

دراسة وتقييم قوى الإحتكاك بين السلك التقويمي والحاصرات التقويمية التجميلية

الدكتور محمد قصي المنجد*

(تاريخ الإيداع 2 / 3 / 2008. قُبِلَ للنشر في 20 / 4 / 2008)

□ الملخص □

لقد كان الهدف من هذه الدراسة هو تقييم قوى الإحتكاك لنوعين من الحاصرات التجميلية الخزفية و البلاستيكية المقواة المتولدة مع نوعين من الأسلاك التقويمية الستانلس ستيل و البيتا تيتانيوم و ذلك بالمقارنة مع حاصرات الستانلس ستيل المعدنية التقليدية التي استخدمت كمجموعة قياس. استخدمت 10 حاصرات من كل نوع وزعت بالتساوي للاختبار مع نوعي الأسلاك المستخدمة في هذه الدراسة. تم قياس قوى الإحتكاك باستخدام جهاز الأنسترون و أظهرت النتائج أن الحاصرات المعدنية قد أنتجت قيم الإحتكاك الأدنى ثلثها الحاصرات الخزفية ثم البلاستيكية المقواة و أظهر تحليل التباين ANOVA أن الفارق بين معدل قوى الإحتكاك المتولدة للمجموعات المختلفة كان ذا مدلول احصائي هام ($P < 0.001$). كذلك فقد أظهرت النتائج أن سلك الستانلس ستيل قد ولد قوى احتكاك أقل من سلك البيتا تيتانيوم مع الحاصرات المعدنية و الخزفية بينما أبدى سلك البيتا تيتانيوم قوى احتكاك أدنى مع الحاصرات البلاستيكية المقواة من سلك الستانلس ستيل و كان الفرق بين أداء نوعي الأسلاك المستخدمة مهم احصائيا ($P < 0.001$).

كلمات مفتاحية: الحاصرات التجميلية - الإحتكاك - الأسلاك التقويمية.

* مدرس - قسم تقويم الأسنان - كلية طب الأسنان - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

A study and an Assessment of the Frictional Forces between Orthodontic Wire and Aesthetic Orthodontic Brackets

Dr. Mohamad Kusai Al-Munajed*

(Received 2 / 3 / 2008. Accepted 20/4/2008)

□ ABSTRACT □

The aim of this study is to assess the frictional forces of two kinds of aesthetic brackets (ceramic and reinforced plastic) triggered along with two kinds of wire (stainless steel and beta-titanium) vis-a-vis the conventional stainless steel brackets used as some kind of measurement; 10 brackets of each kind are used and equally divided to be tested on both wires. The frictional forces are measured by Instron Machine. The results have demonstrated that stainless steel brackets produce the lowest frictional forces compared with ceramic and reinforced plastic. ANOVA has also shown that the difference between the mean friction forces of the test groups is significant ($P < 0.001$). The results show that stainless steel wire has produced lower friction forces with metal and ceramic brackets than with beta-titanium wire, whereas beta-titanium wire has lower friction forces with reinforced plastic brackets than with stainless steel wire ($P < 0.001$).

Keywords: aesthetic brackets, friction, orthodontic wires.

*Assistant Professor, Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Tishreen University, Lattakia, Syria.

مقدمة:

يعنى علم تقويم الأسنان بتحريك الأسنان و تغيير مواضعها إلى مواقع أخرى على القوس السنية بحيث تحقق بهذا الارتصاف الجديد المتطلبات التجميلية و المعايير الاطباقية الوظيفية.

و قد أضحى استخدام الأجهزة التقويمية الثابتة مسبقاً التعديل (Pre-adjusted) الأكثر شيوعاً و تطبيقاً بين الممارسين خاصة في حالات إغلاق المسافات الناتجة عن قلع وحدات سنية و يمكن أن يتم ذلك بإحدى طريقتين: الأولى باستخدام عرى الإغلاق التي تصمم على القوس التقويمي الذي إما أن يكون قوساً جزئياً أو كاملاً يشمل جميع الأسنان بحيث يتم تحريك الأسنان عبر تنشيط العروة السلوكية و التي يجب أن تتمتع بتصميم مناسب يضمن الحصول على القوة و العزم المناسبين لإحداث الحركة التقويمية

(Staggers and Germane, 1991; Chaconas *et al.*, 1974).

الطريقة الثانية هي ما يعرف بألية الانزلاق "Sliding mechanism" و التي غالباً ما تعتمد على انزلاق الحاصرات على القوس التقويمي عبر تطبيق قوى مختلفة و هي من أكثر الطرق المستخدمة حالياً . يعتبر تولد قوى الاحتكاك عنصراً أساسياً مرافقاً لتطبيق تقنية الانزلاق مما يستدعي تطبيق قوى اضافية للتغلب على قوة الاحتكاك المتولدة أثناء الحركة التقويمية.

يمكن تعريف الاحتكاك بأنه القوة التي تقاوم و تؤخر حركة جسم صلب ما بتماس مع آخر (Hutchings, 1992)

وهناك نوعان من قوى الاحتكاك هما:

قوة الاحتكاك الساكنة Static friction force : و هي القوة التي تمنع حركة الانزلاق و يجب التغلب عليها لبدء الحركة قوة الاحتكاك الحركية Kinetic friction force: و هي القوة التي التي تتولد أثناء الحركة و التي يفترض التغلب عليها للحفاظ على حركة الانزلاق (Tselepis *et al.*, 1994).

في الحالات العادية تتناسب قوة الاحتكاك مع مقدار القوة المطبقة و تتعلق بطبيعة مادة سطح الانزلاق وهي مستقلة عن مساحة سطح الانزلاق و سرعته باستثناء السرعات البسيطة. في الممارسة السريرية و عند استخدام تقنية الانزلاق لتحريك الأسنان تقويمياً نجد أن حركة الأسنان و الاستجابات النسيجية المرافقة انما تحصل بعد أن تتجاوز القوة المطبقة مقدار الاحتكاك المتولد بين شق الحاصرة و السلك التقويمي.

يمكن للاحتكاك المتولد بين السلك و الحاصرة أن ينقص حتى 40 % من قيمة القوة المطبقة و المخصصة أصلاً لتحفيز الحركة السنية التقويمية مما قد ينجم عنه فقدان الدعم المطلوب في كثير من الحالات. و عليه فانه من الضروري الإلمام بالتأثير المتوقع لقوى الاحتكاك المتولدة بين السلك و الحاصرة ليتمكن الممارس من تطبيق القوة المناسبة للحصول على الحركة السنية المطلوبة و الاستجابات النسيجية المرغوبة

(Bazakidou *et al.*, 1997; kapur *et al.*, 1999).

دخلت الحاصرات التقويمية التجميلية الى الممارسة السريرية في عام 1965 حينما استخدم Newman الحاصرات البلاستيكية المصنوعة من مادة البولي كاربونيت. بالرغم من المظهر التجميلي الجيد الذي تمتعت به هذه الحاصرات الا أنها عانت مجموعة من المشاكل مثل قابلية التلون و امكانية التصدع و الانكسار أثناء المعالجة أو عند نزع الحاصرة من على سطح السن (Aird and Durning.,1987).

كذلك و في دراسات تالية أوضح (Feldner *et al.*, 1994; Alkire *et al.*, 1997) أن لمثل هذه الحاصرات قابلية أكبر للتشوه تحت تأثير القوى المطبقة عليها.

وللتغلب على هذه المشاكل و الوفاء بالمتطلبات التجميلية تم اللجوء الى تطوير و استخدام الحاصرات الخزفية التي تمتعت بخواص فيزيائية أفضل من سابقتها مثل عدم قابليتها للتشوه و عدم قابليتها للتلون و التصبغ في الفم. لكنها في الوقت نفسه عانت من بعض المشاكل مثل بنيتها القصفة و الأذى المينائي الذي يمكن أن تتسبب به للسن المصقعة عليه أو حتى للأسنان المقابلة لها في الاطباق. (Bishara and Fehr, 1993)

من الانتقادات الأخرى التي تتعرض لها الحاصرات الخزفية هي ارتفاع تكلفتها و ارتفاع معامل الاحتكاك لها مما قد ينجم عنه فقد غير مرغوب للدعم (Taylor and Ison, 1996) ، مما حدا بالكثير من الممارسين بالاعتصار في استخدام هذه الحاصرات على بعض الحالات السريرية أو اللجوء الى اضافة شق معدني يمر عبره السلك للتخفيف من قيمة الاحتكاك المشاهد مع الشق الخزفي التقليدي.

في محاولة للجمع بين أفضل الخواص الفيزيائية للحاصرات التجميلية تم مؤخراً تطوير جيل جديد من الحاصرات حيث أضيفت مواد مالئة و خزفية مقوية الى الهيكل البلاستيكي بهدف الحصول على ميزات نزع الصاق أفضل وقيم احتكاك أقل مما هو عليه الحال مع الحاصرات الخزفية (Nishio et al., 2004).

هدف البحث و أهميته:

وعليه فقد كان الهدف من هذه الدراسة هو تقييم قوى الاحتكاك مخبريا لهذا النوع من الحاصرات "البلاستيكية المقواة" و للحاصرات الخزفية مستخدمين نوعين من الأسلاك التقويمية و مقارنتها مع قوى الاحتكاك المتولدة عن الحاصرات المعدنية التي استخدمت كعينة شاهدة.

طرائق البحث و مواده:

في هذه الدراسة تم استخدام 10 حاصرات من كل من الأنواع التالية:

الستانلس ستيل: (Master series, American Orthodontics, Wisconsin, USA)

الخزفية: (20/40, American Orthodontics, Wisconsin, USA)

البلاستيكية المقواة: (Silcon Plus, American Orthodontics, Wisconsin, USA)

جميع الحاصرات كانت حاصرات ناب علوي وفق نظام Roth بشق قياس 0.022×0.028 inch.

30 سلكاً مقطعيًا قياس 0.019×0.025 . بطول 4 سم لكل منها موزعة على مجموعتين:

الستانلس ستيل SS (Premachrome Archwire, 3M/Unitek, USA)

البيتا تيتانيوم BT (Beta III Titanium, 3M/Unitek, USA)

تم اجراء تخريش ميكانيكي لأول 1 سم من السلك و من ثم غرسه في قالب من الريزين ذاتي التماثر بأبعاد 1×0.5 سم

ربط السلك الى الحاصرة بواسطة مطاط ربط شفاف (Plastic Ligatures, American Orthodontics, Wisconsin, USA).

وزعت عينات الاختبار ضمن 6 مجموعات (5 عينات في كل مجموعة) كالاتي:

Group1: حاصرة ستانلس ستيل /SS Bracket /سلك ستانلس ستيل SS wire

Group2: حاصرة خزف /Cer Bracket /سلك ستانلس ستيل SS wire

Group3: حاصرة بلاستيك مقواة /RP Bracket /سلك ستانلس ستيل SS wire

Group4: حاصرة ستانلس ستيل /SS Bracket /سلك بيتا تيتانيوم BT wire

Group5: حاصرة خزف /Cer Bracket /سلك بيتا تيتانيوم BT wire

Group6: حاصرة بلاستيك مقواة /RP Bracket /سلك بيتا تيتانيوم BT wire

تم تصنيع جهاز خاص للاختبار من مادة الفولاذ على شكل شبه منحرف قاعدته العريضة رفيعة تدخل تحت جناح الحاصرة و قاعدته الصغيرة تحمل أنبوباً قياساً 0.022in عمودياً عليها يدخل ضمنه الجانب الآخر الحر من السلك ثم تغلق فوهة الأنبوب بالريزين لضمان ثبات السلك في وضعه و المجموع متصل بقاعدة برغي محلزن قطره 12 مم الذي ثبت بدوره الى قاعدة جهاز اختبار القوى "الأنسترون" (Instron, High Wycombe, UK) الذي استخدم لتطبيق قوة سحب عمودية للحاصرة على طول السلك و المثبت من خلال القالب الريزيني الذي تطبق عليه مقابض جهاز الأنسترون باحكام (الأشكال 1 و 2).



الشكل 1: صورة تبين جهاز الاختبار الأنسترون مع عينة اختبار.



الشكل 2: صورة توضح توضع عينة اختبار ضمن مقبض جهاز الانسترون.

تم ضبط جهاز الاختبار على سرعة 1م/دقيقة و لمسافة 1 مم و قيست قوى الاحتكاك لكل عينة سلك/حاصرة من عينات مجموعات الاختبار و سجلت على جهاز كمبيوتر موصول بجهاز الأسترون. تم تكرار تجربة الاختبار 5 مرات في كل مجموعة عينات سلك / حاصرة (مرة واحدة لكل عينة من عينات المجموعة) من مجموعات الاختبار و تم برمجة الجهاز لقياس قيمة قوة الاحتكاك 200 مرة اعتبارا من بدء حركة انزلاق الحاصرة حتى نهاية الاختبار ثم تم حساب المتوسط الحسابي (Mean) مقاسة بالنيوتن (N) و الانحراف المعياري (SD) لقيم كل منها. كذلك فقد تم اجراء تحليل ANOVA لدراسة نتائج قيم الحاصرات التجميلية المستخدمة في التجربة و كذلك تم تطبيق اختبار Two samples T-Test لمقارنة نتائج نوعي الأسلاك المستخدمة و الوقوف على الاختلافات الهامة احصائيا بين نتائج مجموعات الاختبار حيث $(P \leq 0.05)$ و ذلك باستخدام برنامج الحاسوب SPSS .

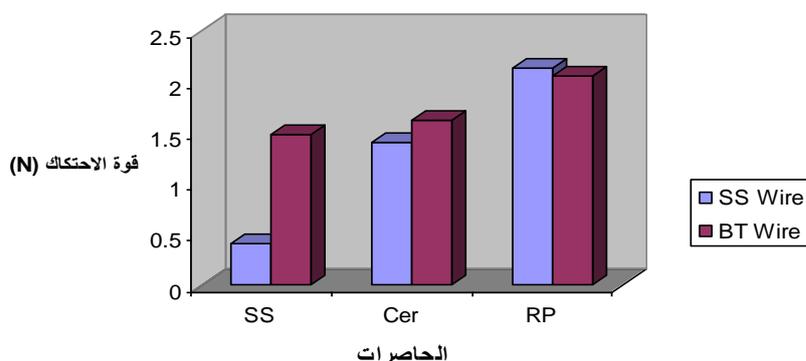
النتائج والمناقشة:

بينت نتائج هذه الدراسة أن حاصرات السنانلس ستيل سجلت أقل قيم للاحتكاك تلتها الحاصرات الخزفية ثم حاصرات البلاستيك المقوى (الجدول رقم 1):

الجدول رقم 1: المتوسط الحسابي و الانحراف المعياري لقيم قوى الاحتكاك للأنواع الثلاثة من الحاصرات

Wire السلك	الحاصرة Bracket					
	SS ستانلس ستيل		Cer خزف		RP بلاستيك مقوى	
	Mean (N)	S.D	Mean (N)	S.D	Mean (N)	S.D
SS ستانلس ستيل	0.4132	0.4039	1.4035	0.5077	2.1408	0.2990
BT بيتا تيتانيوم	1.4914	0.2501	1.6201	0.0674	2.0674	0.3362

كذلك فان كلا من حاصرات السنانلس ستيل و الحاصرات الخزفية أظهرت قيم احتكاك أدنى بالمشاركة مع سلك السنانلس ستيل عما هو عليه مع سلك البيتا تيتانيوم خاصة بالنسبة الى حاصرات السنانلس ستيل. على النقيض من ذلك فقد أبدت حاصرات البلاستيك المقوى قيم احتكاك أقل مع سلك البيتا تيتانيوم مما هو عليه مع سلك السنانلس ستيل (المخطط البياني رقم 1).



المخطط البياني رقم 1: مقدار معدل قوى الاحتكاك للأنواع الثلاثة من الحاصرات مع كل من سلكي السنانلس ستيل و البيتا تيتانيوم

اختبار ANOVA بين أن الفروق في قيم قوى الاحتكاك المتولدة بين نوعي الحاصرات التجيلية مقارنة مع الحاصرات المعدنية كان ذا مدلول احصائي هام (الجدول 2 و 3).

الجدول رقم 2: تحليل ANOVA للحاصرات التجيلية مع سلك الستانلس ستيل

	Sum of Squares	df	Mean Squares	f	Sig P
Cer Bracket/ SS wire Between groups	2.168	104	0.021	2.803	0.0
Within groups	0.915	123	0.007		
Total	3.083	227			
RP Bracket/ SS wire Between groups	0.712	104	0.007	9.218	0.0
Within groups	0.092	123	0.001		
Total	0.809	227			

الجدول رقم 3: تحليل ANOVA للحاصرات التجيلية مع سلك البيتا تيتانيوم

	Sum of Squares	df	Mean Squares	f	Sig P
Cer Bracket/ BT wire Between groups	3.397	143	0.024	3.119	0.0
Within groups	0.594	78	0.008		
Total	3.991	221			
RP Bracket/ BT wire Between groups	2.524	143	0.018	4.697	0.0
Within groups	0.293	78	0.004		
Total	2.817	221			

كذلك الحال بالنسبة الى نوعي الأسلاك المستخدمين في هذه التجربة فقد بين اختبار Two samples T-Test أن قوى الاحتكاك المتولدة من أي من هذين السلكين مختلفة عما هو عليه مع نوع السلك الآخر بالنسبة الى نفس نوع الحاصرة و كانت الفروق ذات دلالة هامة احصائيا (الجدول 4)

الجدول رقم 4: تحليل Two samples T-Test لنوعي الأسلاك مع كل حاصرة.

	N	Correlation	df	Sig P
Pair 1 Group1 – Group4	1000	0.552	221	0.0
Pair 2 Group2 – Group5	1000	0.640	221	0.0
Pair 3 Group3 – Group6	1000	0.636	221	0.0

من المعلوم أن هناك عددا كبيرا من المتغيرات التي يمكن أن تؤثر على مقدار قوة الاحتكاك المتولدة بين السلك والحاصرة التقييمية عند تطبيق تقنية الانزلاق من بينها: مادة و مقطع و قساوة السلك التقييمي المستخدم وكذلك مادة الحاصرة و مقطع شق الحاصرة الذي يحتضن السلك بالإضافة الى المسافة المتوفرة بين الحاصرات والطيات المشكلة في السلك و نوع الربط المطبق بين السلك و الحاصرة

(Angolkar *et al.*, 1990; Frank and Nikolai., 1980; Edwards *et al.*, 1995)

كذلك تلعب مجموعة من عوامل الوسط الفموي دورا مهما في تحديد قوة الاحتكاك كاللعباب و بقايا الطعام

المتجمعة على الجهاز التقييمي (Baker *et al.*, 1987)

المتغيرات التي تم دراستها في هذا البحث هي مادة الحاصرة و مادة السلك التقييمي المستخدم.

بالنسبة الى نوع مادة الحاصرة يمكن ترتيب الحاصرات وفقا لنتائج هذه الدراسة بدءا بالأقل توليدا للاحتكاك ثم الأكثر فالأكثر التالي: حاصرات السنالس ستيل ثم الحاصرات الخزفية ثم حاصرات البلاستيك المقوى و هذه النتائج متوافقة مع نتائج دراسات مشابهة (Tselepis *et al.*, 1994). قد يعود ذلك الى طبيعة مادة هذه الحاصرات بالإضافة الى ان طريقة تصنيع حاصرات السنالس ستيل هذه و هي طريقة الحقن توفر أكبر قدر ممكن من الملوسة وبالتالي حركة انزلاق أسرع و احتكاك أقل للسلك عبر شق الحاصرة (Nanda and Ghosh, 1997). كذلك فقد أظهرت هذه الدراسة أن حاصرات السنالس ستيل وفرت قدرا أقل من الاحتكاك الحركي عند استخدام سلك السنالس ستيل مما هو عليه مع سلك البيتا تيتانيوم و هذا الفرق كان ذا مدلول احصائي ($P \leq 0.05$) كما هو مبين في الجدول رقم 4.

يمكن تفسير ذلك بأنه مع استخدام أسلاك تقويمية أكثر مرونة فان التشوه و الانحراف الذي سيحصل في هذا السلك سيكون أكبر مما هو عليه مع السلك الذي يتمتع بقساوة أكبر مما يحدث مساحة اتصال أكبر مع شق الحاصرة وبالتالي قوة احتكاك أكبر (Loftus *et al.*, 1999).

تظهر هذه الدراسة أيضا أن حاصرات الخزف ذات مقاومة احتكاك أكبر من الحاصرات المعدنية المستخدمة باستخدام نفس نوع السلك و هذه النتائج متوافقة أيضا مع العديد من الدراسات المجراة في هذا المجال (Bendnar *et al.*, 1991; Kusy and whitley., 1990)

وقد عزي الأمر الى الخشونة التي تبديها مقاطع شقوق الحاصرات الخزفية و التي بدت واضحة عند دراستها تحت المجهر الالكتروني مما يرفع قيمة الاحتكاك المتولد مع السلك التقويمي (Pratten *et al.*, 1990). مثل هذه الاستنتاجات دفع الكثير من الممارسين الى تجنب استخدام الحاصرات الخزفية على الأسنان الأمامية والحاصرات المعدنية على الأسنان الخلفية نظرا للتباين في مستوى قوى الاحتكاك التي ستنتج بين نوعي الحاصرات وبالتالي إمكانية حدوث حركة أنسية سريعة للأسنان الخلفية و فقدان الدعم (Omana *et al.*, 1992; Taylor *et al.*, 1996).

وللتغلب على هذه المشاكل فقد عمد الباحثون إلى جملة من الاقتراحات للتخفيف من المشاكل المترافقة مع استخدام الحاصرات الخزفية، منها تطوير حاصرات خزفية ذات شق سطحه أنعم و امس من الحاصرات العادية مما خفف من قوة الاحتكاك المتولدة (Ghafari, 1992)

كذلك فقد أدخلت الشركات المصنعة الى الأسواق حاصرات خزفية بشق معدني للوفاء بالمتطلبات التجميلية للمريض والتخلص من مشكلة الاحتكاك. مثل هذا الاجراء قلل من قيمة الاحتكاك الذي يتولد مع الحاصرات الخزفية العادية ولكن بقيت قيم الاحتكاك أعلى من الحاصرات المعدنية و قد عزي ذلك لأسباب تقنية تتعلق بصعوبة ادخال الشق المعدني في شق الحاصرة الخزفية وما يرافق ذلك من حدوث فراغ بسيط أو تزوي مع شق الحاصرة الأصلي (Nishio *et al.*, 2004).

بالرغم من أن الحاصرات البلاستيكية المقواة المستخدمة في هذه الدراسة هي جيل جديد من هذه الحاصرات حيث تم تطويره لزيادة متانة و مقاومة الحاصرات البلاستيكية التقليدية و تحسين خواصها الفيزيائية الا أنها بقيت دون المستوى المرغوب به حيث كانت قيم قوى الاحتكاك التي أنتجتها الأعلى من بين الأنواع الثلاثة من الحاصرات. يمكن أن يعزى ذلك الى اللبونة النسبية لهذه الحاصرات التي قد تسبب بعض التشوه في الحاصرة أثناء ربط السلك في شق الحاصرة مما يؤدي الى زيادة في قوة الاحتكاك المتولدة (Tanne *et al.*, 1991). وكما عليه الحال بالنسبة للحاصرات الخزفية فقد لجأت بعض الشركات المنتجة الى ادخال شق معدني في الحاصرات البلاستيكية لزيادة متانتها والتخفيف

من قوة الاحتكاك لكن دون أن يؤدي ذلك إلى الحصول على قيم احتكاك متدنية شبيهة بالحاشرات المعدنية (Bazakidou *et al.*, 1997).

أظهرت هذه الدراسة أن سلك الستانلس ستيل أظهر القيم الأدنى من الاحتكاك مع الحاشرات المعدنية والخزفية. هذه النتائج متوافقة مع العديد من الدراسات السابقة التي استخدمت المجهر الالكتروني لفحص الأسلاك التي خضعت لاختبار الاحتكاك و التي بينت أن سطح أسلاك البيتا تيتانيوم قد تعرضت لبعض الاهتراء أثناء اجراء الاختبار و اكتسبت شكلا حبيبيا خشنا بينما كانت أسلاك الستانلس ستيل ذات سطح أملس و ناعم مما ساهم في تخفيف قوة الاحتكاك التي تولدها (Kusy *et al.*, 1988; Drescher *et al.*, 1989; Angolkar *et al.*, 1990)

أظهرت هذه الدراسة أن أسلاك الستانلس ستيل أظهرت قوة احتكاك أكبر مع الحاشرات البلاستيكية من أسلاك البيتا تيتانيوم و قد يعود ذلك الى أن قساوة هذه الأسلاك كانت قادرة على احداث تشوه أكبر في شق الحاشرات و بالتالي قيم احتكاك أعلى.

بمقارنة نتائج هذه الدراسة مع نتائج دراسة سابقة قام بها Bazakidou و زملاؤه عام 1997 استخدموا فيها حاشرات بلاستيكية عادية من نفس الشركة المصنعة نجد أن هناك تحسنا كبيرا في قيم قوى الاحتكاك مع الحاشرات المقواة المستخدمة في هذه الدراسة عندما تم اختبارها مع سلك الستانلس ستيل حيث انخفض معدل قيم قوى الاحتكاك بحدود 37 % عن الحاشرات العادية بينما لم يطرأ أي تحسن في هذه القيم بالنسبة لأسلاك البيتا تيتانيوم.

الاستنتاجات والتوصيات:

بالرغم من التحسن النسبي في قيم قوى الاحتكاك التي أنتجتها الحاشرات البلاستيكية المقواة مع أسلاك الستانلس ستيل مقارنة بالأنواع العادية منها تبقى الحاشرات الخزفية توفر قيم احتكاك أدنى منها و تعتبر الخيار الأنسب بالنسبة الى الممارس الذي يريد أن يجمع بين الوظيفة و الناحية التجميلية في الحاشرات التقييمية التي يريد استخدامها. على أنه لا بد من اجراء دراسات أخرى تأخذ بعين الاعتبار المتغيرات الأخرى الموجودة في الوسط الفموي و التي من الممكن أن تلعب دورا في تحديد قوى الاحتكاك في الجهاز التقويمي.

المراجع:

1. AIRD, J.C; DURNING, P. *Fracture of polycarbonate edgewise brackets: a clinical SEM study.* Br J Orthod 1987; Vol 14,191-195.
2. ALKIRE, RG. BAGBY, MD. GLADWIN, MA. KIM, H. *Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets.* Dental Materials Vol 13, 1997, 2-6.
3. ANGOLKAR, P.V.; KAPILA, S.; DUNCANSON, M.G. and NANDA, R. S. *Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys.* Am.J.Orthod Dentofac Orthop.Vol 98, 1990, 499–506.
4. BAKER, K. L.; NIEBERG, L.G.; WEIMER, A.D. and HANNA, M. *Frictional changes in force values caused by saliva substitution.* Am.J.Orthod. Dentofacial Orthop.Vol 91, 1987, 316-320.
5. BAZAKIDOU, E.; NANDA, R. S.; DUNCANSON, M. G. and SINHA, P.*Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets.* Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.Vol 112, 1997, 138-144.
6. BEDNAR, J. R.;GRUENDEMAN, G. W. and SANDRIK, J. L. *A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires.* Am.J.Orthod. Dentofacial Orthop.Vol 100, 1991, 513-522.
7. BISHARA, S. E. and FEHR, D. E. *Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets.* Am.J.Orthod Dentofac Orthop.Vol 103, 1993, 253-257.
8. CHACONAS, S. J.;CAPUTO, A. A. and HAYASHI, R. K. *Effects of wire, loop configuration and gabbling on canine retraction springs.* Am.J.Orthod.Vol 65, 1974, 58-66.
9. DRESCHER, D.; BOURAUUEL, C. and SCHUMACHER, H. A. *Frictional forces between bracket and arch wire.* Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.Vol 96, 1989, 397-404.
10. EDWARDS, G.D.; DAVIS, E.H. and JONES, S.P. *The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires.* Br.J.Orthod.Vol 22, 1995, 145-153.
11. FELDNER, J.C; SARKAR, N.K; SHERIDAN, J.J; and LANCASTER, D.M. *Torque-deformation characteristics of polycarbonate brackets.* Am J Orthod Dentofac Orthop; Vol 106,1994, 265-72 .
12. FRANK, C. and NIKOLAI R. J. *A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire.* Am J Orthod. Vol 78, 1980, 593-609
13. GHAFARI, J. *Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use of selected teeth.* Angle Orthod.Vol 62, 1992, 145-152.
14. HUTCHINGS, I. M. *Tribology– Friction and Wear of Engineering Materials.* 2nd.ed., Edward Arnold, London.1992, 12.
15. KAPUR, R.; SINHA, P. and NANDA, R. S. *Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets.* Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.Vol 116, 1999, 271–274.
16. KUSY, R. P. and WHITELY, J. Q. *Effect of surface roughness on frictional coefficients of arch wires.* J Dent Res.Vol 67:A1986- 1988.

17. KUSY, R. P. and WHITLEY, J. Q. *Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state.* Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. Vol 98, 1990b, 300-312.
18. LOFTUS, B. P.; ÅRTUN, J.; NICHOLLS, J. I.; ALONZO, T. A. and STONER, J. A. *Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations.* Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. Vol 116, 1999, 336-345.
19. NANDA, R. S. and GHOSH. *Biomechanics in clinical orthodontics.* W.B Saunders Company, Ch10, 1997, 188-217.
20. NEWMAN, G.V. *Clinical treatment with bonded plastic attachments.* Am. J. Orthod. Vol 60, 1971, 600-610.
21. NISHIO, C., da MOTTA, A, F, J., ELIAS, C, N., and MUCHA, J, N. *In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets* Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. Vol 125, 2004, 56-64.
22. OMANA, H. M. ; MOORE, R. N. and BAGBY, M. D. *Frictional properties of metal and ceramic brackets.* J Clin Orthod. Vol 26(7), 1992, 425-432.
23. PRATTEN, D. H.; POPLI, K.; GERMANE, N. and GUNSOLLEY, J. *Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets.* Am. J. Orthod Dentofac Orthop. Vol 98, 1990, 398-403.
24. RILEY, J. L.; GARRETT, S. G. and MOON, P.C. *Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets.* J. Dent. Res. Vol 58B, 1979.
25. STAGGERS, J. A. and GERMANE, N. *Clinical consideration in the use of retraction mechanics.* J Clin Orthod. Vol 25, 1991, 364-369.
26. TANNE, K.; MATSUBARA, S.; SHIBAGUCHI, T. and SAKUDA, M. *Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction.* Angle Orthod. Vol 61, 1991, 285-90.
27. TAYLOR, N. G. and ISON, K. *Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments.* Angle Orthod. Vol 66, 1996, 215-222.
28. TSELEPIS, M.; BROCKHURST, P. and WEST, V. C. *Frictional resistance between brackets and archwires.* Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. Vol 106, 1994, 131-138.

