دراسة مخبرية مقارنة بين معدل الحمولة انحراف الخاص بأسلاك الكمبوزيت المقوى بالألياف وأسلاك النيكل تيتانيوم

إعداد طالب الماجستير

خالد الكاتب*

إشراف الأستاذ الدكتور **مشارك الدكتورة**

محمد ناصر صوان** **رانيه حداد*****

الملخص

خلفية البحث وهدفه: تعدُّ أقواس الكمبوزيت المقوى بالألياف التجميلية أحدث الإضافات في عالم التقويم، و يعدُّ معدل الحمولة الانحراف أهم الخواص الميكانيكية سريرياً التي تتأثر بقطر السلك و بنوع مادة السلك؛ لذا هدفت هذه الدراسة إلى تحري حجم تأثير كل من نوع مادة السلك وقطر السلك في معدل الحمولة انحراف لأسلاك الكمبوزيت ذات الأقطار الآتية: 0.014 و0.016 إنشاً ومقارنتها بنظيراتها من أسلاك النيكل تيتانيوم المناسبة لمرحلة الرصف.

مواد البحث وطرائقه: دراسة مخبرية على عينات من 60 قطعة سلكية موزعة بالتساوي على مجموعتين، هما: مجموعة الكمبوزيت المقوى بالألياف ومجموعة النيكل تيتانيوم، وتوزعت العينة ضمن كل مجموعة رئيسة بالتساوي على مجموعتين فرعيتين(15 للمجموعة) بحسب قطر السلك هما مجموعة أسلاك بقطر0.014إنشاً ومجموعة أسلاك بقطر0.016إنشاً، و اعتمد اختبار الانحناء ثلاثي النقاط بعد تعديله بإضافة حاصرتين لتثبيت العينة، وطبقت الحمولة على منتصف العينة ،وقيست القوة اللازمة لحرف كل سلك و القوة الناتجة عن عودة كل سلك للانحراف بمقدار، واستخدم اختبار مربع Eta الجزئية (η^2) للدراسة الإحصائية عند ($P<0.05$)

النتائج: كانت قيمة مستوى الدلالة ($P<0.05$) مهما كانت المرحلة أو المتغير المدروس، وجدت الدراسة أن قيم مربع Eta الجزئية بالنسبة إلى مادة السلك وقطره بلغت على التوالي 0.965 و0.96 في مرحلة التحميل ل0.5مم, و0.912 و0.908 في مرحلة التحميل ل1مم 0.837 و0.843 في مرحلة التفريغ.

الاستنتاج: لم تجد الدراسة فروقاً دالة جوهرية بين أسلاك الكمبوزيت وأسلاك النيكل تيتانيوم إذْ كان لقطر السلك ونوع المادة تأثير قوي جداً في معدل الحمولة الانحراف خلال مراحل التجربة جميعها، ومما يقترح في حدود هذه الدراسة استخدام الأقواس السلكية التجميلية بقطر 0.016 إنش في المراحل الأولى من المعالجة التقويمية.

الكلمات المفتاحية: الكمبوزيت المقوى بالألياف، النيكل تيتانيوم، معدل الحمولة انحراف.

* قسم تقويم الأسنان والفكين- كلية طب الأسنان- جامعة دمشق.

** أستاذ- قسم تقويم الأسنان والفكين- كلية طب الأسنان- جامعة دمشق.

*** مدرسة- قسم تقويم الأسنان والفكين- كلية طب الأسنان- جامعة دمشق.

In Vitro Comparative Study on the Load Deflection Rate of Fiber Reinforced Composite and Nickel Titanium Archwires

Khaled Al-Kateb*

M.Nasser Sawan** **Rania Hadad*****

Abstract

Background & Objective: Esthetic orthodontic archwires (fiber reinforced composite archwires) are considered as the latest addition to orthodontic's world, and the load deflection rate is thought to be the most important mechanical property of archwires which has strong effect clinically, and this property is affected by the cross section diameter and the material's type, for these reasons this study aims to investigate the effect of the material's type and the cross section diameter of orthodontic archwires on the load deflection rate of fiber reinforced composite(FRC) archwires with a diameter of 0.014 inch and 0.016 inch which are suitable for the leveling and alignment stage, and to compare these new materials with Nickel titanium(NiTi) archwires .

Material& Methods: This in vitro study used 60 wire specimens which were divided equally in to two major groups (FRC Group and NiTi Group), and each major group was divided equally into two subdivision groups according to archwires diameter (0.014inch group and 0.016inch group). Three points bending test was used to execute this study and was modified by adding two brackets. The applied forces and the produced force were measured. Partial Eta square had been used to estimate the effect of material's type and cross section of the archwire on the load deflection rate

Results: (P<0.05) for all studied stages . values of partial eta square for material's type and cross section of the archwire respectively were 0.965 , 0.96 in stage1 , 0.912, 0.908 in stage2 and 0.837, 0.843 in stage3.

Conclusions: There is a large impact of the cross section and material's type on the load deflection rate of FRC and NiTi archwires.

Keywords: Fiber-reinforced composite –NickelTitanium –Load-Deflection Rate

* Department of Orthodontics , Faculty of Dentistry, Damascus University.

** Prof. Department of Orthodontics , Faculty of Dentistry, Damascus University.

*** Department of Orthodontics , Faculty of Dentistry, Damascus University.

مقدمة:

تعدُّ الأقواس السلكية التقويمية Orthodontic archwire أحد أهم أجزاء الجهاز التقويمي حيث تختزن الطاقة التي طبقت عليها لتنتج القوة اللازمة لتحريك الأسنان، و من وجهة نظر سريرية فإن القوة المثالية Optimal force بحسب Graber هي القوة التي تؤدي إلى معدل حركة سنية سريع من دون إحداث إزعاج للمريض أو أذية للأنسجة (خاصةً ضياع في العظم السنخي أو امتصاص في جذور الأسنان)[1]

تعدُّ الخواص الميكانيكية للقوس السلكية المعيار الأساسي في تقييم القوس السلكية التقويمية واختيارها، كما يعدُّ معدل الحمولة انحرافاً لأي قوس سلكية هو المعلومة الأهم بالنسبة إلى المقوَّم من وجهة النظر السريرية[1،2]، إذْ يعرف معدل الحمولة انحراف بأنه هو القساوة stiffness نفسها، وهو مقدار القوة التي ينتجها السلك عند حرفه لمقدار معيّن[3]، وهذه الصفة هي عكس النابضية Springness (النابضية=1/القساوة)، و يتناسب معدل الحمولة انحراف طردياً مع قطر القوس السلكية و معامل مرونة المادة [2،4].

وتعدُّ معرفة المقوم بالقوة التي تنتجها القوس السلكية عند تنشيطها عاملاً حاسماً في تحديد المرحلة المناسبة لاستخدامها خلال المعالجة، وتعد مرحلة الرصف أولى المراحل في المعالجة التقويمية الشاملة، وخلال هذه المراحل يمكننا الحصول على حركة سنية كافية و غير راضّة لو استعملت قوى مستمرة خفيفة أكثر مما لو لجأنا لقوى متقطعة وثقيلة5، ولذلك تفضل الأسلاك ذات القساوة أو معدل الحمولة انحراف المنخفض في المراحل الأولى من المعالجة إذْ تمتلك هذه الأسلاك العديد من الصفات المرغوب فيها [2].

ومن ضمن الأسلاك المستخدمة في هذه المراحل الأولية الأسلاك المصنوعة من خليطة النيكل تيتانيوم، بسبب تمتعها بصفتين مميزتين، فهي تتمتع أولاً بمعامل مرونة منخفض جداً ومن ثَمَّ بقساوة منخفضة حيث تنتج قوى خفيفة لكل وحدة تنشيط3. وبمقارنة هذه الأسلاك بالأسلاك المصنوعة من خليطتي TMA وS.S من الطول والقطر نفسه فإن معامل مرونة الNitinol يبلغ 1/5 معامل سلك الS.S و 1/2 معامل سلك الTMA[1]، فضلاً عن تمتعها ثانياً بمجال انحرافRange وارتداد نابضي Springback عالٍ جداً ،فسلك طوله 12.5 مم لا يحدث تشوه دائم فيه إلا بمقدار 5 درجات فقط عند ثنيه 90 درجة [3،6]. وتلبي أسلاك النيكل تيتانيوم متطلبات مرحلة الرصف والتسوية من حيث إنتاجها لقوى خفيفة ومستمرة، و لكنّ هذه الأسلاك المعدنية لا تتمتع بعامل الجمالية[7] الذي يعدُّ عاملاً مهماً في وقتنا الحاضر، فخلال العقود الماضية ومع تطور الحضارة بشكل متسارع وتركيزها على المظهر الجمالي بدأت البحوث في مجال الأسلاك التقويمية تتجه لمحاولة إنتاج أقواس سلكية ذات مظهر تجميلي فأنتجت أسلاك معدنية مغلفة بطبقة ملونة بلون مشابه للون الأسنان Coated metal archwires مثل التيفلون Teflon ومادة راتنج الإيبوكسي بوليتيترا فلوروايثيلين epoxy polytetrafluoroethylene resin و مادة الفلوروكربون fluorocarbon-coating. غير أن هذه المواد المشكلة للطبقة المغلفة لم تكن قادرة على مقاومة العوامل داخل الفموية فسرعان ما كانت تتآكل، فضلاً عن زيادتها لعامل الاحتكاك friction بين السلك والحاصرة [8،9، 10]

دخلت أسلاك الكمبوزيت المقوى بالألياف الزجاجية Fiber Reinforced Composite ،إلى حيز التطبيق السريري بعد أن أجازت إدارة الغذاء والدواء الأمريكية Food and Drug Administration (FDA) عام 2008 بيعها تجارياً، إذْ تتميّز هذه الأسلاك بقدرتها الفريدة على الجمع بين النابضية العالية ومقاومة شد tensile strength عالية ووزن منخفض [11،12،13]، كذلك تكسبها شفافيتها Translucency جمالية عالية مقارنةً بالأسلاك

المعدنية [16,15,14] ، وتعدُّ إمكانية تصنيع أسلاك بقساوات مختلفة من دون تغيير شكل مقطع السلك و أبعاده ميزة إضافية تحسب لهذه الأسلاك ،كذلك يمكن إلصاق الإكسسوارات التقويمية مثل الخطافات بشكل مباشر عليها من دون الحاجة لعمليات اللحام، كما يمكن إلصاق هذه الأسلاك بشكل مباشر على الأسنان من دون الحاجة للحاصرات [19,18,17]، ومن المميزات الإضافية لهذه الأسلاك مقاومتها العالية للتآكل بفعل الأكسدة non-corrosiveness وعدم تداخلها مع عملية التصوير بالرنين المغناطيسي بسبب كونها مادة غير ظليلة شعاعياً radiolucent، وعدم تسببها بأي ردود فعل تحسسية للنيكل لخلوّها من هذه المادة في حين تشكل هذه القضية مشكلة بالنسبة إلى العديد من الخلائط المعدنية [21,20,19].

يعدُّ اختبار الانحناء ثلاثي النقاط الاختبار المفضل في الوقت الراهن لاختبار الأسلاك التقويمية و الكمبوزيت و المواد السنية اللاصقة ،لأن توزع الجهود في العينة يشبه -إلى حد كبير- توزعه عند تعرضه لقوى وظيفية سريرياً [22]، ولكن هذا الاختبار بشكله التقليدي يمثل القوة المطبقة بالاتجاه الإطباقي اللثوي فقط ولا يمثل نقلاً مباشراً للوضع الموجود داخل الفم سريرياً[23]، وأشار Kapila إلى أن صفات الأسلاك المستنتجة من الاختبارات الميكانيكية في المختبرات لا تعكس السلوك الدقيق لهذه الأسلاك سريرياً[24] ، ولذلك عمدت النماذج المعدلة عنه لمحاولة مقاربة الوضع السريري عبر استخدام الحاصرات Brackets [26،25] وما زال من الضروري إجراء دراسة على هذه الأسلاك لاستقصاء صفاتها وسلوكها ميكانيكياً، ولنتبيّن تأثير تغيّر نوع المادة وقطر السلك في هذه المادة.

هدف البحث:

دراسة مخبرية مقارنة لتأثير نوع مادة وقطر السلك في معدل الحمولة انحراف لأسلاك الكمبوزيت المقوى بالألياف وأسلاك النيكل تيتانيوم.

مواد البحث و طرائقه:

عينة البحث:

استخدم في هذه الدراسة المخبرية المقارنة أقواس سلكية من الكمبوزيت المقواة بالألياف وأقواس من النيكل تيتانيوم بقطر 0.014 و0.016 أنشاً من إنتاج شركة International Orthodontic services (IOS)الأمريكية المنشأ، وقد أخذت العينات من الجزء الخلفي الأكثر استقامة من القوس السلكية إذْ بلغ مجموع القطع السلكية 60 قطعة قسمت إلى مجموعتين رئيسيتين هما مجموعة أسلاك الكمبوزيت و مجموعة أسلاك النيكل تيتانيوم

قسمت كل مجموعة رئيسية إلى مجموعتين فرعيتين بحسب قطر السلك (0.014 إنشاً و 0.016 إنشاً) و قد احتوت كل مجموعة فرعية على 15 قطعة سلكية.

تشكلت أقواس الكمبوزيت المقواة بالألياف من قالب بوليميري يتألف من Ethoxylated Bisphenol A dimethacrylate بتركيز يراوح بين 40-15%، وTriethyleneglycol dimethacrylate بتركيز يراوح بين 30-8% وقوي هذا القالب البوليميري بألياف زجاجية متصلة Fiber glass continuous filament وغلفت مكونات القوس السلكية بغلاف بوليميري خارجي للحماية يتألف من Di-p-Xylylene

اختبار الانحناء ثلاثي النقاط بواسطة جهاز INSTRON 1195 :

اعتمد اختبار الانحناء ثلاثي النقاط لتحديد معدل الحمولة انحراف الخاص بأسلاك الكمبوزيت المقواة بالألياف وأسلاك النيكل تيتانيوم، وأنجز هذا الاختبار باستخدام جهاز(universal testing machine INSTRON 1195) الموجود بمخبر خواص المواد بكلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية بجامعة دمشق ، وهو جهاز من ضمن مجموعة Legacy Electromechanical materials testing machine من سلسلة 1190 ورقم النموذج المستخدم 1195،

وتراوح الحمولة التي يمكن أن يطبقها بين 0.1-10000 Kg ويبلغ مدى تسارعه بين 0.05-5000 مليمتر/ دقيقة، والجهاز موصول بجهاز قراءة وتحكم وراسم مليمتري.

صنعت صفيحة معدنية على شكل متوازي مستطيلات تحتوي على شق طولي، وثبتت حاصرتان معدنيتان بشكل متوازٍ على طرفي هذا الشق بواسطة لاصق راتنجي ذي تصلب كيميائي، ولم تحتوِ الحاصرات المستخدمة على معلومات تورك Torque أو تزوي angulation وكان شق الحاصرة بارتفاع إطباقي لثوي يساوي 0.022 إنشاً وبعمق يساوي 0.028 إنشاً.

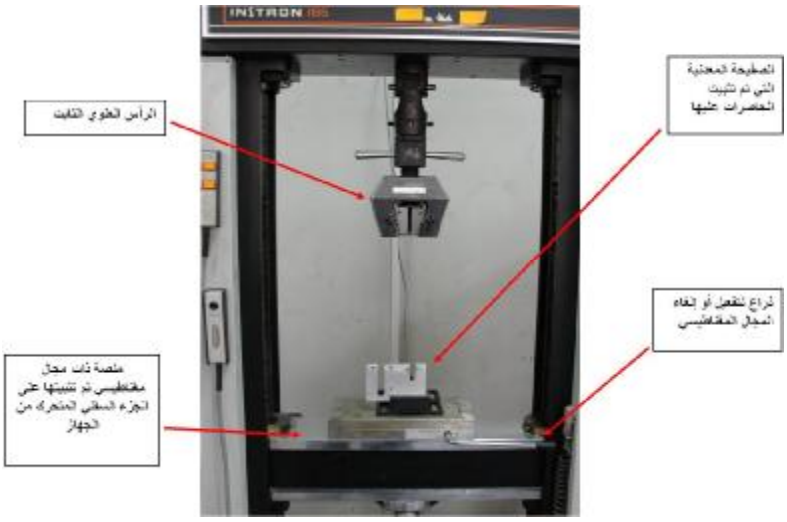
بلغت المسافة بين طرفي الحاصرتين الداخليين 14 مم، وهذه المسافة تمثل المسافة الوسطية بين المركز الشفوي للثنية السفلية و المركز الشفوي للضاحك الأول السفلي[27]، وقد ثبتت كل عينة في هذا البحث من طرفيها ضمن شقي الحاصرتين المعدنيتين بواسطة حلقات مطاط ربط طري elastomeric modules

التعديلات المضافة إلى اختبار الانحناء التقليدي:

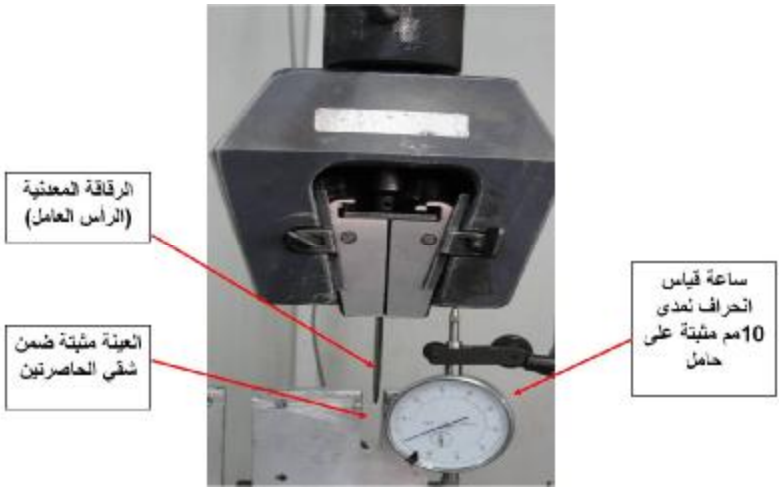
لجهاز INSTRON رأسان عاملان أحدهما رأس سفلي متحرك و الآخر رأس علوي ثابت، وفي هذه الدراسة أزيل الرأس المتحرك السفلي ووُضعت منصة ذات مجال مغناطيسي لتثبيت الصفيحة المعدنية عليها كما في الشكل (1)، وثبتت رقاقة معدنية -شُحذت حافتها السفلية لتبلغ سماكتها 0.3mm- على الرأس العلوي، لتكون الرأس الناقل للقوة حيث تُطبق الحمولة على منتصف العينة وضبطت سرعة تطبيق الحمولة على سرعة 1 مم/دقيقة استخدمت ساعة قياس انحراف لمدى 10مم Dial gauge metric 10mm deflection مثبتة على حامل معدني متعدد المفاصل، لقياس مقدار انحراف السلك في أثناء التجربة وثبت حساس الساعة أسفل حافة الرأس العلوي لجهاز Instron وضبط مؤشرها على مسافة 0 مم، وقد طبقت الحمولة بشكل يحاكي تطبيق القوة بالاتجاه اللثوي-الإطباقي سريرياً كما في الشكل (2).

قيست القوة اللازمة لحرف كل سلك لمسافة 0.5mm ولمسافة 1mm (مرحلة التحميل Loading stage) ومن ثم عمل تفريغ للحمولة Unloading وقياس القوة الناتجة عن عودة كل سلك للانحراف بمقدار 0.5mm وسُجلت قياسات القوة جميعها بوحدة الجرام.

وفرغت في جداول مناسبة.



الشكل 1: جهاز الإنسترون المستخدم لإجراء اختبار الانحناء ثلاثي النقاط في هذا البحث



الشكل 2: الرأس العامل المطبق للقوة بالاتجاه اللثوي الإطباقي في منتصف العينة

الدراسة الإحصائية:

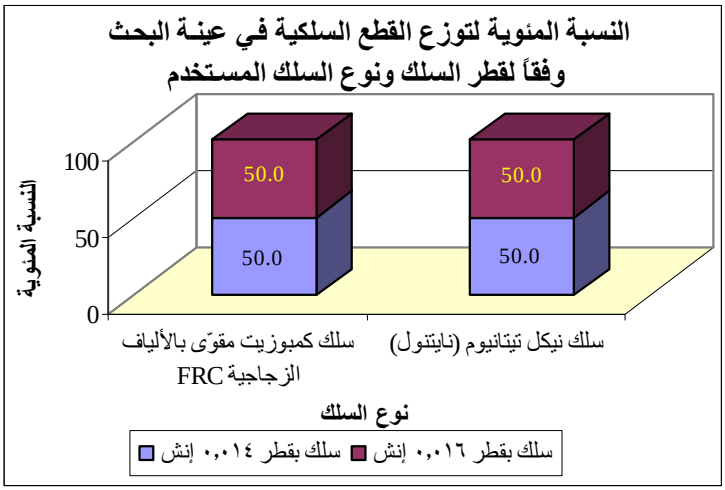
حللت نتائج الاختبار باستعمال برنامج (IBM SPSS Statistics 19.0) وأجريت التحاليل الإحصائية الوصفية إذْ حسب المتوسط، والانحراف المعياري، والحدان الأعلى والأدنى في كل مجموعة من مجموعات الدراسة.

وحسبت قيم مربع Eta الجزئية ($\eta 2$) Partial Eta-Square لتقييم حجم الأثر لكل من نوع السلك وقطر السلك في معدل الحمولة انحراف في عينة البحث.

تراوح قيمة مربع Eta بين (0) و(1)، إذ إنَّ قيمة الصفر والقيم القريبة منها تعبر عن عدم وجود تأثير للمتغير المستقل الموافق (مصدر التباين) في المتغير التابع المدروس، وتعبر القيم القريبة من الواحد الصحيح عن أن التأثير قوي جداً أو شبه تام للمتغير المستقل على المتغير التابع. وبشكل عام تستخدم قيمة مربع Eta لقياس شدة تأثير التباين (أو التغير) في المتغير المستقل على التباين (أو التغير) في المتغير التابع ($P<0.05$).

النتائج:

يبيّن المخطط رقم (1) توزع القطع السلكية في عينة البحث وفقاً لقطر السلك المستخدم ونوعه



مخطط رقم (1) يمثل النسبة المئوية لتوزع القطع السلكية في عينة البحث وفقاً لقطر السلك المستخدم ونوع السلك المستخدم.

ويبيّن الجدول (2) المتوسطات الحسابية ، والانحراف المعياري، والحد الأدنى والحد الأعلى لقيم القوى اللازمة لحرف الأسلاك و لقيم القوى الناتجة عن أسلاك الكمبوزيت والنيكل تيتانيوم بقطر 0.014 و 0.016 إنشاً خلال مراحل التجربة الثلاث بالنسبة إلى كلّ من نوع مادة السلك وقطره.

جدول رقم (1) يبين نتائج التحاليل الإحصائية الوصفية على عينة البحث.

المرحلة المدروسة	قطر السلك المستخدم	سلك كمبوزيت مقوّى بالألياف الزجاجية FRC					سلك نيكل تيتانيوم (نايتنول)				
		عدد القطع السلكية	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى	عدد القطع السلكية	المتوسط الحسابي	الانحراف المعياري	الحد الأدنى	الحد الأعلى
انحراف السلك بمقدار 0.5 ملم في مرحلة التحميل	0.014إنش	15	12.33	3.72	10	20	15	84.00	12.42	50	100
	0.016 إنش	15	78.67	5.16	70	90	15	160.67	5.94	150	170
انحراف السلك بمقدار 1 ملم في مرحلة التحميل	0.014إنش	15	56.67	13.45	40	80	15	160.33	25.10	100	200
	0.016 إنش	15	158.00	5.61	150	170	15	242.67	8.84	230	260
عودة السلك إلى الانحراف بمقدار 0.5 ملم في مرحلة التفريغ	0.014إنش	15	11.00	2.07	10	15	15	75.00	16.58	25	100
	0.016 إنش	15	76.00	5.07	70	80	15	101.33	10.60	80	120

وحدة القياس بالجرام

حسبت قيم مربع Eta الجزئية (Partial Eta-Square (η^2 ويبين الجدول (3) نتائج حساب قيم مربع Eta الجزئية لتقييم حجم الأثر لكل من نوع السلك وقطره في قيم كل من القوة اللازمة لانحراف السلك بمقدار0.5 ملم في مرحلة التحميل والقوة اللازمة لانحراف السلك بمقدار 1 ملم في مرحلة التحميل والقوة الناتجة عن عودة السلك إلى الانحراف بمقدار0.5 ملم في مرحلة التفريغ في عينة البحث.

جدول رقم (3) يبين نتائج حساب قيم مربع Eta الجزئية لتقييم حجم الأثر لكل من نوع السلك وقطره

المرحلة المدروسة = مرحلة التحميل ومرحلة التفريغ، وحدة القياس = غرام						
المتغير التابع المدروس	مصدر التباين	قيمة F المحسوبة	قيمة مستوى الدلالة	دلالة التأثير	قيمة مربع Eta الجزئية	حجم الأثر
مقدار القوة اللازمة لانحراف السلك بمقدار 0.5 ملم في مرحلة التحميل	نوع السلك المستخدم	1540.007	0.000	**	0.965	قوي جداً
	قطر السلك المستخدم	1333.630	0.000	**	0.960	قوي جداً
مقدار القوة اللازمة لانحراف السلك بمقدار 1 ملم في مرحلة التحميل	نوع السلك المستخدم	577.858	0.000	**	0.912	قوي جداً
	قطر السلك المستخدم	549.575	0.000	**	0.908	قوي جداً
مقدار القوة الناتجة عن عودة السلك إلى الانحراف بمقدار 0.5 ملم في مرحلة التفريغ	نوع السلك المستخدم	286.804	0.000	**	0.837	قوي
	قطر السلك المستخدم	299.790	0.000	**	0.843	قوي

(-) : لا يوجد تأثير دال،(*) : تأثير دال عند مستوى الدلالة 0.05، (**): تأثير دال عند مستوى الدلالة 0.01

يبيّن الجدول (3) أن قيمة مستوى الدلالة أصغر بكثير من القيمة 0.05(P<0.05) مهما كانت المرحلة المدروسة ومهما كان مصدر التباين، أي إنَّه عند مستوى الثقة 95% يوجد تأثير دال إحصائياً (جوهري) لكل من نوع السلك المستخدم وقطر السلك المستخدم في قيم كل من:

1- القوة اللازمة لانحراف السلك بمقدار0.5 ملم في مرحلة التحميل

2- والقوة اللازمة لانحراف السلك بمقدار 1 ملم في مرحلة التحميل

3- والقوة الناتجة عن عودة السلك إلى الانحراف بمقدار0.5 ملم في مرحلة التفريغ في عينة البحث وبالنظر إلى قيمة مربع Eta الجزئية لكل من نوع السلك المستخدم

(سواء كان كمبوزيتاً مقوى أو نيكل تيتانيوم) وقطر السلك المستخدم (سواء كان 0.014إنشاً و 0.016 إنشاً) نجد أن لعاملي نوع مادة و قطر السلك تأثيراً قوياً جداً في معدل الحمولة انحراف عند حرف السلك لمسافة 0.5 مم إذْ بلغت قيمة مربع Eta الجزئية (0.965 و 0.960 على التوالي).

وبلغت قيمة مربع Eta الجزئية لنوع السلك عند حرف السلك لمسافة 1مم(خلال مرحلة التحميل) 0.912، في حين بلغت قيمة مربع Eta الجزئية لقطر السلك ولمقدار الانحراف نفسه 0.908 مما يشير إلى تأثير القوي جداً لنوع مادة السلك وقطر السلك في معدل حمولة انحراف عند حرف السلك لمسافة 1مم.

كذلك بلغت قيمة مربع Eta الجزئية لنوع السلك عند عودته للانحراف بمقدار 0.5 مم (خلال مرحلة تفريغ الحمولة) 0.837 في حين بلغت قيمة مربع Eta الجزئية لقطر السلك ولمقدار العودة للانحراف نفسه 0843 مما يشير إلى تأثير القوي لنوع مادة السلك وقطره على معدل حمولة انحراف عند العودة للانحراف بمقدار0.5 مم.

المناقشة:

استند اختيار هذه الدراسة لاختبار الانحناء ثلاثي النقاط إلى شروط الجمعية الأمريكية لطب الأسنان ADA التي أوصت باستخدامه لفحص الخواص الميكانيكية للأسلاك التقويمية[28]، وبناءً على ما أوصت به الجمعية الأمريكية للاختبارات والمواد ASTM (American Society for Testing and Materials)، وكذلك توصيات المنظمة العالمية للمعايير ISO (International Organisation for Standardization) بضرورة استخدام هذا الاختبار لتحديد صفات الانحناء الخاصة بالكمبوزيت المقوى بالألياف.

يمثل اختبار الانحناء ثلاثي النقاط بشكله التقليدي القوة المطبقة بالاتجاه الإطباقي اللثوي فقط و لا يمثل نقلاً مباشراً للوضع الموجود داخل الفم سريرياً[24]، ولذلك عمدت النماذج المعدلة عنه إلى محاولة مقاربة الوضع السريري عبر استخدام الحاصرات، ووجدت الدراسات أن معدل الحمولة انحراف قد زاد بعد إضافة الحاصرات على النتائج التي أعطاها الاختبار التقليدي من دون حاصرات.[26،27].

وفي هذا البحث حاولنا مقاربة هذا الواقع السريري فعدل الاختبار باستخدام حاصرتين معدنيتين Metallic Brackets لتثبيت العينة من طرفيها، وحددت المسافة بين طرفي الحاصرتين الداخليين بأربعة عشر مليمتراً بشكل مماثل للمسافة الوسطية بين المركز الشفوي للثنية السفلية و المركز الشفوي للضاحك الأول السفلي، بحسب ما هو منصوح به في دراسات عديدة[22،27،29]

اعتمد حني السلك لمسافة 1مم في هذه التجربة كمدى وسطي للمسافة التي يمكن أن ينحرف السلك خلالها داخل الفم، إذْ إنَّ المرضى الذين يعانون من تراكب شديد هم فقط الذين يمكن أن نحتاج إلى حني القوس السلكية في أثناء معالجتهم لمسافة أكبر من 1مم[23،26]

أشارت العديد من الدراسات إلى اعتماد معدل الحمولة – انحراف أو القساوة Stiffness لأي قوس سلكية تقويمية على شكل المقطع العرضي للقوس السلكية وقياسه، إذْ يشير Profitt إلى أن مضاعفة قطر السلك تؤدي إلى مضاعفة القساوة ست عشرة مرة ،أي إنَّنا عندما ننتقل من القطر 0.014 إنش (0.35مم تقريباً) إلى القطر الذي يليه 0.016إنشاً (0.4مم تقريباً) تزداد القساوة بمقدار 1.6مرة [6]، وهو مشابه لما توصلت إليه الدراسة الحالية، ويرى Graber و Burstone أن فروقاً بسيطةً في أقطار الأسلاك تؤدي إلى تغيّرات كبيرة في معدل الحمولة انحراف، وذلك لأن معدل الحمولة انحراف يتغير بمقدار أس أربعة لقطر السلك [1]، فيما يرى Mistakidis وزملاؤه أن إنقاص قطر السلك بمقدار النصف سيؤدي إلى نقص القساوة بالمقدار نفسه 10.

كما وجد Matasa و Graber أنه في حال ثبات نوع المادة

فإن أسلاكاً بقطر 0.016 إنشاً تنتج قوة أكبر من أسلاك بقطر 0.014 إنشاً ب 1.7 مرة لمقدار التنشيط نفسه [30].

لكن Lombardo وزملاءه وجدوا خلال دراستهم أن الزيادة بمقدار 0.002إنش بقطر السلك(من سلك 0.014 إنش إلى سلك بقطر 0.016 إنشاً) سوف تؤدي إلى زيادة تقريبية بمقدار 50% في القوة المنتجة [29] ، إلا أن نتائج الدراسة الحالية أشارت إلى أنه على الرغم من وجود زيادة واضحة في القوة الناتجة عن الأسلاك عند الانتقال بمقدار 0.02إنش من قطر إلى آخر، إلا أن هذه الزيادة لم تصل إلى مقدار 50%، كما أشار Lombardo وزملاؤه، ويمكن أن نعزو هذا الاختلاف لوجود اختلافات كبيرة في تركيب خلائط المواد بحسب الشركة المنتجة؛ مما يترتب عليه اختلاف في النتائج أحياناً.

كما أشار Cacciafesta وزملاؤه في تجاربهم على أسلاك الكمبوزيت المقوى بالألياف والمصنعة مخبرياً إلى وجود تأثير ملحوظ لازدياد قطر الأسلاك في زيادة مستوى القوة التي تنتجها [21]، وقد لوحظ التأثير نفسه لزيادة قطر السلك في الدراسة الحالية، مما يؤكد أن ما ينطبق على الخلائط التقليدية المستخدمة في مجال التقويم (مثل النيكل تيتانيوم) ينطبق أيضاً على الكمبوزيت المقوى بالألياف من حيث تأثير زيادة القطر في الخواص الميكانيكية للسلك.

كما يؤثر نوع المادة المستخدمة في معدل الحمولة انحراف، ونوع المادة بدوره مرتبط بمعامل مرونة انحناء المادةFlexural or Bending modulus of elasticity ، فضمن حد المرونة هناك تناسب طردي بين معامل المرونة والقساوة [1،2،6]

وهو ما يتطابق مع المعادلة الرياضية التي صاغها Burstone وGraber Ws =Cs x Ms إذْ Ws هو معدل حمولة انحراف أو قساوة السلك، ولكل قطر قيمة قساوة Cs (Cross sectional stiffness number) خاصة به ولكل نوع من أنواع خلائط المواد قيمة قساوة Ms (Material stiffness number)خاصة بها.[1]

عند مقارنة متوسط القوة الناتجة عن أسلاك الكمبوزيت المقوى بالألياف ذات القطر 0.016 إنشاً 76جم± 5.07 نجدها مقاربة لمتوسط القوة الناتجة عن أسلاك النيكل تيتانيوم بقطر 0.014 إنشاً 75جم± 16.58، وهذه القوى تعدُّ فعالة تقويمياً ومتقبلة حيوياً، في حين أشار متوسط القوة الناتجة عن أسلاك الكمبوزيت المقوى بالألياف بقطر 0.014 إنشاً إلى أنَّها قوى غير فعالة تقويمياً، إذْ يرى Proffit أن القوة المثالية لا تزيد على 120جم، ولا تقل عن 35جم لو استثنينا حركة الغرز [6] .

أشارت دراسة أجريت على أسلاك الكمبوزيت المقوى بالألياف المصنعة بطريقة السحب الآلي، أنها تقع في ترتيبها من حيث معدل الحمولة انحراف و معامل المرونة بين أسلاك النيكل تيتانيوم وأسلاك الستانليس ستيل [3]، وهذه النتيجة تختلف مع ما توصلت إليه الدراسة الحالية حيث كان معدل الحمولة انحراف لأسلاك الكمبوزيت أقل من معدل أسلاك النيكل تيتانيوم، ويمكن أن نعزو ذلك للتطور الكبير الذي أُحدِثَ على تركيب أسلاك الكمبوزيت المقوى خلال السنوات الأخيرة، مما خفض من معدل الحمولة انحراف الخاص بها.

الاستنتاج:

في حدود هذه الدراسة المخبرية أبدى معدل الحمولة انحراف الخاص بأقواس الكمبوزيت المقواة بالألياف وأقواس النيكل تيتانيوم تأثره بشكل كبير جداً بعاملي قطر السلك ونوع المادة. كما توصلت هذه الدراسة إلى أن أقواس الكمبوزيت ذات القطر 0.016 إنشاً أنتجت قوى مقاربة لأسلاك النيكل تيتانيوم ذات القطر 0.014 والمستخدمة حالياً بنجاح في المراحل الأولية من المعالجة، لذا تقترح هذه الدراسة استخدام أسلاك الكمبوزيت بقطر0.016 إنشاً سريرياً.

References

1- Burstone, CJ . Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. In:Graber, TM and vanarsdall, RL . Orthodontics-current principles and techniques, 3rd ed, St.Louis: Mosby ; 2000, pp269-285

2- Chalasani, S, Mandava, P and Singaraju, G . The Clinical Relevance of orthodontic archwire properties: a review. Annals and Essences of Dentistry,2011; 3:113-117.

3- Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. Angle Orthod, 1997; 67:197-202.

4-Goldberg, AJ, Morton, J and Burstone CJ. The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires. J Dent Res,1983; 62:856-858.

5- THILANDER, B, Rygh, P and Reitan, K . Tissue Reactions in Orthodontics. In: Graber, TM and vanarsdall, RL . Orthodontics-current principles and techniques, 3rd ed, St.Louis: Mosby ; 2000, pp269-285

6- Proffit, WR .Mechanical principles in orthodontic force control. In : Proffit, WR, Fields, HW and Sarver, DM.Contemporary Orthodontics.3rded St.Louis: Mosby ; 2000:pp359-393.

7-Rucker, B and Kusy, RP . Elastic Flexural Properties of Multistranded Stainless Steel Versus Conventional Nickel Titanium Archwires**.** Angle Orthod,2002 ;72:302-309.

8- Brantely, WA and Eliades, T .Orthodontic materials : scientific and clinical aspects"Aprinta wemdig Germany:Thieme;2001.

9- Gopal, B, Fujihara, K, Ramakrishna, S, Loh, P.L. and Foong, W.C .Design and development of composite orthodontic archwires alternative to metallic wires. Bio-Mater J, 2003; l24:2941-2953.

10- Mistakidis, I, Gkantidis, N and Topouzelis, N .Review of properties and clinical applications of orthodontic wires. Hellenic orthod,2011; 14:45-58.

11- William, D and Callister, Jr. Materials Science and Engineering. Hoken:John Wiley & Sons,Inc; 2003.

12-Valiathan, A and Dhar, S .Fiber Reinforced Composite Arch-Wires in Orthodontics: Function Meets Esthetics. Trends Biomater. Artif. Organs, 2006; 20:16-19.

13- FALLIS, DW and KUSY, RP. Variation in flexural properties of photo-pultruded composite archwires: analyses of round and rectangular profiles. J Mater Sci Mater Med, 2000;11:683-693.

14- Faltermeier, A , Rosentritt, M , Faltermeier, R and Müßigm, D .Influence of fiber and filler reinforcement of plastic brackets : an
in vitro study . Eur J Orthod,2007; 29: 304–309

15- McKamey, RP ,Robert, BS and Kusy, RP .Stress Relaxing composite ligature wires: Formulation and characteristics. Angle Orthod, 1999;69:441-449.

16- Kusy, RP . Ongoing Innovations in Biomechanics and Materials for the New Millenium . Angle Orthod,2000; 70:366-376.

17-Zufall, SW and Kusy, RP .Sliding Mechanics of Coated Composite Wires and the Development of an Engineering Model for Bending. Angle Orthod,2000; 70:34-47.

18- Kim, SB, Kim, MJ, Kim, KH and Choy K. Flexural Characteristic changes of fiber reinforced composite(Fibrekor®) according to water absorption. Korean J orthod,2005; 29: 304–309.

19- Imai, T, Watari, F, Yamagata, S, Kobayashi, M, Nagayama, K and Nakamura, S . Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop,1999; 116: 533-538.

20- Cacciafesta, V, Sfondrini, M, Lena, A, Scribante, A, Vallittu, P, Lassila, L . Flexural strengths of fiber-reinforced composites polymerized with conventional light-curing and additional post-curing. Am J Orthod Dentofacial Orthop ,2007;132,:524-527.

21- Cacciafesta, V, Sfondrini, M, Lena, A, Scribante, A, Vallittu, P, Lassila, L .Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: a 3-point bending test. Am J Orthod Dentofacial Orthop,2008; 133:410-413.

22- Walker, MP, Ries, D, Kula, K , Ellis, M and Fricke, B . Mechanical Properties and Surface Characterization of Beta Titanium and Stainless Steel Orthodontic Wire Following Topical Fluoride Treatment. Angle Orthod,2007; 77:342-348.

23- Bartzela, T.N, Senn, C and Wichelhaus, A .Load-deflection characteristic of superelastic Nickel-titanium Wires. Angle Orthod ,2007; 77:991-998.

24- Kapila, S and Sachdeva, R .Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop,1989; 96:100-109.

25- Winkel, T. Vergleich superelastischer kieferorthopädischer
Nivellierungsbögen in Relation zur Bracketbreite. D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin,2000; dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von.
26-Segner, D and Ibe, D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Euro Orthod,1995; 17: 395–402.
27-Vena, A, Carey, J and .Badawi, H. Clinical variability in arch wires. The Open Biomedi j,2007;1:13-22.
28-American Dental Association/Council on Scientific Affairs ANSI/ADA Specification No.32-Orthodontic Wires, 2000.
29- Lombardo, L, Marafioti, M, Stefanoni, F, Mollica, F and Siciliani, G .Load deflection characteristics and force level of nickel titaniuminitial archwires Angle Orthod, Published Online:13,9,2011, DoI:10.2319\ 032511-213.1.
30-Matasa CG. Biomaterials in orthodontics. In: Graber TM and vanarsdall RL . Orthodontics-current principles and techniques. (3rd ed.), St.Louis, Mosby ,2000: 269-285.

تاريخ ورود البحث إلى مجلة جامعة دمشق 2011/12/4.
تاريخ قبوله للنشر 2012/6/5.