

Comparison of the Intrusion Forces Generated by Intrusion Utility Arches According to Alloy Type, Wire Section and Activation Amount - An Invitro Study

Dr. Jamal Dabbas*
Saeed Kalash**

(Received 17 / 6 / 2023. Accepted 5 / 7 / 2023)

□ ABSTRACT □

The aim of study: Evaluation of the intrusion forces resulting from Ricketts' IUA Intrusion Utility Arches at different activation degrees using different alloys and wire sections - to know the importance of the type of alloy and wire section used to manufacture Intrusion Utility Arches.

Materials and Methods: We used straight wires (recommended by the manufacturers of this arch) of stainless steel and Elgiloy alloys with two different section of 0.016 x 0.016 inch and 0.016 x 0.022 inch to make the Intrusion Utility Arches. Each sample consisted of 10 arches. An acrylic upper jaw model was used to perform the experiment. The arches were activated by 5-10-15-20 mm. Measured from the level of the anterior segment of the intrusion utility arch to the imaginary line representing the braces incision in the midline region, the amount of force produced was recorded at activation levels of 5-10-15-20 mm.

Results The forces recorded at activation levels of 5-10-15-20 mm were all significant among the studied arches, and the current study confirmed that there was no difference between the stainless steel and blue elgiloy alloys, and the importance of choosing the intrusion utility arches section, as two different values of force were recorded when using either of the two sections at all levels of activation.

Key words: Elgiloy Alloy, Stainless Steel Alloy, Incisor Intrusion, Wire Section.

Copyright



:Tishreen University journal-Syria, The authors retain the copyright under a CC BY-NC-SA 04

* Assistant Professor - Faculty of Dentistry - University of Aleppo - Syria.

** Master student - Faculty of Dentistry - Aleppo University - Syria. saeed.kalash@tishreen.edu

مقارنة قوى الغرز الناتجة عن أقواس الغرز المفيد بحسب نوع الخليطة المعدنية ومقطع السلك ومقدار التنشيط -دراسة مخبرية

د. جمال دباس*

سعيد كلش**

(تاريخ الإبداع 2023 / 6 / 17. قبل للنشر في 2023 / 7 / 5)

□ ملخص □

هدف البحث: تقييم قوى الغرز الناتجة عن أقواس الغرز المفيد IUA لريكيتس عند درجات تنشيط مختلفة باستخدام خلائط معدنية ومقاطع أسلاك مختلفة-لمعرفة أهمية نوع الخليطة المعدنية ومقطع السلك المستخدم لصناعة أقواس الغرز المفيد. **المواد والطرائق:** استخدمنا أسلاك مستقيمة (الموصى بها من قبل مصنعي هذا القوس) من خلائط الستانلس ستيل و Elgiloy بمقطعين مختلفين 0.016×0.016 إنش و 0.022×0.016 إنش لصناعة أقواس الغرز المفيد وتألفت كل عينة من 10 أقواس. تم استخدام نموذج فك علوي إكريلي لإجراء التجربة. تم تنشيط الأقواس بمقدار 5-10-15-20 ملم مقاسة من مستوى القطعة الأمامية لقوس الغرز المفيد إلى الخط الوهمي الذي يمثل شق الحاصرات في منطقة الخط المتوسط، تم تسجيل مقدار القوة الناتجة عند مستويات تنشيط 5-10-15-20 ملم. **النتائج:** كانت القوى المسجلة عند مستويات تنشيط 5-10-15-20 ملم جميعها معنوية بين الأقواس المدروسة، وأكدت الدراسة الحالية عدم وجود فرق بين خليطتي الستانلس ستيل والإلجيلوي الأزرق وأهمية اختيار مقطع سلك أقواس الغرز المفيد حيث سُجلت قيمتين مختلفتين للقوة عند استخدام أي من المقطعين عند كل درجات التنشيط.

الكلمات مفتاحية: خليطة الإلجيلوي، خليطة الستانلس ستيل، غرز القواطع، مقطع السلك.

حقوق النشر : مجلة جامعة تشرين- سورية، يحتفظ المؤلفون بحقوق النشر بموجب الترخيص



CC BY-NC-SA 04

* مدرس - كلية طب الأسنان - جامعة حلب - سورية.

**طالب ماجستير - كلية طب الأسنان - جامعة حلب - سورية.

مقدمة:

تترافق العضّة العميقة وزيادة تقعر قوس سبي بسلسلة من مشاكل الإطباق ومشاكل لثوية ومفصلية وتغيير في التطور الطبيعي للفكين عند المرضى في طور النمو لذلك تكون أحد أهم أهداف المعالجة لطبيب تقويم الأسنان والفكين هو تصحيح العضّة العميقة وتسوية قوس سبي [1] [2].

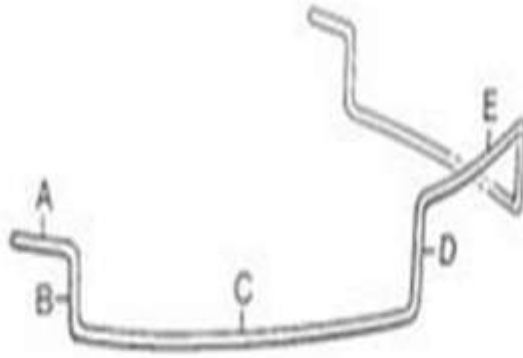
تم تطوير عدة تقنيات لغرز الأسنان الأمامية وتعد تقنية التدرج الحيوي لريكيتس [3] [4] من أهم هذه التقنيات، حيث يمكن القيام بإجراء حركة الغرز على القواطع باستخدام أقواس الغرز، ويعد القوس الغازر المفيد Utility Arch IUA Intrusion لريكيتس أحد تلك الأقواس التي نوقشت على نطاق واسع في مختلف الأدبيات لسهولة تصنيعه وتشكيله ونتائج الجيدة في الغرز مع أقل آثار جانبية ممكنة [5] [6]، وتعد الخلائط أو حجم مقطع السلك التي يتم تصنيعها منها موضوعاً للدراسة في تقويم الأسنان [7] [8].

تؤدي حركة الغرز خلال المعالجة التقويمية إلى آثار جانبية أهمها امتصاص الجذور مما أدى إلى البحث عن شدة القوى المناسبة التي يجب أن تتعرض لها الأسنان لحدوث الغرز دون حدوث أي مشاكل [9] [10]، ذكر De Almeida [11] بأنه يمكن التقليل من الآثار الجانبية وامتصاص الجذور إذا تم استخدام قوى مثالية ومستمرة مع أخذ الخصائص الفردية للمريض بعين الاعتبار ومع المراقبة المستمرة خلال مرحلة الغرز.

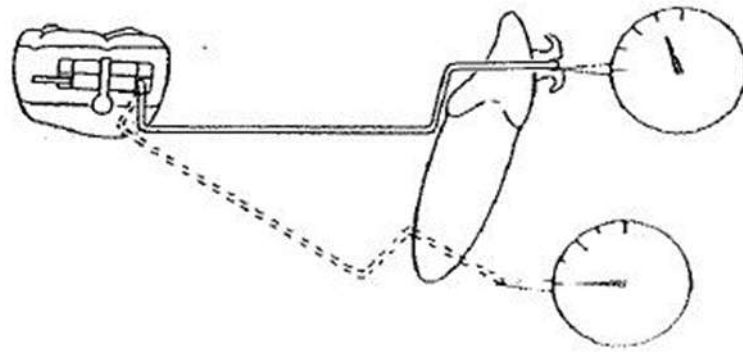
دعا Ricketts في بداية الأمر إلى استخدام 160 غ من القوة لغرز القواطع الأربعة العلوية و75 غ لغرز القواطع الأربعة السفلية [12]، لكن التوصيات الحديثة خفضت قيمة تلك القوى لتجنب الآثار الجانبية ومتطلبات الإرساء وإمكانية الحصول على مقدار غرز مشابه حيث كانت قيمة القوى التي تم اقتراحها من قبل ناندا في عام 2010 للحصول على غرز دون آثار جانبية 60-80 غ لغرز القواطع العلوية و50 غ لغرز القواطع السفلية [13]، وأشار Varlik وزملاؤه في عام 2013 إلى أن القوة المطلوبة لغرز القواطع السفلية كانت 40 غ أي 10 غ لكل قطعة [9] كذلك اقترح Proffit في عام 2019 الحاجة إلى 10-20 غ فقط من القوة لغرز كل قاطعة علوية [14].

القوس المفيد Utility Arch: يُعد القوس المفيد The Utility Arch العنصر الأكثر تميّزاً في المعالجة الحيوية المتدرّجة والذي صمّمه ريكيتس [3] وقدم الحلول لمجموعة متنوعة من الحالات السريرية [15]، ويمكن استخدامه في فترتي الإطباق المختلط والدائم حيث يمتد كسلك مستمر قاطعاً الميازيب الدهليزية الجانبية ومرتبطة فقط بالأرجاء الأولى الدائمة وبالقواطع الأربعة الأمامية وقد صُمّم هذا القوس بشكل أساسي كوسيلة لتأمين تسوية قوس سبي من خلال غرز القواطع عبر قوس الغرز المفيد Intrusion Utility Arch ويتم تشكيل هذا القوس عموماً من الأسلاك المضلّعة [4]، ويوجد العديد من أنواع الغرز المفيد والتي يمكن الاستفادة منها بحالات مختلفة كالقوس المفيد لإرجاع القواطع Contraction Utility Arch والقوس المفيد لدفع القواطع Advancing Utility Arch [4]، عادة ما يتم تصنيع قوس البيوتيليتي من خليطة السناتلس ستيل أو من خليطة الإلجبلوي الأزرق [4] [13] [16] [17]، ويعتبر تشكيل القوس المفيد من سلك الإلجبلوي الأزرق أفضل خيار فهو سلك سهل تكيفه كما أن تشكيل العرى لا يكون صعباً وإنّ تنشيط القوس المفيد داخل الفم يتم بسهولة وبدون تحريك القوس وإخراجه من حاصرته [18]، ويفضل استخدام السلك المضلع على السلك الدائري من أجل التحكم بالتورق ومنع أي ميلان غير مرغوب بالنسبة للقواطع، حيث إنّ قياس مقطع السلك المستخدم من أجل حاصرات 0.018 إنش للقوس المفيد يجب أن يكون 0.016×0.016 إنش أو 0.022×0.016 إنش [4] [13] [19]. تشكيل القوس المفيد: يتألف القوس المفيد من قطعة أمامية تمر من

خلال حاصرات القواطع وطية عامودية أمامية وحشي الرباعيات وخلفية أنسي الأرحاء الأولى بارترفاع 3-5 ملم ويعتمد طول هذه القطعة على عمق الميازيب الدهليزية في الفك العلوي والسفلي والخاصة بكل مريض يمتد بينهما قطعة دهليزية تمتد مروراً في الميازيب الدهليزية وقطعة رحوية تدخل ضمن الأنبوب اللثوي الإضافي لأطواق الأرحاء [18].



الشکل رقم (1): القوس المفيد Utility Arch [18]



الشکل رقم (2): قوس الغرز المفيد منشط بطية Tip Back [4]

يتم تنشيط قوس الغرز المفيد للحصول على الغرز بعمل إمالة خلفية Tip Back على القطعة الرحوية، حيث تسبب هذه الإمالة توضعاً للقطعة الأمامية للقوس المفيد في مخاطية الميازيب الدهليزية، وعليه فإن قوة الغرز تتولد عن طريق إدخال القطعة الأمامية للقوس ضمن حاصرات القواطع قسرياً مولدة عزماً يؤدي لغرز القواطع [18].

خليطة الكروم كوبالت Cobalt – Chromium Alloys: تم في الخمسينيات من القرن الماضي تطوير خليطة معقدة تحتوي على الكوبالت بنسبة 40% والكروم بنسبة 20% والحديد بنسبة 16% والنيكل بنسبة 15%، وتم طرح هذه الخليطة في الأسواق تحت اسم Elgiloy، وتميّزت هذه الخليطة باكتسابها متانة الستانلس ستيل وقساوته مع المحافظة على قدرة التشكيل وذلك من خلال المعالجة الحرارية التي تتم بتعريض الخليطة لدرجة حرارة 482 درجة لمدة 7-12 دقيقة، وهي تؤدي لزيادة المتانة القصوى وزيادة الرجوعية لهذه الأسلاك بدون أي تغيرات على مستوى القساوة، تتوفر هذه الأسلاك في أشكال مختلفة اعتماداً على مقدار العمل البارد الذي تم إجراؤه، ويتم تسويق أسلاك Elgiloy

بأربعة درجات من الصلابة وترمز هذه الأسلاك لونياً: إيجيلوي أزرق (التي تُستخدم بشكل شائع في تقويم الأسنان السريري اليوم)، إيجيلوي أصفر، إيجيلوي أخضر، إيجيلوي أحمر [20] [21].

أهمية البحث وأهدافه:

هدفت الدراسة الحالية إلى تقييم تأثير اختلاف الخليطة المعدنية ومقطع السلك المستخدم ودرجة التنشيط على مقدار القوى الناتجة عن قوس الغرز المفيد وذلك لأهمية كمية مقدار القوة الناتجة في عمل الغرز المطلوب دون آثار جانبية في حال زيادة القوة عن الحد الموصى به.

طرائق البحث ومواده:

العينة: شملت العينة 10 أقواس غرز لكل من أقواس الغرز المفيد بخليطتي الستانلس ستيل والإيجيلوي لكل مقطع مستخدم 0.016×0.016 و 0.022×0.016 إنش.

مواد البحث: استخدمت أسلاك مستقيمة من خليطة الستانلس ستيل بأبعاد 0.016×0.016 إنش و 0.022×0.016 إنش ومن خليطة Elgiloy بأبعاد 0.016×0.016 إنش و 0.022×0.016 إنش لصنع القوس الغارز المفيد لريكييتس.

استخدم جهاز قياس خاص مؤلف من: قاعدة معدنية تحمل الفرازكو الإكريلي ولولب مدرج القياس له ذراع يستخدم لتحريك القاعدة بالاتجاه العامودي للأعلى والأسفل و4 قضبان معدنية تحمل قاعدة الفرازكو وقاعدة لولب الحركة وحساس رقمي لقياس القوة الناتجة موصول بشاشة لعرض القراءات.



الشكل رقم (3): الجهاز المستخدم في القياس

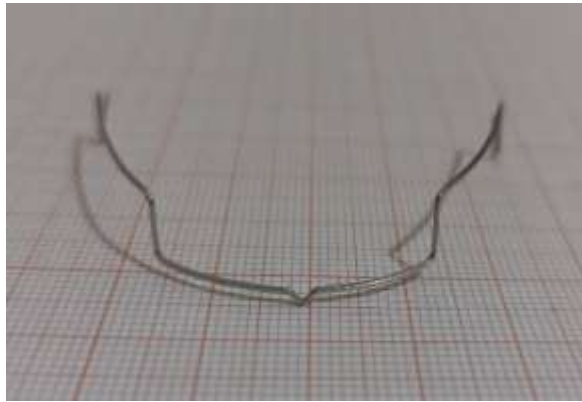
تم التأكد من دقة نتائج قياس الجهاز بمعايرته بجهاز Shimpo FGE-20X المصنوع من قبل شركة Nidec-Shimpo America Corporation ولعدة مرات وكانت النتائج متطابقة بنسبة 100% وبالتالي هذا يؤكد وثوقية الجهاز وإمكانية استخدامه.

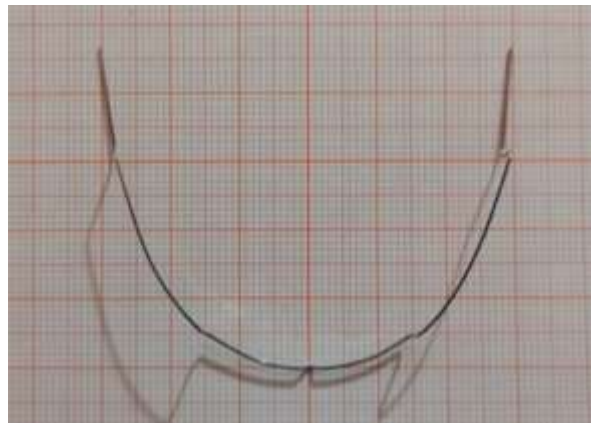
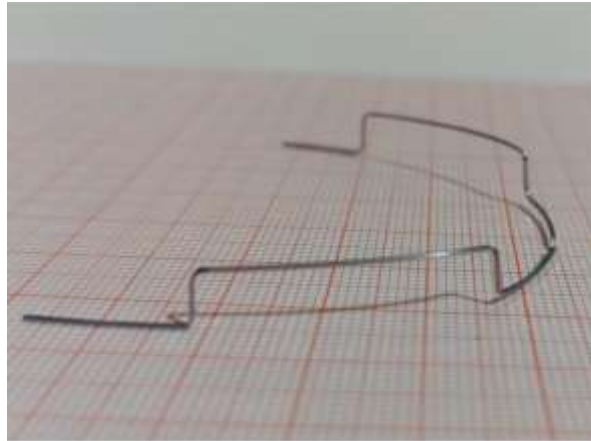


الشكل رقم (4): قراءة لمعايرة جهاز التجربة مع جهاز له موثوقية جيدة حيث نلاحظ تطابق النتيجة 150 غ

طرائق البحث:

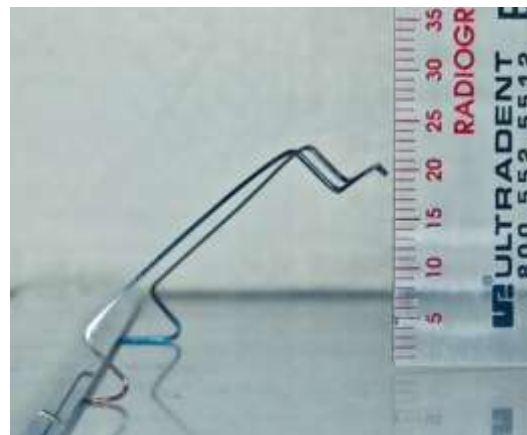
تم صنع قوس الغرز المفيد لريكتس IUA لريكتس بشكله الحيادي Stabilization بأسلاك مستقيمة من خليطة السنانلس ستيل بمقطع 0.016×0.016 إنش و 0.022×0.016 إنش ومن خليطة الإلجبلوي الأزرق بمقطع 0.016×0.016 إنش و 0.022×0.016 إنش، وقد صممنا القوس بالأبعاد التالية: قياس القطعة الأمامية 32 ملم وقياس القطعة الدهليزية الجانبية 30 ملم وارتفاع الطيات العامودية الأمامية والخلفية 5 ملم.





الشكل رقم (5): قوس الغرز المفيد IUA

وتمّ تنشيطه بطّيّات Tip Back متدرجة للحصول على مستويات تنشيط 5-10-15-20 ملم بين القطعة الأمامية للقوس والخط الوهمي الذي يمثل شق عند الخط المتوسط.



الشكل رقم (6): تنشيط قوس الغرز المفيد بطيّة Tip Back

تمّ توحيد المعايير أثناء التجربة عبر:

1. تم عمل الأقواس بأطوال متساوية ضمن كل مجموعة (طول السلك اللازم لصنع القوس ثابت مهما كان المقطع أو نوع الخليطة).
 2. تم تصميم جميع الأقواس على محدد شكل القوس Arch Selector لريكيتس من شركة RMO بشكل .Normal
 3. ضبطنا التنشيط من الجانبين بشكل متناظر.
 4. كانت جميع الأسلاك من نفس الشركة المصنعة IOS.
 5. تمّ إجراء طيّة صغيرة على شكل V عند الخط المتوسط لكل قوس وذلك لربط القوس بالخطاف المرتبط بجهاز القياس المعد لإجراء التجربة لمنع انزلاق هذا الخطاف يميناً ويساراً أثناء الشد والقياس.
- تم وضع الأقواس بعد تنشيطها على جهاز القياس ثم وصل الحساس بقوس الغرز عبر خطاف وأخذ القراءات المسجلة على لوحة القياس وتم تسجيل مقدار القوة الناتجة عند مستويات تنشيط 5-10-15-20 ملم.



الشكل رقم (7): ربط قوس الغرز المفيد المنشط بالخطاف
الموصول بالحساس وقياس قوى الغرز الناتجة

النتائج:

التحليل الإحصائي: قوة الاختبار Power Test: تم حساب قوة الاختبار باستخدام الحزمة الإحصائية Minitab 16.1 وقد كانت قوة الاختبار تساوي القيمة 1 في جميع الاختبارات الإحصائية وبالتالي نقبل بحجم العينة الكافي لإجراء الاختبارات الإحصائية.

قدّمت نتائج التحليل الإحصائي قوى مختلفة إحصائياً بين كل التنشيطات المدروسة لكلا المقطعين والخليطتين المستخدمتين كما هو موضح في الجداول رقم 1 و2.

الإحصاءات الوصفية للقوى الناتجة عن أقواس الغرز IUA:

الجدول رقم (1): يبين الإحصاءات الوصفية للقوة الناتجة بالغمم عن أقواس الغرز IUA

المستخدمة في التجربة عند مستويات تنشيط 5-10-15-20 ملم

الخطأ المعياري	الانحراف المعياري	المتوسط الحسابي	درجة التنشيط	قياس مقطع السلك ونوع الخليطة المستخدمة في قوس الغرز IUA
.67998	2.14994	22.2000	5 ملم	SS 0.016×0.016
.48989	1.54919	39.2000	10 ملم	
1.05409	3.33333	57.0000	15 ملم	
.74610	2.35938	73.7000	20 ملم	
.78951	2.49666	29.7000	5 ملم	SS 0.022×0.016
.88443	2.79682	58.4000	10 ملم	
.76811	2.42899	84.4000	15 ملم	
.85374	2.69979	109.8000	20 ملم	
.48189	1.52388	20.1000	5 ملم	EL 0.016×0.016
.31446	.99442	39.1000	10 ملم	
.89504	2.83039	56.3000	15 ملم	
.88756	2.80673	73.1000	20 ملم	
.58214	1.84089	28.5000	5 ملم	EL0.022×0.016
.57348	1.81352	54.8000	10 ملم	
.93392	2.95334	79.5000	15 ملم	
.91651	2.89827	102.8000	20 ملم	

المقارنة بين مستويات التنشيط في قوس الغرز المفيد IUA:

الجدول رقم (2): يبين جدول تحليل التباين أحادي الاتجاه لدراسة الفروق المعنوية لمقدار القوة الناتجة عن أقواس IUA تبعاً لمستويات التنشيط 5-10-15-20 ملم.

ANOVA ^a						
مقدار القوة الناتجة						
قيمة مستوى الدلالة	قيمة F المحسوبة	مربع المتوسط	درجات الحرية	مجموع المربعات	مصدر التباين	IUA قوس الغرز
.000	369.398	2465.733	3	7397.200	بين المجموعات	0.016×0.016 SS
		6.675	16	106.800	داخل المجموعات	
			19	7504.000	المجموع	
.000	737.617	5900.933	3	17702.800	بين المجموعات	0.022×0.016 SS
		8.000	16	128.000	داخل المجموعات	
			19	17830.800	المجموع	
.000	516.820	2635.783	3	7907.350	بين المجموعات	0.016×0.016 EL
		5.100	16	81.600	داخل المجموعات	
			19	7988.950	المجموع	
.000	560.696	5046.267	3	15138.800	بين المجموعات	0.022×0.016 EL
		9.000	16	144.000	داخل المجموعات	
			19	15282.800	المجموع	

لغرض مقارنة متوسطات مقدار القوة الناتجة عن أقواس IUA تبعاً لمستويات التنشيط 5-10-15-20 ملم تم استعمال اختبار تحليل التباين أحادي الاتجاه ANOVA (One Way) ووجد أن الفرق بين المتوسطات كان ذو دلالة إحصائية وفقاً لدرجة التنشيط حيث يزداد متوسط مقدار القوة الناتجة كلما ازدادت درجة التنشيط، حيث أن $P < 0.05$.value

مقارنة مقدار التغير في كمية القوى الناتجة مع زيادة مستوى التنشيط في قوس الغرز المفيد IUA: تم دراسة متوسط مدى زيادة القوة الناتجة عن أقواس الغرز المفيد IUA عند تطبيق تنشيطات متتالية وقد تبين أنّ متوسط مقدار القوى الناتجة تتناقص كلما ازدادت درجة التنشيط، أي أنّ القوى الناتجة عن تنشيط هذه الأقواس تميل إلى الانخفاض من التنشيط الأول (كل 5 ملم) إلى التنشيط الأخير كما هو موضح في الجدول رقم 3.

الجدول رقم (3): المقارنة بين زيادات القوى الناتجة عند كل زيادة تنشيط 5 ملم لأقواس الغرز المفيد بين كل مستويات التنشيط

قوس الغرز IUA	5-0 ملم	10-5 ملم	15-10 ملم	20-15 ملم
SS 0.016×0.016	22.2000	17.8000	17.0000	16.6000
SS 0.022×0.016	29.8000	28.6000	26.0000	25.4000
EL 0.016×0.016	19.8000	18.8000	17.6000	17.0000
EL 0.022×0.016	27.8000	26.0000	24.6000	23.2000

نتائج المقارنة بين خليطتي Stainless Steel (SS) و Elgiloy (EL) حسب مقطع السلك ودرجة التنشيط في أقواس الغرز المفيد IUA:

تم استعمال اختبار T للعينات المستقلة لدراسة الفرق المعنوي لمتوسط مقدار القوة الناتجة عن أقواس IUA بين خليطتي الستانلس ستيل والإلجيلوي في مقطع السلك 0.016×0.016 إنش وقد تبين عدم وجود فرق معنوي في متوسط مقدار القوة الناتجة بين الخليطتين حيث كانت قيمة $P\text{-value} > 0.05$ ، أما في مقطع 0.022×0.016 إنش فقد تبين وجود فرق معنوي في متوسط مقدار القوة الناتجة بين الخليطتين حيث كانت قيمة $P\text{-value} < 0.05$ ، حيث تبين أن متوسط القوة الناتجة في خليطة الستانلس ستيل أكبر وبشكل معنوي من متوسط القوة الناتجة في خليطة الإلجيلوي كما هو موضح في الجدول رقم 4.

الجدول رقم (4): يبين اختبار T للعينات المستقلة لدراسة الفرق المعنوي لمتوسط مقدار القوة الناتجة عن أقواس IUA بين خليطتي الستانلس ستيل والإلجيلوي بمقطعي 0.016×0.016 و 0.022×0.016 إنش عند مستويات التنشيط 5-10-15-20 ملم

اختبار t لاختبار تساوي المتوسطين للعينات المستقلة							مقطع السلك
95% مجال ثقة للفرق بين المتوسطين		الخطأ المعياري للفرق	الفرق بين المتوسطين	مستوى الدلالة	قوة الاختبار	قيمة t	
حد أعلى	حد أدنى						
3.19462	1.00538	.83332	2.10000	.084	1	2.520	0.016×0.016 إنش
1.32934	-1.12934	.58213	.10000	.494	1	.172	
3.40402	-2.00402	1.38282	.70000	.711	1	.506	
4.32698	-3.12698	1.15949	.60000	.820	1	.517	
5.40477	-1.40477	1.47648	2.00000	<u>.049</u>	1	1.355	0.022×0.016 إنش
8.78906	.41094	1.81659	4.60000	<u>.035</u>	1	2.532	
10.50704	1.49296	1.95448	6.00000	<u>.015</u>	1	3.070	
12.98183	3.41817	2.07364	8.20000	<u>.004</u>	1	3.954	

نتائج المقارنة بين مقطعي السلك 0.016×0.016 و 0.022×0.016 إنش حسب نوع الخليطة ودرجة التنشيط في أقواس الغرز المفيد IUA:

تم استعمال اختبار T للعينات المستقلة لدراسة الفرق المعنوي لمتوسط مقدار القوة الناتجة عن أقواس IUA بين مقطعي 0.016×0.016 و 0.022×0.016 إنش من خليطتي الستانلس ستيل والإلجيلوي عند مستويات التنشيط 5-10-15-20 ملم وقد تبين وجود فرق معنوي في متوسط مقدار القوة الناتجة بين المقطعين في كلا الخليطتين المدروستين حيث كانت قيمة $P\text{-value} < 0.05$ ، حيث تبين أن متوسط القوة الناتجة في مقطع 0.022×0.016 إنش أكبر وبشكل معنوي من متوسط القوة الناتجة في مقطع 0.016×0.016 إنش في جميع مستويات التنشيط 5-10-15-20 ملم كما هو موضح في الجدول رقم 5.

الجدول رقم (5): يبين اختبار T للعينات المستقلة لدراسة الفرق المعنوي لمتوسط مقدار القوة الناتجة عن أقواس IUA بين مقطعي السلك

اختبار t لاختبار تساوي المتوسطين للعينات المستقلة		الخطأ المعياري للفرق	الفرق بين المتوسطين	مستوى الدلالة	قوة الاختبار	قيمة t	مقدار التنشيط	نوع الخليطة
حد أعلى	حد أدنى							
-5.69601-	-9.30399-	1.04189	-7.50000-	<u>.001</u>	1	-7.198-	5 ملم	الستانلس ستيل
-15.70277-	-22.69723-	1.01104	-19.20000-	<u>.000</u>	1	-18.990-	10 ملم	
-22.81111-	-31.98889-	1.30425	-27.40000-	<u>.000</u>	1	-21.008-	15 ملم	
-32.07302-	-40.12698-	1.13381	-36.10000-	<u>.000</u>	1	-31.840-	20 ملم	
-6.95744-	-9.84256-	.75570	-8.40000-	<u>.000</u>	1	-11.115-	5 ملم	الإيجلوي الأزرق
-13.42887-	-17.97113-	.66164	-15.70000-	<u>.000</u>	1	-23.729-	10 ملم	
-18.95990-	-27.44010-	1.29356	-23.20000-	<u>.000</u>	1	-17.935-	15 ملم	
-25.54736-	-33.85264-	1.27583	-29.70000-	<u>.000</u>	1	-23.279-	20 ملم	

0.016×0.016 و 0.022×0.016 إنش من خليطتي الستانلس ستيل والإيجلوي عند مستويات التنشيط 5-10-15-20 ملم

المناقشة:

تتوفر العديد من التقنيات لإنتاج حركة الغرز على الأسنان الأمامية في حالات العضة العميقة، ومن المعروف أنّ هذه الحركة هي الأكثر تحريضاً لامتصاص جذور الأسنان وأنّ القوى التي تتجاوز الحدود البيولوجية تشارك في الأضرار اللاحقة للأنسجة الداعمة المجاورة، وبالتالي فإن التطبيق السليم لآليات الغرز مع استخدام قوة غرز مدروسة ضروري لتحقيق نتائج جيدة بأقل آثار جانبية ممكنة [22].

تمّ في هذه الدراسة تأكيد حدوث فارق ذو دلالة إحصائية في مقدار القوة الناتجة بين مسافات التنشيط 5 و 10 و 15 و 20 ملم في جميع أقواس الغرز المفيد المدروسة حيث أنّ زيادة التنشيط أدت إلى زيادة طردية في القوة الناتجة مما يؤكد أنّ الاختلاف بمقدار التنشيط ولو كان بسيطاً لقليل من المليمترات يؤدي إلى اختلاف مهم بالقوة الناتجة عن قوس الغرز المفيد مع الأخذ بعين الاعتبار حدوث تناقص في مقدار القوة الناتجة من التنشيط الأول إلى التنشيط الأخير توافقت نتائج هذه الدراسة مع نتائج دراسة Lara وزملاؤه عام 2020 [23] والتي أكدت أهمية مقدار التنشيط لقوس الغرز المفيد في حدوث فرق هام بالقوة الناتجة بالإضافة إلى تناقص مقدار كمية القوة الناتجة من التنشيط الأول إلى التنشيط الأخير.

تمّ في هذه الدراسة استنتاج عدم حدوث فارق معنوي بالقوة الناتجة عن أقواس الغرز المفيد بين خليطتي الستانلس ستيل والإيجلوي عند استخدام مقطع 0.016×0.016 إنش وحدث فارق معنوي بالقوة الناتجة بين الخليطتين بالمقطع

الأكبر 0.022×0.016 إنش لكنه عملياً لا يتجاوز بضع غرامات حيث أنتج قوس الغرز المفيد بمقطع 0.022×0.016 إنش من خليطة الستانلس ستيل عند أقصى تنشيط (20 ملم) 109.8 غ بينما أعطى نظيره من خليطة الإلجيبوي 102.8 غ وهذا يؤكد عدم وجود فرق ذو أهمية بين استخدام خليطتي الستانلس ستيل والإلجيبوي (الخليطة الموصى بها لصناعة قوس الغرز المفيد [4] [13]) في صناعة قوس الغرز المفيد، اختلفت نتائج دراستنا مع نتائج دراسة Lara وزملاؤه عام 2020 [23] والتي أكدت وجود اختلاف بين الخلائط المعدنية المستخدمة في صناعة قوس الغرز المفيد ويعود هذا الاختلاف إلى استخدامهم خلائط مختلفة (TMA، إلبيلوي) عن دراستنا، وكذلك اختلفت نتائج دراستنا مع دراسة قام Claro وزملاؤه في عام 2007 [24] والتي أكدت وجود فرق في قوى الغرز الناتجة عن أقواس الغرز عند استخدام خلائط معدنية مختلفة نتيجة استخدامهم خلائط معدنية مختلفة عن دراستنا. تم في هذه الدراسة تأكيد أهمية اختيار مقطع سلك قوس الغرز المفيد في تحديد مقدار كمية القوة الناتجة عن القوس حيث عند زيادة مقطع السلك من 0.016×0.016 إنش إلى 0.022×0.016 إنش في قوس الغرز المفيد من الستانلس ستيل زادت القوة الناتجة 50% حيث زادت القوة بين مقطعي قوس الغرز عند تنشيط 20 ملم من 73.7 غ إلى 109.8 غ بينما في قوس الغرز المفيد من الإلجيبوي زادت القوة الناتجة بمقدار 40% حيث زادت القوة بين مقطعي قوس الغرز عند تنشيط 20 ملم من 73.1 غ إلى 102.8 غ، انفتحت دراستنا مع نتائج دراسة Sifakakis وزملاؤه عام 2009 [25] والتي أكدت أهمية مقطع السلك المستخدم في صناعة قوس الغرز بالقوة الناتجة عنه.

الاستنتاجات والتوصيات

الاستنتاجات:

- أدت الزيادة في مستوى التنشيط إلى زيادة معتبرة بالقوة الناتجة في جميع أقواس الغرز المفيد المدروسة مع الميل إلى تناقص مقدار القوة الناتجة من التنشيط الأول إلى التنشيط الأخير (كل 5 ملم).
- عدم وجود فرق هام في صناعة أقواس الغرز المفيد من خليطة الستانلس ستيل أو من خليطة الإلجيبوي والموصى بها من قبل المؤلفين بالقوة الناتجة عن قوس الغرز المفيد.
- عند زيادة مقطع السلك المستخدم لصناعة قوس الغرز المفيد من 0.016×0.016 إنش إلى 0.022×0.016 إنش نتج عن ذلك زيادة في القوة الناتجة في خليطة الستانلس ستيل بمقدار 50% وفي خليطة الإلجيبوي بمقدار 40%.

التوصيات:

- عدم المبالغة في تنشيط قوس الغرز المفيد لأنّ التنشيط الزائد ولو لقليل من المليمترات يؤدي لتجاوز قوى الغرز المنصوح بها [9] [13] [14]، والالتزام بمستوى تنشيط بحدود 10 ملم لأنه يرتبط بمتوسط قوة حدود 40 غ في مقطع 0.016×0.016 إنش و60 غ في مقطع 0.022×0.016 إنش.
- صناعة قوس الغرز المفيد بمقطع سلك 0.016×0.016 إنش في الفك السفلي وبمقطع 0.022×0.016 إنش في الفك العلوي.
- من الضروري قياس القوة المطبقة في اللحظة التي يتم فيها ربط قوس الغرز في فم المريض نظراً لأهمية العديد من العوامل في القوة الناتجة عن قوس الغرز المفيد وربما تجاوزها الحد المنصوح به.

Reference

- [1] Ganugapanta, V., Ponnada, S. and Praveen, S. *Computed Tomographic Evaluation of Condylar Symmetry and Condyle-Fossa Relationship of the Temporomandibular Joint in Subjects with Normal Occlusion and Malocclusion : A Comparative Study.* J Clin Diagnostic Res, vol. 11, no. 2, 2017, 29-33.
- [2] Mustafa, E., Pikdoken, L. and Serdar, U. *Gingival response to mandibular incisor intrusion.* Am J Orthod Dentofac Orthop, vol. 132, no. 143, 2007, 9-13.
- [3] Ricketts, R. M. *Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II.* American Journal of Orthodontics, vol. 70, 1976, 359-397.
- [4] Ricketts, R. M., Bench, R. W., Gugino, C. F., Hilgers, J. J. and Schulhof, R. J. *Bioprogressive therapy,* Denver: Rocky Mountain Orthodontics, 1979.
- [5] Ng, J., Majorm P., Heo, G. and Flores-Mir, C. *True incisor intrusion attained during orthodontic treatment: A systematic review and metaanalysis.* Am J Orthod Dentofac Orthop, vol. 128, no. 2, 2005, 212-219.
- [6] Ricketts, R. M., Bench, R. W., Gugino, C. F., Hilgers, J. J. and Schulhof, R. J. *Técnica bioprogresivade Ricketts,* Buenos Aires: Medica Panamericana, 1983.
- [7] El-Bialy, T., Alobeid, A., Al-Suleiman, M. and Hasan, M. *Mechanical properties of cobaltchromium wires compared to stainless steel and β -titanium wires.* J Orthod Sci, vol. 3, no. 4, 2014, 137-144.
- [8] Beléndez, T., Neipp, C. and Beléndez, A. *La introducción del concepto de fotón en bachillerato.* Rev Bras Ensino Física, vol. 24, no. 4, 2013, 399-407.
- [9] Varlik, S. , Alpakan, Ö. and Türköz, Ç. *Deepbite correction with incisor intrusion in adults: A long-term cephalometric study.* Am J Orthod Dentofac Orthop, vol. 144, no. 3, 2013, 414-419.
- [10] Sharma, S., Vora, S. and Pandey, V. *Clinical Evaluation of Efficacy of CIA and CAN Intrusion Arches.* J Clin Diagnostic Res, vol. 9, no. 9, 2015, 29-33.
- [11] De Almeida, M., Marçal, A., Fernandes, T., Vasconcelos, J., De Almeida, R. and Nanda, R. S. *A comparative study of the effect of the intrusion arch and straight wire mechanics on incisor root resorption: A randomized, controlled trial.* Angle Orthod, vol. 88, no. 1, 2018, 20-26.
- [12] Ricketts, R. M. *Mechanical Sequence for Class II div I cases,* in Ricketts R.M. *Bioprogressive Therapy,* USA, Rocky Mountain, 1980, 183-199.
- [13] Nanda, R. S. and Tosun, Y. S. *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice,* Hanover Park IL: Quintessence Publishing Co, 2010.
- [14] Proffit, W. R., Fields, H. W., Larson, B. E. and Sarver, D. M. *Contemporary Orthodontics Sixth Edition,* Philadelphia: Elsevier, 2019.
- [15] Brehm, W. and Carapezza, L. J. *Space age pedodontics: The use of the utility arch wire appliance.* J Pedodont, vol. 11, 1987, 201-229.
- [16] Davidovitch, M. and Rebellato, J. *Two-Couple Orthodontic Appliance Systems Utility Arches: A Two-Couple Intrusion Arch.* Seminars in Orthodontics, vol. 1, no. 1, 1995, 25-30.

- [17] Bernie, D. and Harradine, N. Managing of Overbites in Excellence in Orthodontics in the Royal College of Orthodontics 17th ed, 2005, 301-312.
- [18] Bench, R. W., Gugino, C. and Hilgers, J. *Bioprogressive therapy. Part 6.* J Clin Orthod, vol. 12, 1978, 123-139.
- [19] Preston, C. G., Kozlowski, J. and Evans, B. *Adaptation of the Bioprogressive philosophy to use brackets with "0.022" slots.* Semin Orthod, vol. 4, 1998, 238-245.
- [20] Brantley, W., Berzins, D., Iijima, M., Tufekçi, E. and Cai, Z. Chapter 1: Structure/property relationships in orthodontic alloys, in Orthodontic applications of biomaterials : a clinical guide. Duxford, United Kingdom, Woodhead Publishing of Elsevier, 2017.
- [21] Kusy, R. P., Mims, L. and Whitley, J. Q. *Mechanical characteristics of various tempers of as-received cobalt-chromium archwires.* American Journal of Orthodontist and Dentofacial Orthopedics, vol. 119, no. 3, 2001, 274-291.
- [22] Dermaut, L. R. and De Paul, G. Biomechanical aspects of Class II mechanics with special emphasis on deep bite correction as part of the treatment goal, in Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics, Pennsylvania, W. B. Saunders, 1997, 86-98.
- [23] Lara, F. K. R. and Evaristo-Chiyong, T. *Evaluación de la fuerza de flexión de los arcos de intrusión de TMA y Elgiloy a diferentes longitudes de activación. Estudio in vitro.* Odovtos-International Journal of Dental Sciences, vol. 22, no. 2, 2020, 125-132.
- [24] Claro, C. A. D., Abrão, J. and Reis, S. A. B. *Forces in stainless steel, TiMolium® and TMA® intrusion arches, with different bending magnitudes.* Brazilian oral research, vol. 21, 2007, 140-145.
- [25] Sifakakis, I., Pandis, N., Makou, M., Eliades, T. and Bourauel, C. *Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth.* The Angle Orthodontist, vol. 79, no. 5, 2009, 928-933.