلتين، ثم تمّ صب الأسنان بواسطة خليطة النيكل–كروم وبذلك تمّ الحصول على 15 دعامة معدنية تُمثّل المجموعة الأولى من العينة.



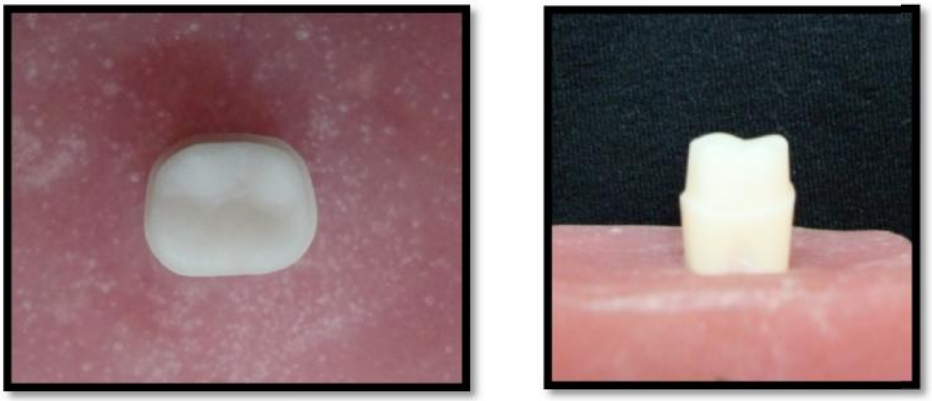
شكل 21.2: أخذ الطبعات للسن الإكريلي

أُعطيت كل دعامة معدنية رقماً من 1- 15.

شكل 22.2: الدعامات المعدنية للمجموعة الأولى من العينة

بعد الحصول على الدعامات المعدنية للمجموعة الأولى تمّ أخذ السن الإكريلي نفسه وتحويل خط إنهاء التحضير إلى شبه كتف بسماكة 0.7 ملم وذلك من أجل الحفاظ على توحيد وتطابق تحضير العينة حيث تمّ استعمال سنبلة ماسية مخروطية نصف قطر رأسها 0.7 ملم، وهنا تمّت زيادة تحضير الجدران المحورية إلى 1 ملم والتحقق من ذلك بواسطة الدليل السيليكوني.

ومن أجل الحفاظ على ميلان جدران التحضير ضمن الزاوية المطلوبة (10 درجات) تمّت إعادة السن مجدداً إلى الـ Milling Machine للتحقق من زاوية التحضير.



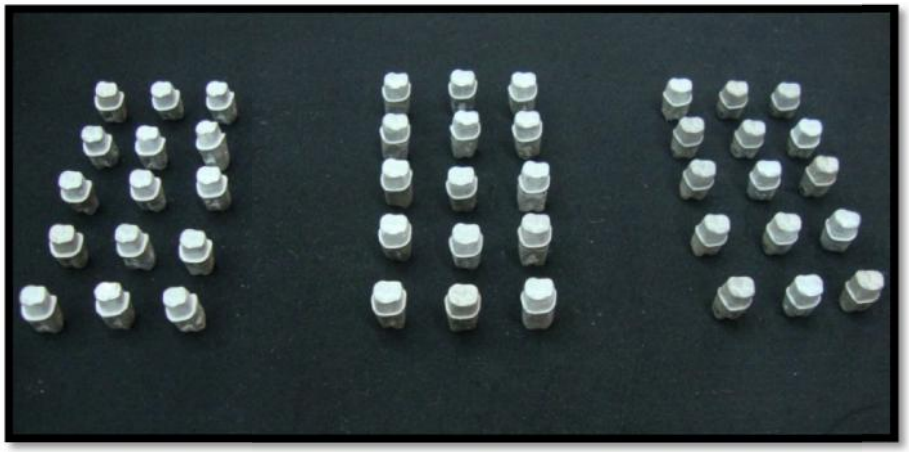
شكل 23.2: سن محضر بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم

وبنفس الأسلوب المتّبع في المجموعة الأولى أُخِذت 15 طبعة للسن المحضر وصُبّت الأسنان بواسطة خليطة النيكل–كروم وبذلك تمّ الحصول على 15 دعامة معدنية تمثّل المجموعة الثانية من العينة وهي محضرة بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم.

أُعيدت نفس الخطوات بعد صب المجموعة الثانية، إذ تمّت العودة إلى السن الإكريلي وتحويل خط إنهاء التحضير من شبه كتف بسماكة 0.7 ملم إلى كتف مدور الزاوية بسماكة 1 ملم بواسطة سنبلة ماسية قطر رأسها 1 ملم مع التأكّد من وحدة ميلان جدران التحضير عند 10 درجات، وبذلك تمّ الحصول على المجموعة الثالثة من العينة.

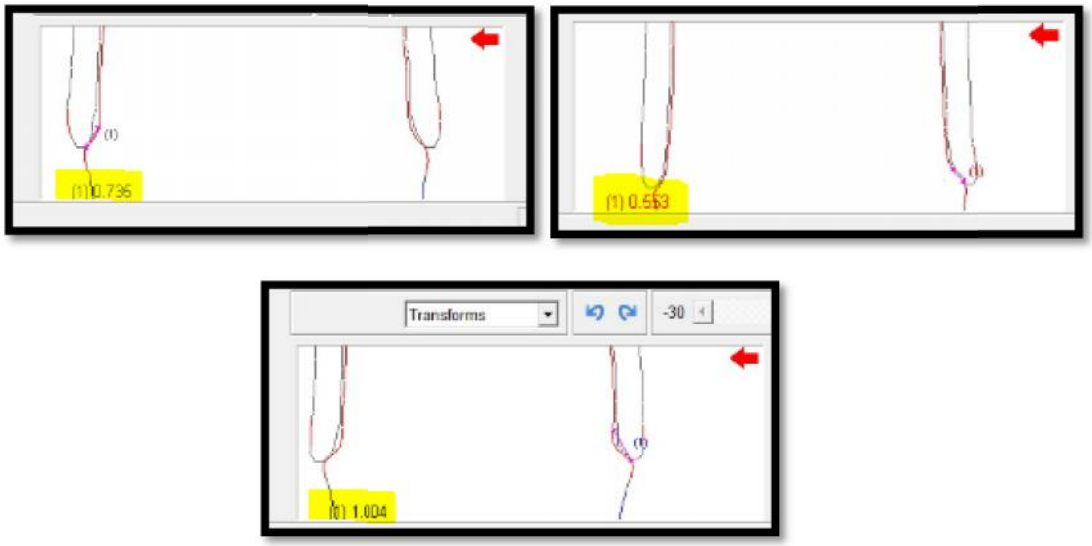
شكل 24.2: سن محضر بخط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم

ويمثّل الشكل المجموعات الثلاثة من الدعامات المعدنية بعد الصب.



شكل 25.2: الدعامات المعدنية لكل نموذج من نماذج خطوط الإنهاء

بعد تحضير الأسنان تمّ التأكّد من العرض الدقيق لخط الإنهاء بواسطة جهاز الـ CAD/CAM.



شكل 26.2: التأكّد من العرض الدقيق لخطوط الإنهاء بوساطة الـ CAD/CAM

2.3.2 صُنع القبعات الزيركونية وفق نظام الـ CAD/CAM:

تمّت صناعة القبعات الزيركونية وفق الخطوات التالية:

– رش النموذج المعدني بمسحوقٍ خاص كي يستطيع الجهاز الماسح نقل البيانات من السن المحضر إلى الحاسوب.

– وُضعت الدعامة المعدنية في جهاز المسح الليزري الخاص بنظام ZircoDenta والموصول مع حاسب (ZD.scan) لإجراء عملية المسح (Scanning).

– ضبط محور إدخال الدعامة بحيث يمكن الحصول على بياناتٍ توضح كامل تفاصيل السن المحضر مع التأكد من عدم وجود مناطق مثبتة في التحضير وذلك قبل تصميم القبعة وبهذا يتمّ الحصول على صورة ثلاثية الأبعاد عن النموذج المحضر على شاشة الحاسوب.

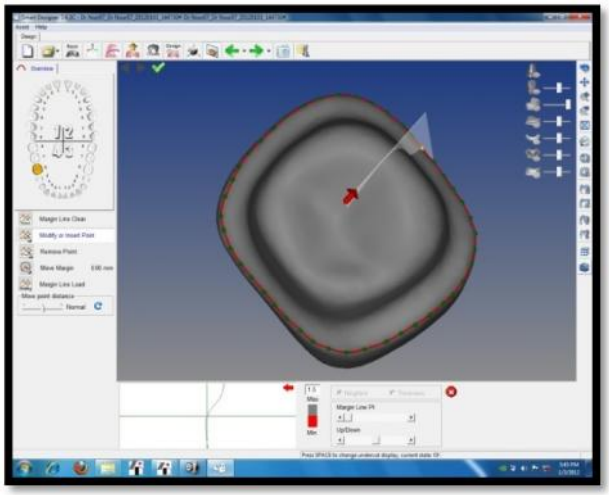
– تحديد خط الإنهاء ومنطقة الحواف بشكل دقيق من خلال برنامج التصميم المرافق وذلك برسمها على النموذج.

– تصميم القبعات الزيركونية لكل دعامةٍ على حدة مع تحديد السماكة المطلوبة لها والتي هي بمقدار 0.5 ملم لكامل جدران القبعة بالإضافة إلى تحديد السماكة الافتراضية للإسمنت اللاصق والتي كانت (70) ميكرون في هذا البحث.

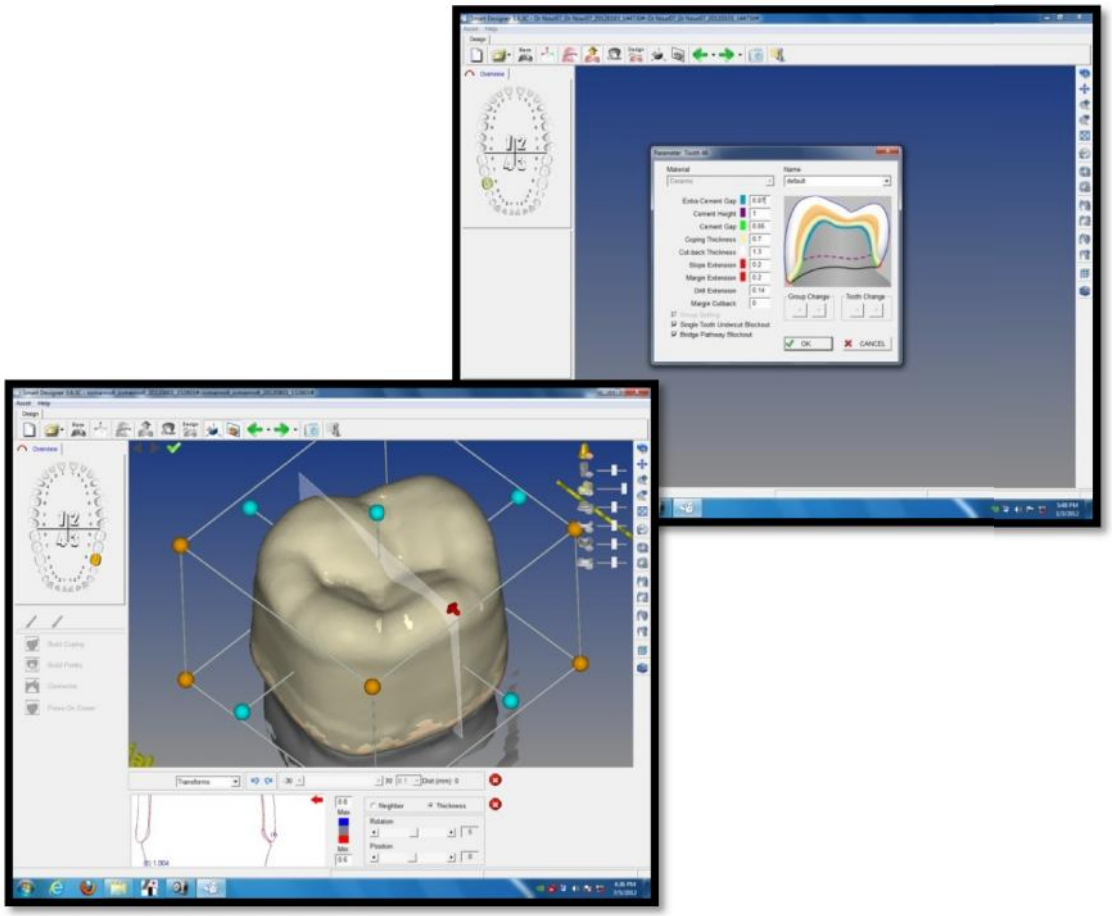
– وضع قالب الزيركونيا في مكانه المخصص ضمن جهاز التفريز حيث يقوم برنامج التصميم بتحديد أماكن تفريز القبعات عليه.

– تبدأ عملية التفريز الآلي للقبعات (Milling) بواسطة جهاز (ZD.mill) وبواسطة الحركات الدورية للرؤوس الخاصة المستعملة في التفريز.

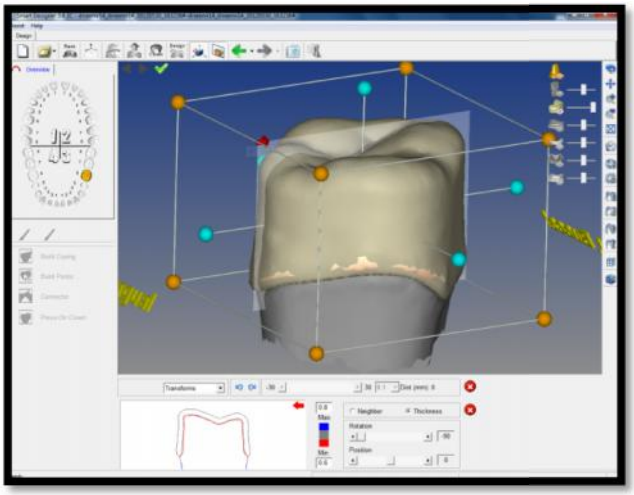
شكل 27.2: عملية المسح Scanning



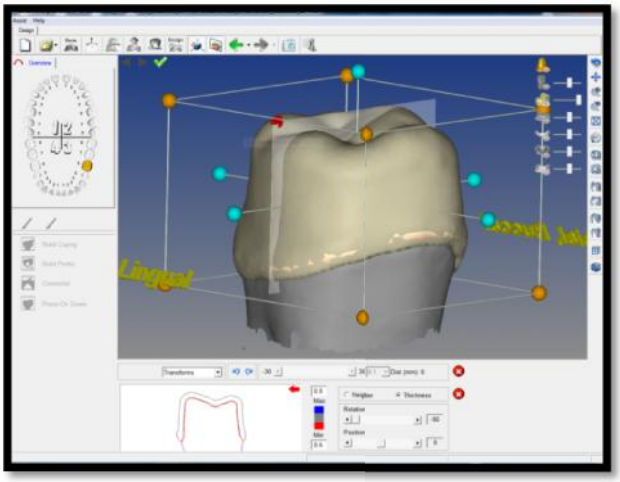
شكل 28.2: تحديد خط الإنهاء وحواف السن المحضر



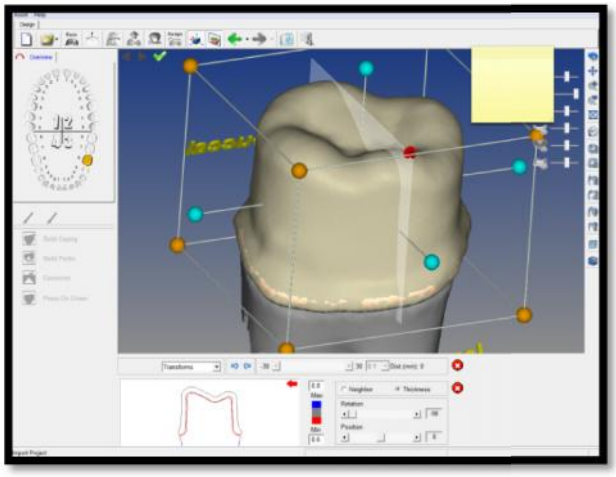
شكل 29.2: تصميم القبعة الزيركونية



القبعة الزيركونية المصمّمة لسن محضر بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم



القبعة الزيركونية المصمّمة لسن محضر بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم



القبعة الزيركونية المصمّمة لسن محضر بخط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم

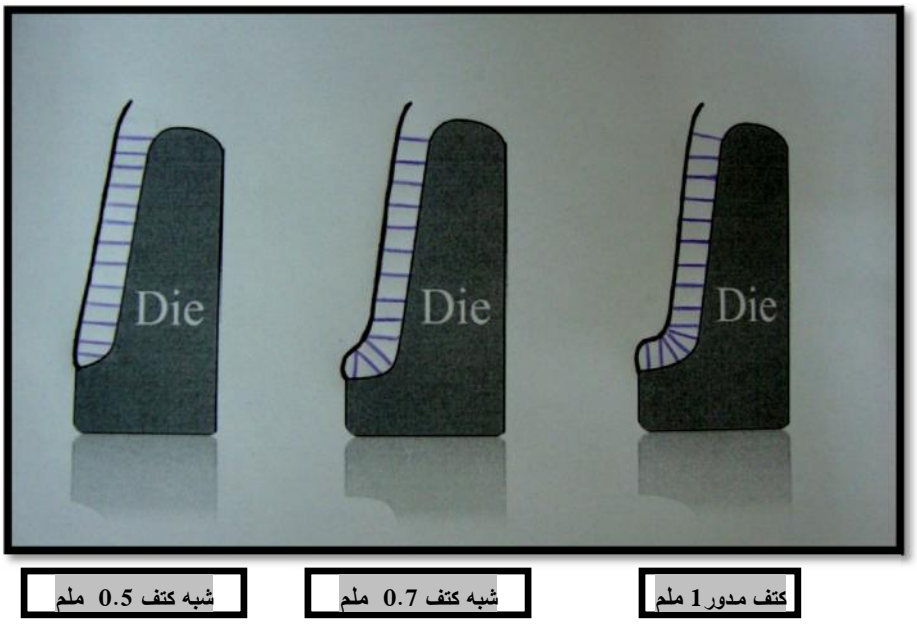
شكل 30.2: الشكل النهائي للقبعات الزيركونية بعد تصميمها لكل نموذج من نماذج خطوط الإنهاء المستخدمة

شكل 31.2: عملية التفريز

- إجراء عملية التلبيد (Sintering) وذلك بوضع القبعة ضمن فرن الخزف بدرجة حرارة 1500C° لمدة ساعتين.

ويوضح الشكل التالي القبعات بعد تصميمها وتصنيعها وتلبيدها لكل مجموعة من المجموعات الثلاثة.

شكل 32.2: النماذج الثلاثة للقبعات بعد تصنيعها وتلبيدها

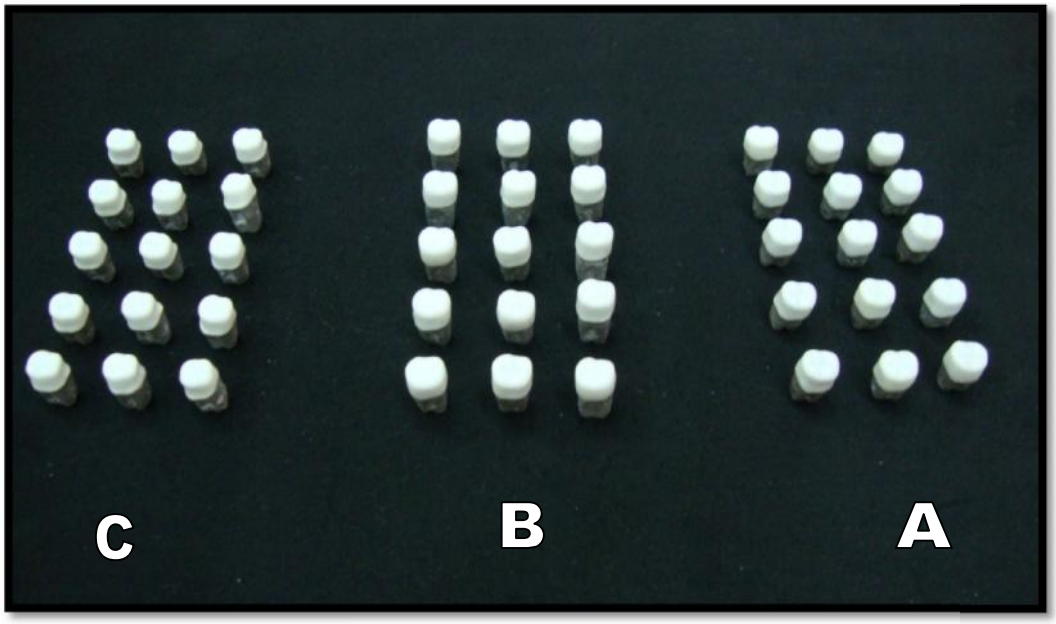


شكل 33.2: شكل تخطيطي يوضح امتداد القبعة ذات السماكة 0.5 ملم على خطوط الإنهاء المستخدمة

3.3.2 فحص القبعات بعد إنجازها:

فُحصت القبعات بعد تصنيعها للتأكّد من انطباقها الكامل على الدعامات المعدنية مع عدم وجود أيّ نقاط إعاقة وذلك باستخدام بخاخ خاص يطبق على الدعامة (Contact spray, DFS) ثم وُضِعت القبعة بدون تطبيق قوة. أُزيلت الآثار التي ظهرت داخل القبعة باستخدام رؤوس ماسية دوّارة خاصة تحت إرذاذ مائي لحمايتها من أي أذية حرارية.

يُظهر الشكل المجموعات الثلاثة للعينة بعد وضع القبعات الزيركونية على الدعامات المعدنية وفحصها للتأكد من انطباقها الكامل.



شكل 34.2: المجموعات الثلاثة للقبعات الزيركونية بعد تطبيقها على الدعامات

A- القبعات الزيركونية بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم.

B- القبعات الزيركونية بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم.

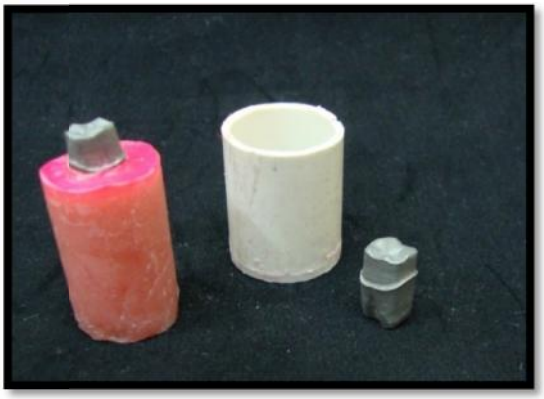
C- القبعات الزيركونية بخط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم.

4.3.2 ترقيم العينة:

أُعطيت المجموعة الأولى من الدعامات المعدنية المحضرة بشكل خط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم الأرقام من 1 إلى 15، والمجموعة الثانية المحضرة بشكل خط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم الأرقام من 16 وحتى 30، والمجموعة الثالثة المحضرة بشكل خط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم الأرقام من 31 وحتى 45.

5.3.2 إلصاق القبعات الزيركونية على الدعامات المعدنية:

صنعت القواعد الإكريلية للدعامات المعدنية من الإكريل البارد ذاتي التصلب باستخدام قوالب بلاستيكية خاصة بحيث تكون ذات أبعادٍ موحدة مع مراعاة أن تتناسب أبعاد القاعدة الإكريلية مع قاعدة ملزمة الإلصاق وجهاز الاختبارات الميكانيكية العام. يسهّل وجود هذه القاعدة إجراءات الإلصاق وتطبيق الاختبارات الميكانيكية.



شكل 35.2: صنع القواعد الإكريلية للدعامات المعدنية

أُلصقت القبعات باستخدام الإسمنت الزجاجي الشاردي Meron من شركة Voco مع مراعاة تعليمات الشركة المصنعة:

- نسبة المسحوق للسائل 1:1.

- زمن المزج 30 ثانية، زمن العمل 3 دقائق، زمن التصلب 5–7 دقائق. تمّ تطبيق الإسمنت داخل القبعة ووُضِعت على الدعامة المعدنية بعد وضعها في ملزمة الإلصاق من أجل تطبيق ضغطٍ موحد وثابت، استُخدِمت قوة عمودية مقدارها 5 كغ لمدة 15 دقيقة حتى حصول التصلب النهائي للإسمنت (Shillingburg *et al.*, 1997) ثم أُزيلت الزوائد مع مراعاة عدم تماس

العينات بالرطوبة خلال فترة تصلب الإسمنت. حُفظت العينات في ماء مقطر بدرجة حرارة 37°C لمدة 48 ساعة قبل تطبيق اختبار الكسر.

شكل 36.2: إلصاق القبعة على الدعامة المعدنية

6.3.2 إجراء الاختبارات الميكانيكية:

بعد صناعة القواعد الإكريلية وإلصاق القبعات على الدعامات المعدنية، أصبحت المجموعات الثلاثة جاهزةً لتطبيق الاختبارات الميكانيكية.

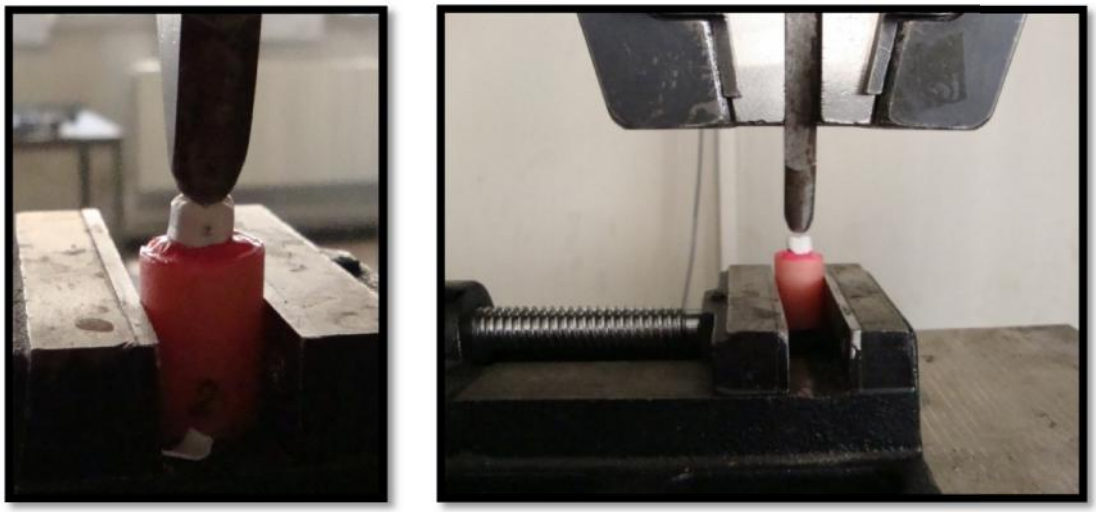
ولتسهيل التمييز بين المجموعات تمّ تلوين كل مجموعة بلون مختلف بالإضافة إلى الترقيم الذي تمّ ذكره مسبقاً.

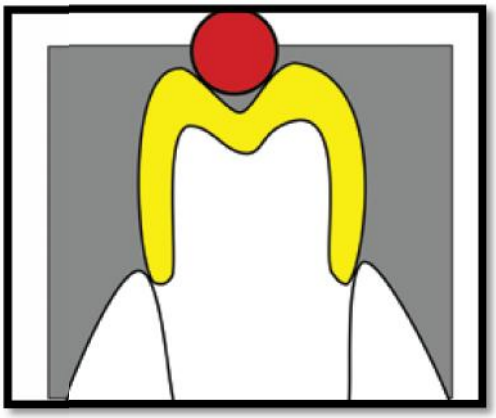
ويوضّح الشكل التالي العينة بعد تجهيزها لإجراء الاختبار الميكانيكي لمقاومة الانكسار.

شكل 37.2: تجهيز العينة لإجراء الاختبار الميكانيكي

ولتطبيق الاختبار تمّ تثبيت القواعد بإحكام على حامل جهاز الاختبارات الميكانيكية العام وطُبّقت قوة ضغط عمودية على السطح الطاحن للقبعة الزيركونية وبما أن مكان تطبيق القوة له تأثير كبير على نتائج مقاومة الانكسار (Beuer *et al.*, 2008) فقد تمّ وضع المكبس في مركز السطح الطاحن.

مكبس تطبيق القوة المستخدم كان قابلاً للحركة بالاتجاه العمودي وذو رأس نصف كروي قطره (5 ملم)، سرعة الضغط المطبق من قبل الجهاز كانت 0,5 ملم/دقيقة وفقاً لدراسات سابقة (Smith *et al.*, 1994; Sundh *et al.*, 2005) وقد تمّ اختبار العينات حتى حدوث الكسر التام للقبعة وسُجِّلت القوة اللازمة لإحداث الكسر بالنيوتن.





شكل 38.2: إجراء الاختبار الميكانيكي

4.2: الدراسة الإحصائية لنتائج الاختبارات الميكانيكية:

تمّ قياس مقاومة الانكسار (بالنيوتن) ودراسة تأثير المجموعة المدروسة على مقاومة الانكسار، حيث تمّ إجراء اختبار التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقاومة الانكسار بين المجموعات الثلاثة المدروسة، ثم أُجري اختبار المقارنة الثنائية بين كلّ زوجٍ من المجموعات وفقاً لطريقة LSD لمعرفة أيّ المجموعات تختلف عن الأخرى جوهرياً.

الباب الثالث: النتـــائج

Chapter 3: Results

1.3 وصف العينة:

تألّفت عينة البحث من 45 قبعة خزفية مصنوعة من الزيركونيا وفق نظام الـ CAD/CAM مقسمة إلى ثلاث مجموعات رئيسية متساوية وفقاً لنموذج خط الإنهاء المستخدم في التحضير.

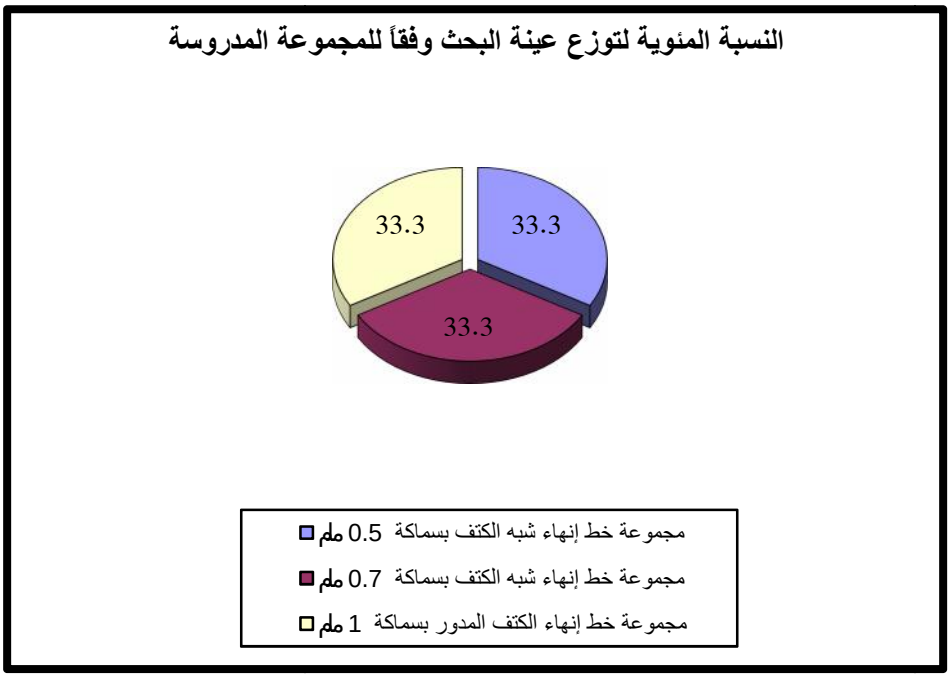
- المجموعة الأولى: مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم.
- المجموعة الثانية: مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم.
- المجموعة الثالثة: مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم.

وكان توزّع القبعات الخزفية في عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة كما يلي:

المجموعة المدروسة	عدد القبعات الخزفية	النسبة المئوية
مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	**15**	**33.3**
مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	**15**	**33.3**
مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	**15**	**33.3**
المجموع	**45**	**100**

جدول 1.3: توزّع عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة

ويظهر في المخطط التالي توزع عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة:



مخطط 1.3: النسبة المئوية لتوزع عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة

2.3 الدراسة الإحصائية التحليلية:

تمّ قياس مقاومة الانكسار (بالنيوتن) لكل قبعة من القبعات الخزفية الزيركونية المدروسة في عينة البحث، ثم تمّت دراسة تأثير المجموعة المدروسة على مقاومة الانكسار (بالنيوتن) وكانت نتائج التحليل كما يلي:

1.2.3 دراسة تأثير المجموعة المدروسة على مقاومة الانكسار في عينة البحث (بالنيوتن):

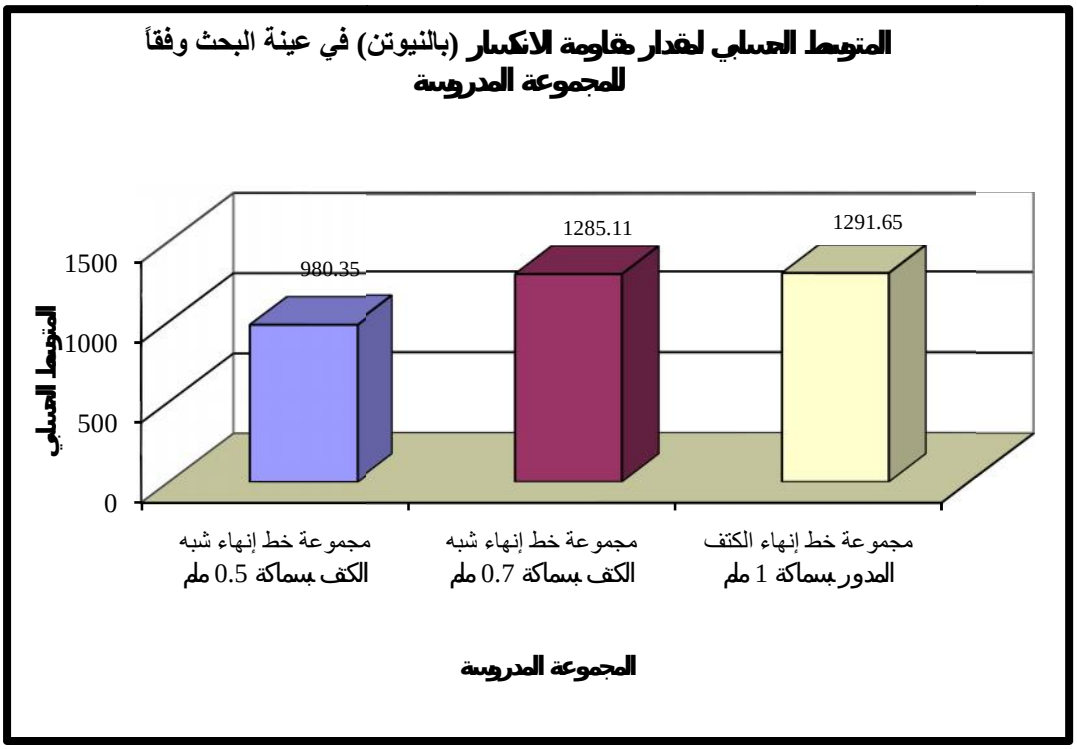
تمّ إجراء اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين المجموعات الثلاثة المدروسة في عينة البحث:

➢ إحصاءات وصفيّة:

يبين الجدول التالي المتوسط الحسابي والانحراف المعياري والخطأ المعياري والحد الأدنى والحد الأعلى لمقاومة الانكسار (بالنيوتن) في عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة.

المتغير المدروس	المجموعة المدروسة	عدد القبعات الخزفية	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الخطأ المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
مقاومة الانكسار (بالنيوتن)	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	15	980.35	244.70	63.18	647.46	1383.21
	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	15	1285.11	325.61	84.07	657.27	1863.90
	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	15	1291.65	449.65	116.10	706.32	2207.25

جدول 2.3: إحصاءات وصفيّة



مخطط 2.3: يمثل المتوسط الحسابي لمقاومة الانكسار بالنيوتن في عينة البحث وفقاً للمجموعة المدروسة

➢ نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA:

المتغير المدروس		مجموع المربعات	درجات الحرية	تقدير التباين	قيمة F المحسوبة	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
مقاومة الانكسار (بالنيوتن)	بين المجموعات	949170.24	2	474585.12	3.868	0.029	توجد فروق دالة
	داخل المجموعات	5153276.35	42	122697.06			
	المجموع	6102446.58	44				

جدول 3.3: نتائج اختبار تحليل التباين أحادي الجانب ANOVA لدراسة دلالة الفروق في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين المجموعات المدروسة في عينة البحث

يبين الجدول أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق دالة إحصائياً في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين اثنتين على الأقل من المجموعات المدروسة في عينة البحث.

لمعرفة أيّ المجموعات تختلف عن الأخرى جوهرياً في متوسط قيم مقاومة الانكسار تمّ إجراء المقارنة الثنائية بين كل زوج من المجموعات وفقاً لطريقة **LSD** كما يلي:

➢ نتائج المقارنة الثنائية بطريقة LSD:

المتغير المدروس	المجموعة (I)	المجموعة (J)	الفرق بين المتوسطين (I-J)	الخطأ المعياري	قيمة مستوى الدلالة	دلالة الفروق
مقاومة الانكسار (بالنيوتن)	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	-304.76	127.90	0.022	توجد فروق دالة
		مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	-311.30	127.90	0.019	توجد فروق دالة
	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	-6.54	127.90	0.959	لا توجد فروق دالة

جدول 4.3: نتائج المقارنة الثنائية بطريقة LSD لدراسة دلالة الفروق الثنائية في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين المجموعات المدروسة في عينة البحث

يبين الجدول أعلاه أن قيمة مستوى الدلالة أصغر من القيمة 0.05 عند المقارنة في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم وكل من مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم ومجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم، أي أنه عند مستوى الثقة 95% توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم وكل من مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم ومجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم في عينة البحث، وبما أن الإشارة الجبرية للفروق بين المتوسطات سالبة يتبين أن قيم مقاومة الانكسار

(بالنيوتن) في مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم كانت أصغر منها في كل من مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم ومجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم في عينة البحث.

أما عند المقارنة بين مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم ومجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم فيُلاحظ أن قيمة مستوى الدلالة أكبر بكثير من القيمة 0.05 أي أنه عند مستوى الثقة 95% لا توجد فروق ثنائية دالة إحصائياً في متوسط مقاومة الانكسار (بالنيوتن) بين مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم ومجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم في عينة البحث.

ملاحظة:

يمكن الرجوع إلى قيم مقاومة الانكسار المسجّلة (بالنيوتن) لعناصر العينة جميعها في الجدول التوضيحي بالملحق.

الباب الرابع: المناقشـــة

Chapter 4: Discussions

1.4 مناقشة مواد وطرائق البحث:

أُجري هذا البحث من أجل دراسة مقاومة انكسار القبعات الخزفية المصنوعة من الزيركونيا وفق نظام الـ CAD/CAM عند استخدام ثلاثة نماذج مختلفة من خطوط الإنهاء في تحضير الأسنان: المجموعة الأولى من الأسنان كانت محضرة بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم، المجموعة الثانية حُضِّرت بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم، أما المجموعة الثالثة فقد تمّ تحضيرها بخط إنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم.

تمّ تحضير سن إكريلي بشكل رحى أولى سفلية يمنى على ثلاث مراحل، فمن أجل المجموعة الأولى ذات شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم تمّ تخفيض السطح الطاحن بمقدار 1.5 ملم، وتحضير الجدران المحورية بمقدار 0.5 ملم، ضبط درجة تقارب الجدران بواسطة جهاز الـ Milling Machine بنحو 10 درجات، وتحضير خط الإنهاء بشكل شبه كتف بسماكة 0,5 ملم، نُسِخ السن إلى 15 دعامة معدنية متطابقة.

ومن أجل المجموعة الثانية ذات شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم تمّ تعديل تحضير الجدران المحورية ليصبح بمقدار 1 ملم مع الحفاظ على درجة تقارب الجدران والتأكّد منها بعد الانتهاء من التحضير بواسطة الـ Milling Machine، وتحويل خط الإنهاء من شبه كتف بسماكة 0.5 ملم إلى شبه كتف بسماكة 0.7 ملم، ونُسِخ السن إلى 15 دعامة معدنية متطابقة.

أما من أجل المجموعة الثالثة فقد تمّ تحويل خط الإنهاء من شبه كتف بسماكة 0.7 ملم إلى كتف مدور بسماكة 1 ملم مع الحفاظ على درجة تقارب الجدران، ونُسِخ السن أيضاً إلى 15 دعامة معدنية متطابقة.

كان الهدف من استخدام نفس السن مع تغيير نموذج خط الإنهاء الحفاظ ما أمكن على وحدة شروط العينة وتجنُّب ما يمكن أن يؤدي إلى حدوث أيّ خللٍ في هذه الشروط مثل (عدم تحضير السطح الطاحن بنفس الشكل التشريحي أو عدم التجانس التام في ارتفاع الجدران المحورية أو في كمية التحضير) والتي هي أمورٌ قابلةٌ للحدوث بشكل كبير أثناء التحضير حتى وإن تمّ إنجازه من قبل الشخص نفسه إذ يزيد احتمال حدوث هذه المتغيرات عند تحضير ثلاثة أسنان بدلاً من سن واحد.

استُخدِم نظام الـ CAD/CAM في هذه الدراسة بسبب الإقبال الكبير على استخدامه في السنوات الأخيرة ولما تتمتّع به هذه الطريقة من مزايا بالمقارنة مع الطرق التقليدية (Davidowitz & Kotick, 2011) بالإضافة إلى الدقة العالية للترميمات المنجزة بواسطة هذا النظام والتي تُلغي الأخطاء والمتغيرات التي قد تؤثر على وحدة شروط العينة (Miyazaki *et al*., 2009).

بينما استُخدِم أوكسيد الزيركونيوم في صناعة القبعات بسبب الإقبال الكبير والمتزايد على هذه المادة في مجال الترميمات السنية الخزفية حيث أظهرت خواص ميكانيكية وتجميلية عالية (Manicone *et al*., 2007) بالإضافة إلى تقبلٍ حيوي عالٍ فاق التيتانيوم (Warashina *et al*., 2003) وهذا ماجعله في صدارة المواد المستخدمة حالياً.

ولم يتمّ تطبيق الخزف المغطي على القبعات الزيركونية في هذه الدراسة وذلك للأسباب التالية:

1. تلافي تدخّل هذا العامل كمؤثر على نتائج البحث فبما أنه بالإمكان الحصول على قبعات متساوية بأبعادٍ موحدة بواسطة الـ CAD/CAM فإنه غالباً من غير المتوقّع تحقيق ذلك عند

تطبيق الخزف المغطي وذلك لأنه يُطبَّق بواسطة مخبري الأسنان لذا فإن الأخطاء البشرية لايمكن تجنّبها في مثل هذا الإجراء.

2. تضارب نتائج الدراسات حول إمكانية أن يؤثّر تطبيق الخزف المغطي وسماكته على مقاومة انكسار تيجان الزيركونيا فبعض الدراسات أثبتت أن تطبيقه قد يؤدي إلى زيادة المقاومة (Wakabayashi & Anusavice, 2000; Sundh & Sjogren, 2004) في حين نفت دراساتٌ أخرى ذلك (Beuer *et al.*, 2004; Webber *et al.*, 2003; Lawn *et al.*, 2004) فتأثير المادة المغطية على مقاومة انكسار الترميمات المعتمدة على الزيركونيا لايزال موضع جدل.

3. يجب أن يوجَّه الاهتمام في الترميمات الخزفية الكاملة ثنائية الطبقة إلى تقوية القبعة الخزفية التي هي بمثابة البنية التحتية للترميم وهذا بدوره سينعكس على مقاومة كامل الترميم (Lawn *et al.*, 2004) وكلما كانت القبعة أكثر مقاومة فإنها ستؤمن حمايةً أفضل للعاج وللخزف المغطي أيضاً (Kelly, 1999).

4. بما أن وجود الخزف المغطي سيكون ملغىً بالنسبة لجميع عناصر العينة فهذا يعني عدم وجود تأثيرٍ له على النتائج فيما يخص الدراسة المقارنة بين المجموعات الثلاث.

تمّ إلصاق القبعات على الدعامات المعدنية بواسطة الإسمنت الزجاجي الشاردي التقليدي حيث ظهر في العديد من الدراسات أن هذا النمط هو الموصى به من أجل ترميمات الزيركونيا (Ernst *et al.*, 2005).

ورغم أن بعض الدراسات ذكرت وجود تأثيرٍ لنمط الإلصاق على قيمة مقاومة الانكسار (Scherrer & De Rijk, 1993) إلا أن مادة و طريقة الإلصاق كانت واحدةً بالنسبة لجميع المجموعات في هذه الدراسة.

وقد عُرِّضت القبعات أثناء إلصاقها لقوة ضغط عمودية ثابتة مقدارها 5 كغ لمدة 15 دقيقة في ملزمة الإلصاق للتأكد من أن النتائج لن تتأثّر بقياس سماكات الإسمنت المختلفة ولتوحيد القوة المطبقة أثناء الإلصاق (Weigl & Lauer, 2000).

ومن أجل إجراء اختبار مقاومة الانكسار استُخدِم رأس نصف كروي من الفولاذ اللاصدئ تمّ وضعه على جهاز الاختبارات الميكانيكية العام قطره (5) ملم وُضِع في مركز السطح الطاحن وكانت سرعة الضغط المتواصل المطبق من قبل الجهاز 0,5 ملم/دقيقة وفقاً لدراسات سابقة (Sundh *et al.*, 2005; Smith *et al.*, 1994).

2.4 مناقشة النتائج:

1.2.4 مناقشة نتائج الدراسة الميكانيكية:

أ- مناقشة نتائج الدراسة الميكانيكية مخبرياً:

يُبين الجدول أدناه قيم متوسطات القوى التي أدت إلى حدوث الكسور في المجموعات الثلاث المدروسة:

المجموعة	متوسط القوة التي أدت إلى حدوث الكسر بالنيوتن
مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	980.35 نيوتن
مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	1285.11 نيوتن
مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	1291.65 نيوتن

جدول 1.4: متوسطات القوى التي أدت إلى حدوث الكسر في البحث

يُلاحظ من الجدول أن قيمة متوسط القوة قد زادت عندما ازداد عرض خط إنهاء التحضير من شبه كتف بسماكة 0.5 ملم (980.35) نيوتن إلى شبه كتف بسماكة 0.7 ملم (1285.11) نيوتن وكتف مدور بسماكة 1 ملم (1291.65) نيوتن، وبعد إجراء التحاليل الإحصائية تبيّن وجود فروقٍ بين المجموعات الثلاث وأن هذه الفروق دالة إحصائياً، وهذا يدل على أن مقاومة انكسار القبعات الزيركونية تتغير بتغيُّر خط إنهاء التحضير.

وبإجراء اختبارات المقارنة اللازمة لمعرفة أي المجموعات تختلف جوهرياً عن الأخرى تبين وجود فروق بين مجموعة شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم وكلٍّ من مجموعتي شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم والكتف المدور بسماكة 1 ملم، ومن هنا يظهر أن شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم والكتف المدور بسماكة 1 ملم يؤمنان مقاومة انكسار أكبر للقبعات الزيركونية من شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم، في حين لم توجد فروقٌ جوهرية بين مجموعتي خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم والكتف المدور بسماكة 1 ملم أي أن مقاومة انكسار القبعات عند تطبيق قوة ضغطٍ عمودية في هاتين المجموعتين متشابهة وبالتالي يمكن التحضير بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم بدلاً من الكتف المدور بسماكة 1 ملم دون أن تتأثر مقاومة القبعات الزيركونية للكسر.

ضمن حدود هذه الدراسة:

– اتفقت نتائج دراستنا مع دراسة Beuer وزملائه التي أجريت عام 2008 فيما يخصّ خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم، حيث وجد فروقاً دالةً إحصائياً بين المجموعات الثلاث من خطوط الإنهاء (شبه الكتف الضحل والعميق والكتف المدور) واستنتج أن قبعات المجموعة المعدّة بخط إنهاء شبه الكتف الضحل هي التي تمتلك أضعف مقاومة انكسار بالمقارنة مع شبه الكتف العميق والكتف المدور ولكننا اختلفنا معه فيما يخص المقارنة الثنائية بين مجموعتي شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم والكتف المدور بسماكة 1 ملم حيث وجد فروقاً دالة إحصائياً بين متوسطات القوى التي أدت إلى حدوث الكسر بين مجموعتي شبه الكتف العميق والكتف المدور، إذ ازدادت قيمة مقاومة الانكسار في بحثه من 1752 نيوتن في حالة شبه الكتف العميق إلى 2286 نيوتن في حالة الكتف المدور بينما ازدادت في هذا البحث من 1285,11 نيوتن بالنسبة لشبه الكتف بسماكة 0.7 ملم إلى 1291,65 نيوتن بالنسبة للكتف المدور بسماكة 1 ملم ولم يكن هذا الفارق ذو دلالة إحصائية، قد يعود سبب هذا الاختلاف إلى الفروقات في عرض شبه الكتف والكتف المدور المستخدم حيث استخدمنا في هذه الدراسة شبه كتف بسماكة 0.5 ملم وشبه كتف بسماكة 0.7 ملم وكتف مدور بسماكة 1 ملم (لم يحدد Beuer أبعاد خطوط الإنهاء المستخدمة) بالإضافة إلى اختلاف سماكة القبعة حيث استخدم Beuer قبعة زيركونية بسماكة 0.4 ملم في حين كانت سماكتها في هذا البحث 0.5 ملم واختلاف السماكة الافتراضية للإسمنت اللاصق من 35 ميكرون في بحثه إلى 70 ميكرون في هذا البحث.

– اختلفت نتائج دراستنا مع الدراسة التي أجراها Jalalian وزميله Aletaha عام 2010 حيث استنتجا أن خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم يمتلك مقاومة انكسار أعلى من خط إنهاء الكتف بسماكة 1 ملم، قد يكون سبب هذا الاختلاف استخدام الباحثين في بحثهما للكتف في حين استخدمنا في بحثنا الكتف المدور بزاوية داخلية مدورة، بالإضافة إلى اختلاف سرعة إجراء الاختبار الميكانيكي من 1 ملم/دقيقة في بحثهما إلى 0.5 ملم/دقيقة في هذا البحث.

– اتفقت نتائج بحثنا مع الدراسة التي أجراها De Jager وزملاؤه عام 2005 من أجل معرفة تأثير معايير التحضير على توزّع الضغوط في التيجان الخزفية الكاملة المصنعة بتقنية الـ CAD/CAM حيث وجد De Jager أنه من الأفضل التحضير بخط إنهاء شبه كتف من أجل الحصول على ترميماتٍ طويلة الأمد للمنطقة الخلفية.

– بينما اختلفت نتائج دراستنا مع الدراسة التي قام بها Clausen وزملاؤه عام 2010 حيث قارن بين نموذجين من نماذج خط الإنهاء من حيث تأثيرهما على مقاومة انكسار التيجان الخزفية الكاملة وهما شبه الكتف بسماكة 0.8 ملم وخط الإنهاء المشطوب بشكل مستقيم بزاوية 170 درجة حيث لم يجد فروقاً ذات دلالة إحصائية بين المجموعات واستنتج أن أنماط التحضير المختلفة وتصميم خط الإنهاء لاتؤثر على مقاومة انكسار التيجان الخزفية الكاملة، قد يعود هذا الاختلاف إلى استخدام الباحث لسماكاتٍ ونماذج مختلفة من خطوط الإنهاء حيث استخدم خط الإنهاء المشطوب وشبه الكتف بسماكة 0.8 ملم في حين استخدمنا في هذا البحث شبه كتف بعرض 0.5 ملم و 0.7 ملم، بالإضافة إلى استخدام الباحث للإسمنت الراتنجي في

الإلصاق في حين استخدمنا الإسمنت الزجاجي الشاردي وتعريض التيجان في بحثه لجهود مضغ دورية ودورات حرارية في تقليد مشابه للمضغ قبل إجراء الاختبارات الميكانيكية.

– اختلفت نتائج هذه الدراسة مع دراسة Cho وزملائه عام 2004 والذي استنتج أن مقاومة انكسار التيجان الخزفية الملصقة على أسنان محضرة بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.9 ملم أكبر من مقاومة انكسار التيجان الملصقة على أسنان محضرة بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 1.2 ملم وكتف مدور بسماكة 1.2 ملم، كما استنتج Cho أن شبه الكتف بسماكة 1.2 ملم يؤمن مقاومة انكسار أعلى من الكتف المدور بسماكة 1.2 ملم. قد يعود سبب هذا الاختلاف إلى الفروقات بسماكات خطوط الإنهاء المستخدمة بين دراسة Cho وهذه الدراسة، بالإضافة إلى الاختلاف في سرعة إجراء الاختبار الميكانيكي من 5 ملم في الدقيقة في بحثه إلى 0.5 ملم في الدقيقة في بحثنا.

– واختلفت نتائج هذا البحث مع البحث الذي أجرته Ohlmann وزملاؤها عام 2008 والتي درست فيه مقاومة انكسار تيجان الكومبوزيت تبعاً لتغير خط الإنهاء حيث انخفضت قيمة مقاومة الانكسار من 1440 نيوتن عند التحضير بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم إلى 1253 نيوتن عند التحضير بخط إنهاء كتف بسماكة 1 ملم وكانت هذه الفروق دالة إحصائياً حيث استنتجت Ohlmann أن مقاومة انكسار التيجان كانت أكبر عند التحضير بخط إنهاء شبه كتف، قد يعود سبب هذا الاختلاف إلى استخدام الباحثة خط إنهاء الكتف في حين استخدمنا في بحثنا الكتف مدور الزاوية.

– واختلفت نتائج دراستنا مع دراسة Tinschert التي أجراها عام 2001 والتي وجد فيها أن مقاومة انكسار التعويضات الثابتة المصنوعة من الزيركونيا بخط إنهاء كتف للتحضير كانت أكبر بكثير من التحضيرات ذات خط الإنهاء شبه كتف عميق في حين لم توجد فروق دالة إحصائياً بين خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم وشبه الكتف بسماكة 0.7 ملم في هذا البحث، قد يعود هذا الاختلاف إلى إجراء الباحث الدراسة على تعويضات مؤلفة من 3 دعامات في حين أُجرِيت الاختبارات في هذه الدراسة على دعامات مفردة.

ب- مناقشة نتائج الدراسة الميكانيكية وإسقاطها سريرياً:

ضمن حدود هذه الدراسة كانت مقاومة الانكسار للمجموعة الأولى ذات خط الإنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم تساوي (980.35 $\pm$ 244.70) نيوتن وهذه القيمة أكبر من القوى الماضغة العظمى والتي تتراوح مابين (400–890) نيوتن في منطقة الأرحاء و(222–445) نيوتن في منطقة الضواحك و(133–334) نيوتن في منطقة الأنياب و(8–111) نيوتن في منطقة القواطع (Anusavice, 2003) وهذا يقود إلى الاستنتاج بأنه يمكن استخدام خط الإنهاء المحافظ هذا من أجل تأمين مقاومة انكسار كافية للقبعات الزيركونية في المنطقة الخلفية دون استهلاك كمية كبيرة من النسج السنية وقد اتفقت هذه الفكرة مع الدراسة التي أجراها Beuer وزملاؤه عام 2008 والذي استنتج من خلالها أنه يمكن الاعتماد على التحضيرات الدنيا التي تتطلّب إزالة كمية أقل من النسج السنية السليمة طالما أن هذه التحضيرات تؤمّن مقاومة انكسار ضمن القيم المطلوبة سريرياً للقبعات الزيركونية، كما اتفقت نتائج هذا البحث مع Sadan

وزملائه في الدراسة التي أجراها عام 2005 والتي استنتج فيها أن كلاً من شبه الكتف والكتف ملائمان للأسنان لتأمين مقاومة ميكانيكية كافية للترميمات.

واتفقنا مع دراسة الباحث De Jager عام 2005 الذي استنتج أنه من أجل الحصول على ترميمات طويلة الأمد في المنطقة الخلفية فإنه من المنصوح به التحضير بخط إنهاء شبه كتف.

واتفقنا أيضاً مع دراسة Rammersberg عام 2000 الذي وجد أن التحضير الأصغري للسن بشبه كتف بسماكة 0.5 ملم يحقق ديمومة كبيرة للتيجان الخالية من المعدن، بالإضافة إلى دراسة Tinschert عام 2004 والذي وجد أن تحضيرات شبه الكتف والكتف هي المستطبة بالنسبة للترميمات الخزفية الكاملة.

وكنتيجةٍ لهذه الدراسة يمكن القول بأن شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم يُنصَح به طالما كان ذلك ممكناً عند تحضير الأسنان لاستقبال قبعات مصنعة من الزيركونيا وفق تقنية الـ CAD/CAM بينما في الأسنان المعالجة لبياً ذات البنية المتهدمة أو التي تحتوي على مواصفات تشريحية محدودة فإنه بالإمكان استخدام التحضيرات الدنيا (شبه كتف بسماكة 0.5 ملم) من أجل تأمين مقاومة انكسار كافية لهذه القبعات لأن مقاومتها للكسر أكبر أو تساوي القوة الماضغة العظمى عند استخدام هذا النموذج من خطوط الإنهاء.

الباب الخامس: الاستنتاجات

Chapter 5: Conclusions

بعد دراسة نتائج هذا البحث ومناقشتها، وضمن معطيات هذه الدراسة نستنتج مايلي:

1. لا تتأثر مقاومة انكسار القبعات الزيركونية عند استخدام خط الإنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم بدلاً من خط الإنهاء كتف مدور بسماكة 1 ملم.

2. يمكن التحضير بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.7 ملم على جميع الأسنان حتى لو كانت أسناناً خلفية دون أن نضطر للجوء لسماكات تحضيرٍ أكبر.

3. حتى خطوط الإنهاء المحافظة مثل شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم تؤمّن مقاومة انكسار كافية للقبعات الزيركونية ضمن الحدود المطلوبة سريرياً، وعلى الرغم من أن شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم والكتف المدور بسماكة 1 ملم تؤمن مقاومة انكسار أكبر إلا أن استخدام شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم يبقى متاحاً لكن يفضل استخدام شبه الكتف بعرض 0.7 ملم طالما أمكن ذلك.

4. لسنا بحاجة إلى تحضيرات جائرة للنسج السنية إذا أردنا وضع تاجٍ مصنوعٍ من الزيركونيا بسبب مقاومته العالية للكسر حتى عند استخدام خطوط إنهاء محافظة نسبياً.

الباب السادس: المقترحات والتوصيات

Chapter 6:

Suggestions and Recommendations

1.6 المقترحات:

1. إجراء أبحاث لدراسة تأثير سماكة الخزف المغطي على مقاومة انكسار التيجان المصنوعة من الزيركونيا.

2. إجراء دراسة لمقارنة مقاومة انكسار القبعات الزيركونية عند تغيير خطوط الإنهاء مع تغيير نوع الإسمنت اللاصق.

3. إجراء دراسة لمقارنة مقاومة انكسار القبعات الزيركونية عند تغيير خطوط الإنهاء مع تغيير درجة ميلان جدران التحضير.

4. إجراء دراسة مماثلة لدراستنا مع تغيير المسافة الافتراضية للإسمنت اللاصق كعاملٍ إضافي قد يؤثر على مقاومة الكسر.

5. إجراء دراسة لمقارنة مقاومة انكسار الجسور المصنعة من الزيركونيا عند تحضير الدعامات بخطوط إنهاء مختلفة.

6. إجراء دراسة مشابهة لهذه الدراسة باستعمال أنواع أخرى من الخزف الخالي من المعدن.

7. إجراء دراسة مماثلة لهذه الدراسة مع تغيير سماكة القبعات الخزفية.

8. إجراء دراسات لمعرفة العلاقة بين نموذج خط الإنهاء والانطباق الحفافي .

9. إجراء دراسات لمعرفة العلاقة بين الانطباق الحفافي للتيجان الخزفية ومقاومة انكسارها .

2.6 التوصيات:

1. نوصي بتقليل التحضير الجائر للأسنان المعدّة لاستقبال قبعات خزفية مصنوعة من الزيركونيا وفق نظام الـ CAD/CAM لأن خطوط الإنهاء المحافظة تؤمّن مقاومة انكسار كافية تجاه القوى الماضغة.

2. نوصي باعتماد شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم في التحضير لأنه يحقّق التوازن بين مبادئ التحضير من حيث الحفاظ على النسج السنية السليمة وتأمين مقاومة ميكانيكية كافية للترميم في الوقت نفسه.

3. يمكن عند الضرورة استخدام شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم في تحضير الأسنان المعالجة لبياً والمتهدّمة لأنه يحقق للترميم مقاومة انكسار ضمن القيم المطلوبة سريرياً داخل الفم.

الباب السابع: المـــراجـــع

Chapter 7: References

-A-

- Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. "Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems". Dent Mater J, 2007; 23: 952–9.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. "Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics". Dent Mater J, 2006; 22: 857–63.
- Aboushelib MN. "Long term fatigue behavior of zirconia based dental ceramics". Dent Mater J, 2010; 3: 2975-2985.
- Akesson J, Sundth A, Sjögren G. "Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line". J Oral Rehabil, 2009; 36: 516–523.
- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. "Clinical trials in zirconia: a systematic review". J Oral Rehabil, 2010; 37: 641–652.
- American Machinist. The CAD/CAM hall of fame, 1998; Available at: http://www.Americanmachinist.Com/304/Issue/Article/False/9168/Issue. Accessed August13, 2010.
- Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. "Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system". J Prosthet Dent, 1996; 76(2):187–93.
- Anusavice k j. Phillips science of dental materials, (11th edition), Elsevier Inc., 2003: 49-67.
- Att W, Grigoriadou M, Strub JR. "ZrO2 three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator". J Oral Rehabil, 2007; 34:282–90.

-B-

- Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L. "Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units". J Prosthet Dent, 2010; 104: 6-12.

- Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. "Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures". Int. J Comput Dent, 2001; 4: 243-262.
- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. "Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings". Dent Mater J, 2008; 27: 362-367.
- Beuer F, Kerler T, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. "Influence of veneering on the fracture resistance of zirconium restorations". Dtsch Zahnarztl Z, 2004; 59: 527-530.
- Birnbaum N, Aaronson HB, Stevens C, *et al.* "3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions". Inside Dentistry, 2009; 5: 4.
- Bukat A, Fassina P, Greco F, Piantelli S, Piconi C, Zaghini C. "GSP-made Ca-PSZ for biomedical applications. 3rd symposum on ceramics in medicine". Bioceramics, 1990; 3: 355-366.

-C-

- CEREC AC: CAD/CAM for everyone [pamphlet]. Charlotte (NC): Sirona.
- Chang CC, Lee MY, Ku YC. "Digital Custom Denture Design With New Abrasive Computer Tomography And Rapid Prototyping Technologies". J Biomedical Engineering- Applications, Basis & Communications, 2003; 15(3): 115-123.

- Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. " Production and properties of low density engineering ceramics" J. Am. Ceram. Soc, 1999; 82: 3129–3138.
- Chevalier J, De Aza AH, Gremillard L, Zenati R, Fantozzi G. "Slow crack growth in zirconia ceramics: from the single crystal to the composites". Mater. Eng, 2001; 12(2): 159–178.
- Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. "Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis". Biomaterials, 2004; 25(24): 5539–45.
- Chevalier J. "What future for zirconia as a biomaterial?" Biomaterials, 2006; 27(4): 535–43.
- Chevalier J, Gremillard L. "Zirconia as a Biomaterial". Comprehensive Biomaterials, 2011; 1: 95-108.
- Cho L, Choli J, Yi YJ, Park CK. "Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns". J Prosthet Dent, 2004; 91: 554–60.
- Christensen GJ. "The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement" J Am Dent Assoc, 2005; 136(3): 343–6.
- Coelho PG, Bonfante EA, Silva NRF, Rekow ED, Thompson VP. "Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures". J DENT RES, 2009; 88: 382.
- Conard HJ, Seong WJ, Pesun IJ. "Current Ceramic Materials and Systems with Clinical Recommendations: A Systemic Review". J Prosthet Dent, 2007; 98(5): 389-404.

-D-

- Davidowitz G, Kotick P. "The Use of CAD/CAM in Dentistry". Dent Clin N Am, 2011; 55: 559-570.
- De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. "The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD/CAM produced All ceramic dental crown". Dent Mater, 2005; 21: 242–51.

- Denry I, Kelly JR. "State of the art of zirconia for dental applications". j Dent Mater, 2008; 24: 299-307.
- Der Vel JV. "Ceramics in systems the migration from metal to ceramics on the perspective of technological developments. Dental Asia, 2006: 15-22.
- Devaud V. "Guidelines for success with zirconia ceramics: the changing standards". Pract Proced Aesthet Dent, 2005; 17: 508-510.
- Deville S, Chevalier J, Gremillard L. "Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia". Biomaterials, 2006; 27(10): 2186–5192.
- Di Iorio D, Murmura G, Orsini G, Scarano A, Cupatis. "Effect of margin design on the fracture resistance of procera All ceramic cores: an in vitro study". J Contemp Dent Pract, 2008; 9: 1–8.
- Dion I, Bordenave L, Levebre F. "Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics". Journal of Materials Science Materialsin Medicine, 1994; 5: 18–24.
- Doyle MG, Goodacre CJ, Munoz CA, Andres CJ. "The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 3". Int J Prosthodont, 1990; 3: 327-340.
- Duret F, Blouin JL, Duret B. "CAD-CAM in dentistry". J Am Dent Assoc, 1988; 117(6): 715–20.
- Duret F, Preston JD. "CAD/CAM imaging in dentistry". Curr Opin Dent, 1991; 1(2): 150–4.

-E-

- Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. "In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents". J Prosthet Dent, 2005; 93: 551-8.

-F-

- Filser F, Koche P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. "Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM)". Int J Comput Dent, 2001; 4: 89–106.
- Francischone CE, Vasconcelos LW. Metal-Free restorations, Procera concept. Quintessence publishing co, 2nd edition, 2003: 39.
- Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. "The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1". Int J Prosthodont, 1990; 3: 159-168.

-G-

- Garvie RG, Nicholson PS. "Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO–ZrO2system". J Am Ceram Soc, 1972; 55(3): 152–7.
- Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. "Ceramic steel?". Nature, 1975; 258: 703–704.
- Giordano R. "Materials for chair-side CAD/CAM produced restorations" . J Am Dent Assoc, 2006; 137(1): 14-27.
- Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. "Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study". Int J Prosthodont, 2004; 17: 285-290.
- Goff JP, Hayes W, Hull S, Hutchings MT, Clausen KN. "Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures". Phys Rev B, 1999; 59(22): 1420–19.
- Griggs J. "Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations". Dent Clin North Am, 2007; 51(3): 713.

- Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. "Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia". Int J Prosthodont, 2002; 15: 339-346.

-H-

- Hämmerle C, Sailer I, Thoma A, Gianni H, Suter A, Ramel C. "Dental Ceramics essential Aspects for clinical practice", Quintessence publishing Co, 2008: 2-86.
- Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. "Transformation toughening in zirconia-containing ceramics". J Am Ceram Soc, 2000; 83(3): 461–87.
- Helmer JD, Driskell TD. "Research on bioceramics. Symposiumon Use of Ceramics as Surgical Implants". South Carolina, USA: Clemson University; 1969.
- Helvey GA. "Zirconia and Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) Dentistry". Inside Dentistry, 2008; 4(4): 28-39.
- History of Nobel Biocare. Nobel Biocare. Available at: http://Corporate.Nobelbiocare.Com/En/Our-Company/History-And-Innovations/Default.Aspx?V51. Accessed August,10, 2010.
- Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. "Ceramics as biomaterials for dental restoration". Expert Rev. Med. Devices. 2008; 5: 729–745.

-J-

- Jalalian E, Aletaha NS. "The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: An in vitro study". J Prosthodontic Research, 2011; 55: 121-125.

-K-

- Kelly JR, Denry I. "Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview". Dental Materials, 2008; 24: 289-298.

- Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. "Phase change and mechanical properties of ZrO2-Y2O3 solid electrolyte after aging". Solid State Ionics, 1981; 4: 489–95.
- Kurbad A. "Cerec goes inLab –The metamorphosis of the system". Int J Comp Dent, 2001; 4: 125-143 .

-L-

- Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. "All ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial". Swedish Dental Journal, 2006; 30: 45–53.
- Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, Rekow ED, Thompson VP. "Materials design in the performance of all-ceramic crowns". Biomaterials, 2004; 25: 2885-92.
- Liu PR. "A Panorama of dental CAD/CAM Restorative Systems". Compendium, 2005; 26(7): 507-513.
- Lohmann CH, Dean DD, Koster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, *et al.* "Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype". Biomaterials, 2002; 23: 1855–63.
- Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. "Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics". J Dent Res, 2002; 81: 487-491.
- Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. "CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia". Dent Mater, 2004; 20: 655-662.
- Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. "Strength and reliability of four-unit all ceramic posterior bridges". Dental Materials, 2005; 21: 930–7.

-M-

- Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. "An Overview of Zirconia Ceramics: Basic properties and clinical applications". Journal of Dentistry, 2007; 35: 819-826.
- Massironi D, Pascetta R, Romeo G. Precision in dental esthetics. 2nd edition, 2007: 108-123.
- Materials–options and partners. Available at: http://www.Cereconlin.Com/Cerec/Materials.Html. Sirona; 2008. Accessed August 6, 2010.
- McCabe JF, Walls A WG. Applied Dental Materials, 9TH Edition. Blackwell publishing, 2008; 6-17,95-98.
- McLaren EA, Terry DA. "CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures". Compendium of Continuing Education in Dentistry, 2002; 23: 637–41.
- McLaren EA, Giordano RA. "Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain". Quintessence of Dental Technology, 2005; 28: 99–112.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. "A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience". Dental Materials Journal, 2009; 28(1): 44 — 56.
- Mormann WH. "The evolution of the CEREC system". J Am Dent Assoc, 2006; 137: 7–13.

-O-

- Ohlmann B, Gurber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. "Optimizing preparation design for metal-free composite crowns". J Prosthet Dent, 2008; 100: 211-219.

-P-

- Piconi C, Maccauro G. "Zirconia as a ceramic biomaterial". Biomaterials, 1999; 20: 1–25.

- Pilathadka S, Vahalová D. "Contemporary All-Ceramic Systems, part-2". Acta Medica, 2007; 50(2): 105–107.
- Pitcher MW, Ushakov SV, Navrotsky A, *et al.* "Energy crossovers in nanocrystalline zirconia". J Am Ceram Soc, 2005; 88: 160–167.
- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. "A systematic review of the survival and compication rates of all-ceramic and metal ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns". Clinical Oral Implant Research, 2007; 18: 73–85.
- Potiket N, Chiche G, Finger IM. "In vitro fracture strength of teeth restored with different All-ceramic crown systems". J Prosthet Dent, 2004; 92(5): 491-5.
- Priest G. "Virtual-designed and computer-milled implant abutments". J Oral Maxillofac Surg, 2005; 63: 22–32.

-R-

- Raigrodski AJ. "Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature". J Prosthet Dent, 2004; 92: 557–62.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, *et al.* "The efficacy of posterior three unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study". J Prosthet Dent, 2006; 96: 237–44.
- Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. "The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO2 copings". J Prosthet Dent, 2008; 99: 369-376.
- Rekow D. "Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art" J Prosthet Dent, 1987; 58(4): 512–6.

- Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. "Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study". International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2002; 17: 793–8.
- Rosenstiel SF, Land MF , Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th Edition, 2006: 247-282,745-748,761-767,789.

-S-

- Sadan A, Blutz MB, Lang B. "Clinical consideration for densely sintered alumina and zirconia restorations. Part 1". Int J Periodont Restor Dent, 2005; 25: 213–9.
- Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, *et al.* "Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up". Quintessence International, 2006; 37: 685–93.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CHF. "A systematic review of the survival and compication rates of all-ceramic and metal ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses". Clinical Oral Implant Research, 2007; 18: 86–96.
- Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. "Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study". Journal of Periodontology, 2004; 75: 292–6.
- Scherrer SS, De Rijk WG. "The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli". Int J Prosthodont, 1993; 6: 462-467.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Principles of tooth preparation. In: Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago, Quintessence, 1997: 119-37.

- Silva VV, Lameiras FS, Lobato ZI. "Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites". Journal of Biomedical Materials Research, 2002; 63: 583–90.
- Sirona introduces CEREC AC powered By Bluecam [press release]. Charlott(NC): Sirona; 2009.
- Smith TB, Kelly JR, Tesk JA. "In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations". J Prosthodont, 1994; 3: 138-144.
- Sorensen JA. "The Lava system for CAD/CAM production of high strength precision fixed prosthodontics". Quintessence of Dental Technology, 2003; 26: 57–67.
- Sundh A, Molin M, Sjogren G. "Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing". Dent Mater, 2005; 21: 476-482.
- Sundh A, Sjogren G. "A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics". Journal of Oral Rehabilitation, 2004; 31: 682–8.
- Suttor D. "Lava zirconia crowns and bridges". Int J Comput Dent, 2004; 7: 67-76.
- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. "Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming". Int J Comput Dent, 2001; 4: 195–206.
- Swab JJ. "Low temperature degradation of Y-TZP materials". J Mater Sci, 1991; 26: 6706-6714.

-T-

- The CEREC Acquisition Center powered by Bluecam. Available at: http://www.Cereconlin.com/cerec/acquisition-center.html. Sirona; 2008. Accessed August,6, 2010.

- The Glossary of Prosthodontic Terms, the Academy of Prosthodontics, the Journal of Prosthetic Dentistry; 2005: 94(1): 11,24.
- Thompson VP, Rekow DE. "Dental Ceramics And The Molar Crown Testing Ground". J Appl Oral Sci, 2004; 12: 26-36.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. "Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study". Int J Prosthodont, 2001; 14: 231-238.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. "Status of current CAD/CAM technology in dental medicine". Int J Comput Dent, 2004; 7: 25-45.
- Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA. "Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations". Journal of Biomedical Materials Research Part Applied Biomaterials, 2007; 80: 317–21.

-V-

- Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. "Zirconia in dentistry: part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic". Eur J Esthet Dent, 2009; 4: 130-151.

-W-

- Wakabayashi N, Anusavice KJ. "Crack initiation modes in bilayered alumina/ porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness". J Dent Res, 2000; 79: 1398-404.
- Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, *et al.* "Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria". Biomaterials, 2003; 24: 3655–61.

- Webber B, McDonald A, Knowles J. "An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain". J Prosthet Dent, 2003; 89: 154-160.
- Weigl P, Lauer HC. "Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures". J Biomed Mater Res, 2000; 53: 337-347.
- Witowski S. "CAD/CAM in dental technology". Quintessence of Dental Technology, 2005; 28: 169–84.

-Z-

- Zarone F, Russo S, Sorrentino R. "From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations". J Dent Mater, 2011; 27: 83-96.

الملخـــص

Abstract

المقدمة وخلفية البحث:

تُقدِّم المواد الخزفية الكاملة خواص تجميليةً ممتازة لكن أحد مشاكلها الرئيسية هي احتمال انكسارها تجاه القوى الإطباقية. تمّ تقديم الزيركونيا مؤخّراً على أنه بنية تحتية واعدة للترميمات الخالية من المعدن. كان هدف هذه الدراسة معرفة تأثير نموذج الحواف في تحسين الخواص الميكانيكية للقبعات المصنوعة من الزيركونيا وفق تقنية الـ CAD/CAM.

الهدف من البحث: اختبار مقاومة انكسار القبعات المصنعة من الزيركونيا وفق نظام الـ CAD/CAM تبعاً لخطوط إنهاء مختلفة وهي (شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم، شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم، الكتف المدور بسماكة 1 ملم).

مواد وطرائق البحث: تمّ تحضير سن إكريلي بشكل رحى أولى سفلية يمنى بخط إنهاء شبه كتف بسماكة 0.5 ملم، نُسِخ السن إلى 15 دعامة معدنية ثم تمّ تحويل شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم إلى شبه كتف بسماكة 0.7 ملم ونُسِخ السن إلى 15 دعامة معدنية. وبنفس الأسلوب عُدِّل التحضير ليتم تحويل شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم إلى كتف مدور بسماكة 1 ملم. صُنِّعت 45 قبعة خزفية من الزيركونيا بسماكة 0.5 ملم وفق تقنية الـ CAD/CAM بنظام ZircoDenta وقُسِّمت على المجموعات الثلاث من الدعامات المعدنية.

أُلصِقت القبعات على الدعامات باستخدام الإسمنت الزجاجي الشاردي وتمّ صنع قاعدة إكريلية لكل دعامة ثم تمّ إجراء اختبار الكسر بواسطة جهاز الاختبارات الميكانيكية العام بسرعة

0.5ملم/دقيقة بتطبيق قوة عمودية في مركز السطح الطاحن وسُجِّلت القوى اللازمة للكسر بالنيوتن.

النتائج: كان متوسط قوة الكسر في المجموعة الأولى بتحضير شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم (980.35) نيوتن، بينما بلغ متوسط قوة الكسر في المجموعة الثانية بتحضير شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم (1285.11) نيوتن وفي المجموعة الثالثة بتحضير الكتف المدور 1 ملم (1291.65) نيوتن. بعد الدراسة الإحصائية تبيّن وجود فروق دالة بين المجموعات الثلاث. وعند إجراء اختبارات المقارنة الثنائية بين كلّ زوجٍ من المجموعات لمعرفة أيّ منها تختلف جوهرياً عن الأخرى تبيّن وجود فروق جوهرية بين المجموعتين الأولى والثانية، والمجموعتين الأولى والثالثة.

الاستنتاجات: يُحقّق تحضير شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم والكتف المدور بسماكة 1ملم أفضل مقاومة انكسار للقبعات الزيركونية المصنوعة وفق نظام الـ CAD/CAM. ويُفضَّل استخدام شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم في التحضير لمثل هذا النمط من التيجان ماأمكن. ويبقى متاحاً عند الضرورة استخدام شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم في التحضير لأنه يحقّق للقبعات الزيركونية المحضَّرة بهذه التقنية قيم مقاومة انكسار ضمن الحدود المقبولة سريرياً.

Abstract:

Introduction: All-ceramic restorations offer excellent esthetics. But one of the major problems of them is their probable fracture against the occlusal forces. Zirconia (ZrO_2) has recently been introduced as a promising metal-free core structure. The hypothesis of the present study is the effect of marginal design on an improved mechanical performance of zirconia copings made by CAD/CAM system.

Aim of study: The purpose of this study is to evaluate the influence of different finish line designs on the fracture resistance of zirconia copings made by CAD/CAM.

Materials and methods: An acrylic first lower molar was prepared with three different finish lines: chamfer (0.5)mm, chamfer (0.7)mm and round shoulder (1)mm. 45 CrCo metal dies were made after duplicating the prepared tooth. Zirconia copings were fabricated with 0.5 mm thickness. The cores then cemented on the metal dies using glass ionomer cement. Fracture test was conducted applying a vertical force on the center of the occlusal surface using the universal testing machine

at the speed of 0.5mm/min to the point of fracture and then results were statistiacally studied.

Results: The average of the fracture force in the first group was (980.35) N, it was for the second group (1285.11) N, and (1291.65)N for the third group. There were significant differences between the averages of the three groups.

Conclusion: The chamfer finish line (0.7)mm and the round shoulder (1)mm gave better fracture resistance of zirconia copings fabricated by CAD/CAM system. when needed, we can use chamfer (0.5)mm because it gives a clinically accepted fracture resistance value more than biting forces.

الملحـــق

Appendix

رقم القيمة الخزفية	المجموعة المدروسة	قوة التحلّم (بالكغ)	قوة التحلّم (بالنيوتن)	سطح الضغط (بالملم^2)	إجهاد التحطّم (بالكغ / ملم^2)	إجهاد التحطّم (بالميغاباسكال)
1	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	74	725.94	19.625	3.771	36.991
2	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	87	853.47	19.625	4.433	43.489
3	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	130	1275.3	19.625	6.624	64.983
4	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	124	1216.44	19.625	6.318	61.984
5	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	86	843.66	19.625	4.382	42.989
6	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	118	1157.58	19.625	6.013	58.985
7	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	66	647.46	19.625	3.363	32.992
8	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	69	676.89	19.625	3.516	34.491
9	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	98	961.38	19.625	4.994	48.988
10	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	132	1294.92	19.625	6.726	65.983
11	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	80	784.8	19.625	4.076	39.990
12	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	92	902.52	19.625	4.688	45.988
13	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	141	1383.21	19.625	7.185	70.482
14	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	84	824.04	19.625	4.280	41.989
15	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.5 ملم	118	1157.58	19.625	6.013	58.985
16	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	164	1608.84	19.625	8.357	81.979
17	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	190	1863.9	19.625	9.682	94.976
18	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	125	1226.25	19.625	6.369	62.484
19	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	104	1020.24	19.625	5.299	51.987
20	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	98	961.38	19.625	4.994	48.988
21	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	131	1285.11	19.625	6.675	65.483

رقم القيمة الخزفية	المجموعة المدروسة	قوة التحمّل (بالكغ)	قوة التحمّل (بالنيوتن)	سطح الضغط (بالملم^2)	إجهاد التحطّم (بالكغ / ملم^2)	إجهاد التحطّم (بالميغاباسكال)
22	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	124	1216.44	19.625	6.318	61.984
23	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	67	657.27	19.625	3.414	33.491
24	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	168	1648.08	19.625	8.561	83.979
25	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	122	1196.82	19.625	6.217	60.984
26	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	106	1039.86	19.625	5.401	52.986
27	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	134	1314.54	19.625	6.828	66.983
28	مجموعة خط إنهاء شبه الكف بسماكة 0.7 ملم	118	1157.58	19.625	6.013	58.985
29	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	132	1294.92	19.625	6.726	65.983
30	مجموعة خط إنهاء شبه الكتف بسماكة 0.7 ملم	182	1785.42	19.625	9.274	90.977
31	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	72	706.32	19.625	3.669	35.991
32	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	105	1030.05	19.625	5.350	52.487
33	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	210	2060.1	19.625	10.701	104.973
34	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	110	1079.1	19.625	5.605	54.986
35	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	225	2207.25	19.625	11.465	112.471
36	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	115	1128.15	19.625	5.860	57.485
37	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	103	1010.43	19.625	5.248	51.487
38	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	108	1059.48	19.625	5.503	53.986
39	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	171	1677.51	19.625	8.713	85.478
40	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	181	1775.61	19.625	9.223	90.477
41	مجموعة خط إنهاء الكف المدور بسماكة 1 ملم	143	1402.83	19.625	7.287	71.482
42	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	118	1157.58	19.625	6.013	58.985

رقم القيمة الخزفية	المجموعة المدروسة	قوة التحلّم (بالكغ)	قوة التحلّم (بالنيوتن)	سطح الضغط (بالملم^2)	إجهاد التحطّم (بالكغ / ملم^2)	إجهاد التحطّم (بالميغاباسكال)
43	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	76	745.56	19.625	3.873	37.990
44	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	134	1314.54	19.625	6.828	66.983
45	مجموعة خط إنهاء الكتف المدور بسماكة 1 ملم	104	1020.24	19.625	5.299	51.987