تأثير التزوي بين السلك والحاصرة التقويمية في المقاومة الاحتكاكية عند استخدام حاصرات وأسلاك الفولاذ اللاصدئ

إعداد طالبة الدكتوراه
كندة سلطان*

المشرف المشارك الأستاذ
محمد ناصر صوان **

الملخص

تمهيد: تؤثر قوة الاحتكاك في طبيعة الحركة السنية التقويمية خلال الحركة الانزلاقية؛ في حين تتأثر هذه القوة الاحتكاكية بعوامل كثيرة.

هدف البحث: أجري هذا البحث المخبري لدراسة أحد العوامل المهمة المؤثرة في الاحتكاك وهو التزوي بين الحاصرة والسلك التقويمي.

مواد البحث وطرائقه: اختُبرت 40 ثنائية (حاصرة من الفولاذ اللاصدئ بقياس شق 0.018 /سلك الفولاذ اللاصدئ بقياس 0.016×0.016) باستخدام جهاز قياس صُمِّمَ بإشراف من كلية الهندسة الميكانيكية/جامعة دمشق ليقيس المقاومة الاحتكاكية في أثناء انزلاق الحاصرة على طول السلك خلال التزويات الآتية: 0 – 3 – 7 – 10 درجات.

* ماجستير في علوم طب الأسنان - اختصاص تقويم الأسنان- كلية طب الأسنان – جامعة دمشق
** قسم التقويم

النتائج: دلت نتائج الدراسة الإحصائية على ازدياد المقاومة الاحتكاكيّة بشكل عام بتزايد الزاوية بين الحاصرة والسلك في أثناء الانزلاق. في الوضع الحيادي حيث لا تتجاوز الزاوية زاوية التماس الحرجة، كان تأثير اختلاف التزوي في المقاومة الاحتكاكية بسيطاً حيث لم توجد فروقات مهمة إحصائياً بين التزوي 0 و3 درجات. بينما لوحظت زيادة الاحتكاك بصورة كبيرة عندما تتجاوز الزاوية زاوية التماس الحرجة وبشكل مهم إحصائياً($P<.001$) أي بين الزاوية 0 وكل من الزاويتين 7 و10 درجات وبين الزاوية 3 وكل من الزاويتين 7 و10 درجات وبين الزاويتين 7 و10.

الاستنتاج: يُقترح ضرورة إجراء مرحلة التسوية والرصف قبل إنجاز أي حركة انزلاقية للحاصرات ما لم يتم إدخال السلك بشكل حيادي تماماً في شق الحاصرة، وذلك لتفادي قيم المقاومة الاحتكاكية المرتفعة.

كلمات مفتاحية : حاصرات الفولاذ اللاصدئ- التزوي - المقاومة الاحتكاكية

The Influence of Angulation Between Stainless Steel Wires and Stainless Steel Brackets on Friction Resistace

Supervised By Dr.
M. Nasser Sawan

Prepared By
Kinda Sultan *

Abstract

Introduction: frictional forces interfere with the nature of orthodontic tooth movement during sliding techniques, while many factors affect on this frictional forces.

Aim of study: this laboratory investigation was made to study one of the important factors influencing frictional resistance; that is the angulation between the bracket and the orthodontic wire.

Materials and methods: 40 couples (stainless steel bracket 0.018 /stainless steel wire 0.016x0.016) have been studied using special apparatus which was designed under the supervision of faculty of mechanical engineering–Damascus university. The frictional resistance was measured during sliding the bracket along the orthodontic wire with four different angulations : 0-3-7-10 degree.

Results: Statistical analyses showed general increase in the frictional resistance as the angulation between the bracket and wire increases during the sliding movement. In passive configuration where the angulation between the arch wire and bracket is less than the critical angulation; the effects of the different angulations on the frictional resistance were little as there were no statistically significant differences between the frictional forces recorded in the angulations 0-3 degree. Whereas extremely increase in frictional forces was noticed when the angulation exceeded the critical value (active configuration). There were statistically significant differences ($p<.001$) between 0 and both 7and 10 angulations, between 3 and both 7and 10 angulations, and between 7and 10 angulations.

Conclusions: For these reasons; this study suggests the need for aligning and leveling phase before any sliding movement unless the arch wire engaged passively into the bracket slot to avoid excessive frictional resistance.

Key words : stainless steel brackets – angulation - friction resistace

* Department of oral and maxillofacial surgery -Faculty of dentistry–Damascus University

مقدمة:

تُعرَّفُ المقاومةُ الاحتكاكية Friction resistance بأنَّها القوة المماسة للسطوح الخارجية المتلاصقة لجسمين في حالة تماس؛ والتي تقاوم حركة أو ميل أحدهما للحركة نسبة إلى الآخر تحت تأثير قوة خارجية (1).

يعيق الاحتكاك آلية الانزلاق ويؤثر في طبيعة الحركة السنية التقويمية والاستجابة النسيجية الحيوية المثاليّة (2)، وهنا تكمن أهمية الحد من المقاومة الاحتكاكية وضرورة السيطرة عليها في أثناء التخطيط للمعالجة التقويمية(3). إذْ قد يؤدي الاحتكاك المتزايد إلى نقصان القوى الكافية لإحداث الحركة السنية، و يُذكر أن ما يزيد على 60% من القوة المطبقة من قبل الطبيب تتلاشى بصورة احتكاكٍ ضائعٍ؛ الأمر الذي ينتج عنه إعاقة للحركة السنية أو حتى توقفها (4)، ولهذا تتطلب هذه المقاومة زيادة مقدار القوة التقويمية المطبقة مما يقود بدوره إلى إرهاق الدعم وفقدانه مع حركات سنية غيرَ مرغوبٍ بها (4).

قيَّمت الدراسات السابقة العوامل المؤثرة في المقاومة الاحتكاكيّة ووجدت أنَّ مقدار الاحتكاك المتولّد من انزلاق الحاصرة على السلك يتأثّر بالعديد من المتغيّرات الحيوية والميكانيكيّة، مثل مادة الحاصرة (5)- عرض الحاصرة(6)- التزوي بين السلك والحاصرة (2)- التورك بين السلك والحاصرة(7)- عدد الحاصرات في الجهاز التقويمي(3)- مادة السلك(5)- شكل مقطع السلك وأبعاده(5)- تغطية السطح وخشونته(8)- الخَلوص(الفراغ المتبقي بين السلك وشق الحاصرة بعد إدخاله في مكانه)(9)- المسافة بين الحاصرات(5)- طريقة وقوة ومادة الربط(10) - اللعاب(11)- اللويحة السنيّة(6) – الاهتراء(12) – المقاومة الحيوية النسيجيّة (13) - المضغ(14).

اتفق Pizzoni (15) مع معظم العلماء على تزايد الاحتكاك مع تزايد حجم السلك وعرض الحاصرة، وعلى أن خشونة السطح ومادة السلك والحاصرة واختلاف التزوي بينهما هي من أهم العوامل المؤثرة في القوة الاحتكاكية/ كما لاحظ وجود علاقة خطية بين القوى الطبيعية والاحتكاك .

وأجمعت معظم الدراسات على وجود علاقة طردية بين القوى الاحتكاكية والزاوية المتشكلة بين السلك وشق الحاصرة، فكلما زادت الزاوية ازداد الاحتكاك (16)، كما لوحظ تزايد الاحتكاك بتزايد التزوي في الأسلاك المستديرة أكثر من الأسلاك المضلعة (15) ومع أسلاك الستانلس ستيل أكثر وضوحاً من أسلاك TMA، ويعود ذلك إلى نقص صلابة أسلاك الـ TMA مقارنة بتلك العائدة لأسلاك الستانلس ستيل فالأسلاك الأقسى تترافق باحتكاك أكبر مع تزايد التزوي نتيجة القوة الطبيعية المتزايدة في نقاط التماس(15).

ويذكر Cash (17) أنه في التزويات الكبيرة تُشكِّلُ نقاط التماس بين الحاصرة والسلك مزدوجة تقاوم الانزلاق وتمنع الحركة السنية وينتج عنها ضرر بسطح الجهاز التقويمي وحدوث التثليم notching، الأمر الذي قد يفسر الزيادة السريعة والمفاجئة في القوة الاحتكاكية المرافقة لقيم التزوي المرتفعة.

قسَّم Kusy وWhitely(18) مقاومة الانزلاق إلى ثلاثة أجزاء رئيسية هي: الاحتكاك الكلاسيكي (classical friction)، الانحناء(binding)، التثليم (notching). وأشارا إلى امتلاك مقاومة الانزلاق لقيمة حدية boundary state سمياها زاوية التماس الحرجة critical contact angle وهي زاوية تفصل بين وضعين منفصلين الأول هو الوضع الحيادي passive configuration، والثاني هو الوضع الفعال active configuration وعُرفت بأنها أكبر زاوية يستطيع السلك تشكيلها مع شق الحاصرة دون تعرضه

للانحناء (التشوه المرن) (19)، كما عرفها Chimenti(16) بأنها الزاوية بين شق الحاصرة، والسلك عندما يمس بعضهما بعضاً أول مرة.

ويسيطر الاحتكاك الكلاسيكي على الوضع الحيادي passive configuration حيث يشكل السلك مع شق الحاصرة زاوية أدنى من قيمة زاوية التماس الحرجة بينما يغدو كل من الانحناء (binding) والتثليم (notching) أكثر وضوحاً في الوضع الفعَّال (في التزويّات الكبيرة التي تتجاوز زاوية التماس الحرجة وتترافق بتشوه مرن في السلك)(19).

أوضح Park (20) وKusy & Whitely (21) ازدياد الاحتكاك مع زيادة قيمة التزوي بصورة خطية حتى الوصول إلى قيمة معينة تتجاوز فيها زاوية التماس بين الحاصرة والسلك قيمة زاوية التماس الحرجة؛ وعندها سيزداد الاحتكاك كثيراً وبصورة مفاجئة بسبب تشكل الانحناء (binding) بدلاً من الاحتكاك الكلاسيكي. ولهذا أكد كل من Kusy وWhitley (21) أهمية دخول السلك حيادياً ضمن شق الحاصرة في أثناء الانزلاق لتقليل المقاومة الاحتكاكية، واتفق معهم Ireland (10) الذي أشار إلى أن التسوية تنقص القوى اللازمة لإرجاع الأسنان بسبب تناقص القوى اللازمة للتغلب على المقاومة الاحتكاكية.

هدف الدراسة:

تقييم تأثير الزوايا المختلفة من الإمالة أو ما يسمى بالتزوي (Angulation)(المستوى الثاني) بين الحاصرة والسلك في المقاومة الاحتكاكيّة الحركيّة الناشئة في أثناء انزلاق حاصرات Stainless steel (الفولاذ اللاصدئ) بقياس شق 0.018 إنش على طول أسلاك تقويميّة مضلعة مصنوعة من مادة الفولاذ اللاصدئ بأبعاد 0.016×0.016 إنش.

المواد والطرائق:

1- العينات المستخدمة:

نظراً إلى عدِّ الثنائيّة (حاصرة الستانلس ستيل، سلك الستانلس ستيل) المعيار الذهبي للاحتكاك بسبب ترافقها بأدنى قيم للمقاومة الاحتكاكيّة(22) ، اختبرت هذه الثنائيّة لدراسة تأثير قيم التزوّي المختلفة في المستوى الثاني بين الحاصرة والسلك في المقاومة الاحتكاكيّة المقيسة. واستخدمت في هذه الدراسة 40 حاصرة ثنية علوية مصنوعة من مادة الستانلس ستيل نوع Ultratrimm (إنتاج شركة Denturum) نظام EW (تزوي 0، تورك 0) بقياس شق 0.018 × 0.030 إنش وعرض الحاصرة 3 مم. كما استخدم 40 سلك ستانلس ستيل نوع Remanium مضلَّعاً بأبعاد 0.016×0.016 إنش (إنتاج شركة Dentaurum).

2- الجهاز المستخدم:

استخدم في هذه الدراسة جهاز خاص لقياس قيم المقاومة الاحتكاكية ؛صُمِّمَ بإشراف من كلية الهندسة الميكانيكية. يتكون الجهاز من جزء ثابت يشمل المحركات والمحولات الكهربائية يعلوه قاعدة ثُبِّت عليها حساس إلكتروني ذو دقة قياس 0.1 غرام ومدى مقداره ± 500 غرام. يتصل بهذا الحساس كل سلك تقويمي تجرى عليه الاختبارات بواسطة مجموعة من الوصلات التي تنقل اهتزازات الحركة من الجزء المتحرك لجهاز الدراسة الذي تثبت عليه الحاصرة المدروسة بحيث تنزلق على السلك التقويمي المدروس مسببة فيه اهتزازاً تتعلق شدته بقوى الاحتكاك بين السلك والحاصرة المدروسين، وهذا الاهتزاز هو ما يقيسه الحساس.

3- طريقة إجراء الدراسة:

قبل إجراء الاختبارات مُسِحَتْ كل حاصرة وسلك بالكحول الإيتيلي 95% وجففت بالهواء المضغوط وأجريت الاختبارات جميعها في الوضع الجاف (الهواء) بدرجة حرارة الغرفة 25 درجة مئوية. تمَّ ضبط قوة الجر لتعطي قيمة لسرعة انزلاق

الحاصرة 40 مم/دقيقة لتسير مسافة 47 مم على طول السلك وقد تـمَّ اختيـار هـذه السرعة بالاعتماد على دراسة Irland (10) الذي وجد عدم وجود اختلافـات مهمـة إحصائيّاً في المقاومة الاحتكاكيّة المقيسة باستخدام أي سرعة انزلاق تتراوح بين 0.5 إلى 50 مم / دقيقة.

شُكِّلت ثنائيّات من الحاصرات والأسلاك المستخدمة في الدراسة وأُجرِيَت الاختبـارات بعد ضبط الزاوية بين الحاصرة والسلك على إحدى القيم المختارة الآتية بالتتـالي: 0 درجة – 3 درجات – 7 درجات - 10 درجات. وتمَّ اختيار هذه الزوايا لأن كلاً مـن الزاويتين (0 و3 درجات) تحقق الانزلاق في الوضع الحيادي حيث لاتزيد الزاوية بين الحاصرة والسلك زاوية التماس الحرجة، في حين تحقق الزاويتان (7 و10 درجـات) الانزلاق في الوضع الفعّال.

تكرَّر إجراء الاختبارات لكل ثنائيّة حاصرة /سلك مع إحدى قيم التزوي الـسابقة 10 مرات كما في معظم الدراسات السابقة، واستُخدِمَتْ كل حاصرة وسلك في كل اختبار مرّة واحدةً فقط. ولهذا كان مجموع الثنائيات المختبرة 40 ثنائية وأُجرِيت الاختبـارات على النحو الآتي:

10 اختبارات أجريت على الثنائية (حاصرة SS، سـلك SS 0.016×0.016) بقيمـة تزوي 0 درجة.

10 اختبارات أجريت على الثنائية (حاصرة SS، سـلك SS 0.016×0.016) بقيمـة تزوي 3 درجات.

10 اختبارات أجريت على الثنائية (حاصرة SS، سـلك SS 0.016×0.016) بقيمـة تزوي7 درجات.

10 اختبارات أجريت على الثنائية (حاصرة SS، سـلك SS 0.016×0.016) بقيمـة تزوي 10 درجات.

تمَّ إلصاق الحاصرة في مكانها المخصّص على القرص المتحرك التابع لجهاز القياس بوساطة الراتنج بحيث تشكل في البداية زاوية 0 درجة مع المحور الطولي للقضيب المعدني الممثل لمحور السلك، وذلك باستخدام سلك ثخين 0.017×0.025 إنش وخطَّين مرسومين عموديين على محور السلك؛ وذلك للحد من الاختلافات المحتملة في مكان الحاصرة في الاختبارات المختلفة. ومن أجل تغيير الزاوية بين الحاصرة والسلك يتم تدوير القرص المتحرك الملصق عليه الحاصرة وضبطه عند الزاوية المحدَّدة للاختبار.

ولتوحيد قوة ربط السلك إلى الحاصرة للاختبارات كلِّها (أي القوة الطبيعية العاملة على السلك والحاصرة في أثناء الانزلاق) ضُغِطَ السلك ضمن شق الحاصرة بوساطة ثقل يبلغ 85 غ بدلاً من سلك الربط أو مطاط الربط، بحيث يمس السلك المختبر بتماس نقطي؛ وذلك للحد من الاحتكاك الناتج عن مادة الربط وللتخلص من الاختلافات بطرق الربط؛ وبصيغة أخرى من أجل توحيد تأثير الربط في نتائج الدراسة.

في أثناء انزلاق الحاصرة والوزن الممثل للربط يبقى السلك ثابتاً، ويقوم الحساس خلال ذلك بإعطاء قيم المقاومة الاحتكاكية بدقة 0.1 غ لتسُجَّل القراءات بفواصل زمنيّة متساوية، بمعدل أربع قراءات للمقاومة الاحتكاكيّة في كلّ اختبار.

حُسِبت بعد ذلك متوسط القراءات لكل اختبار، ومن ثَمَّ متوسط قيم المقاومة الاحتكاكيّة للاختبارات المتكرِّرة وأجريت الدراسة الإحصائيّة باستخدام برنامج SPSS بإصداره 12، حيث أجري تحليل التباين ANOVA لإظهار الاختلافات الإحصائية بين المجموعات المختبرة، ومن ثم تحليل Bonferroni لمعرفة أي من المجموعات هي التي أظهرت اختلافاتٍ مهمةٍ إحصائياً بينها.

النتائج:

يظهر الجدول رقم (1)(الموجود في الملحق1) المتوسطات الحسابية لقيم المقاومة الاحتكاكية المقيس بالغرام والمسجلة للثنائيات جميعها مع التزويات المختلفة بين الحاصرة والسلك .

تبيّن النتائج بشكل عام ازدياد المقاومة الاحتكاكيّة بتزايد الزاوية بين الحاصرة والسلك في أثناء الانزلاق حيث كان المعدل الوسطي للمقاومة الاحتكاكيّة للثنائية (حاصرة SS، سلك SS) عند التزوي 0 درجة مساوياً 61.96 غ ±2.7، في حين كان المعدّل الوسطي للمقاومة الاحتكاكيّة عند التزوي 3 درجات مساوياً 68.42 غ ±3.1، والمعدّل الوسطي عند التزوي 7 درجات 90.41± 2.2، وعند التزوي 10 درجات كان المعدّل الوسطي للمقاومة الاحتكاكيّة مساوٍ 104.02 ± 4.2.

ومن الجدير بالاهتمام ملاحظة تقارب قيم المقاومة الاحتكاكيّة عند التزوي 0 درجة و3 درجات. وجاءت الدراسة الإحصائية(جدول رقم 2 في الملحق 1) لتدل فعلاً على عدم وجود فروق مهمة إحصائياً بين متوسطات قيم المقاومة الاحتكاكية عند الزاويتين (0 درجة و3 درجات) وذلك مع مستوى الدلالة ($P<0.001$). في حين كانت الفروق الإحصائية عند ($P<0.001$) مهمة بين بقية متوسطات قيم المقاومة الاحتكاكية للزوايا جميعها عند مقارنتها مع بعضها بعضاً؛ أي بين متوسط المقاومة الاحتكاكية عند الزاوية 0 وقيمها عند الزوايا 7 و10، وبين متوسط المقاومة الاحتكاكية عند الزاوية 3 وقيمها عند الزوايا 7 و10، وبين متوسط المقاومة الاحتكاكية عند الزاوية 7 وقيمتها عند الزاوية 10.

المناقشة:

وُصِفت الحركة السنيّة المرافقة لتقنيّات الانزلاق بأنَّها سلسلة من الخطوات القصيرة المترافقة بتناوب السن بين الإمالة والتعميد وليست حركة مستمرة سَلِسة مع حركات

انسلال، فنظراً لتطبيق القوة التقويمية على مسافة من مركز مقاومة السن فضلاً عن قابلية المسافة الرباطيّة للانضغاط سيميل السن عند تلقيه للقوة ليشكل السلك زوايا مختلفة مع الحاصرة في أثناء الانزلاق(23). وعندما تكون الزاوية بين الحاصرة والسلك صغيرة (أدنى من قيمة زاوية التماس الحرجة) يعود الاحتكاك عندها للاحتكاك الكلاسيكي الذي ينشأ من انزلاق التماس بين السلك وأرض أو/و جانب شق الحاصرة، أمَّا عندما تكون الزاوية بين الحاصرة والسلك أكبر من قيمة زاوية التماس الحرجة، فستتعقد عندها مقاومة الانزلاق بسبب ظهور الانحناء Binding الردود الذي ينتج من انزلاق التماس بين السلك وكلا جانبي شق الحاصرة، وينتج عنه ضرر بسطح السلك التقويمي وإحداث الأثلام والميازيب فيه Notching (24).

قام Kusy & Whitely (18) بقياس زاوية التماس الحرجة التي يبدأ عندها binding بالظهور لعدد كبير من الثنائيات (حاصرة \سلك) وفي دراستهم التي اعتمدت على مشعر الإدخال (حاصل قسمة مساحة سطح السلك الماس لأرض شق الحاصرة على عرض شق الحاصرة) ومشعر الحاصرة (قسمة العرض الإنسي الوحشي للحاصرة على عرض شق الحاصرة) لحساب زاوية التماس الحرجة من العلاقة الرياضية الآتية:

زاوية التماس الحرجة = 57.32 (مشعر الإدخال -1) \ مشعر الحاصرة.

وجد هذان الباحثان أنّ زاوية التماس الحرجة لم تتجاوز 3.7 درجة للثنائيات المختلفة.

بيَّنت نتائج هذه الدراسة وجود تزايد في قياس المقاومة الاحتكاكية مع ازدياد الزاوية المتشكلة بين شق الحاصرة والسلك لكنَّ التغير في قيمة الاحتكاك في الوضع الحيادي عندما لا تتجاوز الزاوية بين شق الحاصرة والسلك زاوية التماس الحرجة (المحدَّدة مسبقاً بمقدار3.7 درجة) كان بسيطاً ولم تظهر الدراسة وجود أيٌّ فروق مهمة إحصائياً في قيم المقاومة الاحتكاكيّة المقيسة بتغير التزوي بين 0 درجة و3 درجات، أي أنَّ قيم

المقاومة الاحتكاكية تميل للثبات في الوضع الحيادي. بينما لوحظت زيادة الاحتكاك بصورة كبيرة في الوضع الفعّال (مع زيادة قيمة التزوي عن القيمة 3.7 درجة) أي في التزويات 7 و10 درجات وبشكل مهم إحصائياً. ويمكن تعليل هذه الزيادة المهمة في المقاومة الاحتكاكية في التزويات الكبيرة بحدوث الانحناء المترافق مع ميلان الحاصرة الذي ينتج عنه قوة مزدوجة عند نقاط التماس بين الحاصرة والسلك وهذه المزدوجة تقاوم الانزلاق وتعيق الحركة بشكل زائد، كما قد يعود زيادة الاحتكاك مع ازدياد الزاوية بين الحاصرة والسلك إلى زيادة القوة الطبيعية العاملة عند حافات الحاصرة بتزايد التزوي تبعاً للعلاقة الرياضية: FF=FNμ.

إذْ FF القوة الاحتكاكية، FN القوة الطبيعية العاملة بشكل عمودي على سطوح التماس (25)، μ معامل الاحتكاك وهو مقدار ثابت(10).

اتفقت نتائج هذه الدراسة مع نتائج الدراسات السابقة، ففي دراسة Jones(6) ظهر جلياً تزايد الاحتكاك مع تزايد التزوي من 0←5 ← 10 درجات وبشكل مهم إحصائياً في كل من الحاصرات الجديدة والمعاد تصنيعها.

كذلك وجد Cha & Kim (19) تزايد الاحتكاك لحاصرات الخزف مع تزايد التزوي من 0← 5 درجات وبشكل أكبر من 5 ←10 درجات مع أسلاك الستانلس ستيل وأسلاك TMA. وأوضح Kusy & Articolo (22) تأثر معامل الاحتكاك الحركي ومن ثمَّ المقاومة الاحتكاكية الحركية للثنائية (حاصرة خزف\سلك ستانلس ستيل) بصورة مباشرة بتغير التزوي مشيرين إلى نشوء binding كسبب لهذه الزيادة.

كما اتفقت نتائج هذه الدراسة مع نتائج دراسة Pizzoni (10)الذي قام بدراسة الاحتكاك المرافق لانزلاق حاصرات ذاتية الربط وحاصرات تقليدية وبوجود 4 حالات من التزوي (3،6،9،12) درجة، ولاحظ أنَّ اعتماد الاحتكاك على التزوي كان أكثر مشاهدة مع أسلاك الستانلس ستيل مما هو مع أسلاك TMA، كما استنتج ازدياد

الاحتكاك بصورة خطيّة مع ارتفاع قيمة الزاوية بين الحاصرة والسلك في أثناء الانزلاق وبصورة أكثر وضوحاً مع التزويّات 9،12 درجة .

وأكَّد Redlich (26)في دراسته (2003) نماذج مختلفة من الحاصرات أنَّ الاحتكاك يتزايد بشكلٍ رئيسي مع تزايد حجم السلك والزاوية المتشكّلة بين الحاصرة والسلك مؤيّداً ما توصّل إليه Read-Ward (27).

أخيراً، تؤكِّد هذه الدراسة أهمّية إنجاز الحركة الانزلاقية للحاصرات على طول السلك في الوضع الحيادي بحيث لا تتجاوز الزاوية بين شق الحاصرة والسلك زاوية التماس الحرجة؛ أي ضرورة إجراء مرحلة الرصف والتسوية قبل إنجاز أي حركة انزلاقية للحاصرات؛ وذلك لتفادي قيم المقاومة الاحتكاكية المرتفعة المتولدة عن اختلاف مواضع الحاصرات وتشكل زوايا مختلفة مع السلك ما لم يتم إدخال السلك بشكل حيادي تماماً في شق الحاصرة؛ وذلك لتفادي قيم المقاومة الاحتكاكية المرتفعة.

توصي هذه الدراسة بإجراء دراسات أوسع تتضمن تأثير الوسط الفموي في المقاومة الاحتكاكية بين السلك والحاصرة وغيرها من العوامل مثل تأثير مقطع السلك وطريقة الربط .....

الملحق (1)

الجدول رقم (1)

المتوسطات الحسابية لقيم المقاومة الاحتكاكية المقيس بالغرام والمسجلة للثنائيات جميعها مع التزويات المختلفة بين الحاصرة والسلك

قياس الزاوية	عدد الاختبارات	متوسط FR	الانحراف المعياري	أكبر قيمة	أصغر قيمة	قيمة F	مستوى اللدلالة
0	10	61.96	1.53	64.5	59.1	786.03	0
3	10	62.23	1.42	64.6	59.2		
7	10	90.01	2.45	94.2	86.3		
10	10	104.02	3.45	109.2	98.7		

الجدول رقم (2)

نتائج اختبار Bonferroni للمقارنات الثنائية بين مجموعات التزويات المختلفة

الزاوية(I)	الزاوية(J)	متوسط الفروقات (I-J)	مستوى الدلالة
0	3	- 0.27	1.00
	7	- 28.05	0.00
	10	- 42.06	0.00
3	7	- 27.78	0.00
	10	- 41.79	0.00
7	10	- 14.01	0.00

References

1- Chimenti C, Franchi L: Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. Angle orthod. 2004;75(3):421-425.

2- Vaughan J: Relative Kinetic Fricitonal Forces Between Sintered Stainless Steel Brackets and Orthdontic Wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop.1995;107:20-27.

3 - Taylor N: Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. Angle Orthod .1996;66(3):215-222.

4- Downing A, McCabe J, Gordon P: Astudy of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Br J Orthod.1994;21:349-357.

5- Angolkar P: Evaluation of Friction Between Ceramic Brackets and Orthodontic Wires of Four Alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop.1990;98:499-506.

6- Jones S, Tan C: The effects of reconditioning on the slots dimensions and static frictional resistance of stainless steel brackets.Eur J Orthod.2002;24:183-190.

7- Moore M: Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. Eur J Orthod.2004;26(6):579-583.

8- Kusy R, Whitley J: Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. Angle Orthod. 1988;33-45.

9- Clocheret K: Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. Eur J Orthod. 2004;26(2):163-170.

10- Ireland A, Sherriff M,: Effect of bracket and wire composition on frictional forces. Eur J Orthod.1991;13:322-328.

11- Bazakidou E, Nanda R: Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop.1997;112:138-144.

12- Eliades T: Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131:253-262.

13- Yamaguchi K, Nanda R, Morimoto N, Oda Y: A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. Am J Orthod Dentotofacial Orthop. 1996;109:50-56.

14- Iwasaki L, Beatty M: Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123:408-415.

15- Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B: Frictional Forces Related to Self-ligating Brackets. Eur J Orthod. 1998;20:283-291.

16- Cash A, Curtis R: Acomparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. Eur J Orthod . 2004;26(1):105-111.

17- Loftus B: A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. Eur J Orthod. 2001;23:253-261.

18-Kusy R,Whitley J: Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. Angle Orthod.1999;69:71-80.

19- Cha J: Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. Angle Orthod. 2007;77:100-107.

20- Park J, Lee Y: Frictional forces between lingual brackets and archwires measured by a friction tester. Angle Orthod.2004;74(6):816-824.

21- Whitley J, Kusy R: Resistance to sliding of titanium brackets tested against stainless steel and beta-titanium archwires with second-order angulation in the dry and wet states. Am J Orthod Dentofacial Orthop.2007;131:400-411.

22- Articolo L, Kusy R: Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop.1999;115:39-51.

23- Loftus B, Artun J, Nicholls J: Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combination. Am J Orthod Dentofacial Orthop.1999;116(3):336-345.

24- Zufall S, Kusy R: Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. Angle Orthod. 2000;70(1):34-47.

25- Khambay B, Millett D, McHugh S: Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. Eur J Orthod . 2004;26(3):327-332.

26- Redlich M, Mayer Y: In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop.2003;124:69-73.

27- Read-Ward G: A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. Br J Orthod. 1997;24:309-317.

تاريخ ورود البحث إلى مجلة جامعة دمشق 2010/1/13.

تاريخ قبوله للنشر 2010/6/24.