

تقييم تأثير تغير قيمة pH اللعاب على تحرر شوارد النيكل والكروم من الأسلاك التقويمية (دراسة مخبرية)

**أ.م.د. أحمد برهان

*د. رما أكرم الخوري

(الإيداع: 25 نيسان 2018، القبول: 18 حزيران 2018)

الملخص:

الهدف من هذه الدراسة هو تقييم تأثير انخفاض قيمة pH اللعاب على تحرر كلٍ من شاردي النيكل والكروم من الأسلاك التقويمية.

شملت عينة البحث 80 سلكاً قسمت إلى مجموعتين متساويتين (ضمت كل مجموعة 10 أسلاك نيكل تيتانيوم فائق المرونة، 10 أسلاك نيكل تيتانيوم منشطة حرارياً، 10 أسلاك فولاذ غير قابل للصدأ، 10 أسلاك أجليوي). غمرت الأسلاك في اللعاب الاصطناعي وبدرجتي حموضة مختلفتين (5-7) لمدة شهر، وتمّ قياس تركيز الشوارد المتحررة باستخدام جهاز الامتصاص الذري.

النتائج: أظهرت نتائج هذه الدراسة وجود فروق جوهرية بين تراكيز النيكل والكروم بين الأنواع المختلفة من الأسلاك حيث كانت قيمة الاحتمالية $P < 0.05$ ، وتحررت أكبر كمية من شوارد النيكل والكروم من أسلاك النيكل-كروم-كوبالت، كما وجدت الدراسة أنّ لتغير درجة الحموضة تأثير قوي على تحرر هذه الشوارد من الأسلاك.
الاستنتاجات: كانت تراكيز النيكل والكروم المتحررة من الأسلاك التقويمية أقل من الحدود السمية لهذه العناصر، وقد أدى انخفاض درجة pH إلى ازدياد في تحرر الشوارد من الأسلاك.

الكلمات المفتاحية: النيكل، الكروم، درجة الحموضة، الأسلاك التقويمية.

*طالبة ماجستير في قسم تقويم الأسنان والفكين بكلية طب الأسنان جامعة حماة

**أستاذ مساعد في قسم تقويم الأسنان والفكين جامعة دمشق

Evaluation of Effect of Saliva pH Change on Release of Nickel and Chromium Ions from Orthodontic Wires (an In vitro study)

Dr.Rama Al khouri

Asst.Prof.Dr Ahmad Bourhan

(Received: 25 April 2018, Accepted : 18 June 2018)

Abstract:

The aim of this study is to investigate the effect of reduction on pH value on release of nickel and chromium ions from orthodontic wires.

The study sample consisted of 80 orthodontic wires divided into two equal groups (each group consisted of 10 superelastic nickel–titanium wires, 10 heat–activated nickel–titanium wires, 10 stainless steel, and nickel–chrom–cobalt wires). The **wires** immersed in artificial saliva of different pH values (5–7) during 1 month. Concentration of ions release were measured using a graphite furnace absorption spectrophotometer (AAS).

Result: The results of this study showed significant differences in nickel and chromium ions concentrations between the four studied types of wires ($p<0.05$). The largest quantity of nickel and chromium ions was released from nickel–chrom–cobalt wires. Study found that the change in pH had a strong effect on the release of ions from wires.

Conclusion: concentrations of nickel and chromium released from the orthodontic wires were far below the toxic dose to human, and the low pH resulted in an increase in the release of nickel and chromium ions from wires.

Key words: Nickel, Chromium, PH value, orthodontic wires.

1- مقدمة Introduction:

تُمثّل الأسلاك الجزء الأساسي الفعّال في الجهاز التقيومي الثابت، حيث تقوم بتوليد القوى اللازمة لتحريك الأسنان، وتنتقل هذه القوى عبر الحاصرات إلى الأسنان. عند اختيار الأسلاك يجب على المقوم أن يأخذ عدّة عوامل بعين الاعتبار، مثل: المرونة، قابلية التشكيل (Formability)، إمكانية اللحام عليها، ويُعتبر التقبّل الحيوي (Biocompatibility) والتآكل (Corrosion) السريري للأسلاك من أهم العوامل (Brantly ، 2000).

كانت الخلائط الثمينة أول الخلائط المستخدمة في صناعة الأسلاك التقيومية، حيث استخدم الذهب قديماً، فقد استخدمت خلائط الذهب بشكل واسع قبل عام 1930، وامتازت هذه الخلائط كونها: خاملة، منقبلة حيويًا، ومستقرة مع الزمن (Singh، 2007)، لكن لم يعد يُستخدَم الذهب حاليًا بسبب غلاء ثمنه بالمقارنة مع الخلائط الأخرى (Brantly ، 2000).

تتألّف معظم الأسلاك التقيومية من الخلائط التالية:

- الفولاذ غير القابل للصدأ (Stainless steel)

- خلائط النيكل - كروم - كوبالت.

- خلائط التيتانيوم وتشمل: بيتا تيتانيوم - نيكل تيتانيوم.

- الأسلاك التجميلية (Brantly ، 2000).

دخل الستانلس ستيل SS مجال طب الأسنان منذ عام 1919، ومنذ مطلع الأربعينات تمّ اعتماد هذه المادة في مجال تقويم الأسنان، حيث يعتبر مفيداً لكونه مقاوماً للأكسدة (Oxidation) والتآكل (Corrosion)، وهذا يعود لاحتوائه على نسبة منخفضة من الكربون والكبريت، واحتوائه على نسبة مرتفعة من الكروم والنيكل (Eliades و Brantley، 2001)، وقد تميز بسعره المقبول وقابليته للتشكيل، لكنه يطبق قوى كبيرة نظراً لمرونته القليلة (Brantly، 2000).

تطورت خليطة النيكل - كروم - كوبالت خلال عام 1950 من قبل شركة (Elgin,IL,USA) (Brantly، 2000)، وتعرف بالأجيلوي (Elgiloy)، وتشابه أسلاك الستانلس ستيل كثيراً في المظهر، والخواص الميكانيكية، وقابليتها لأن يلحم عليها، ولكن لديها تركيب مختلف، ودرجة استجابة أعلى للمعالجة الحرارية، امتازت هذه الخلائط بامتلاكها مقاومة جيدة للتشوه وقابليتها للتشكيل ويكونها تبقى فعالة لفترة طويلة نسبياً، ومن مساوئها أنّ معامل مرونتها مرتفع مما يؤدي إلى توليدها قوى كبيرة مشابهة للقوة الناتجة عن تنشيط أسلاك الستانلس ستيل (Singh، 2007).

تُستخدَم أسلاك النيكل تيتانيوم في مرحلة الرصف والتسوية، إذ تظهر خلائط النيكل تيتانيوم خواصاً استثنائيةً ومنها المرونة والرجوعية (Krishnan و Davidovitch، 2006)، وتمتاز بأنها تؤمّن راحة المريض عن طريق تطبيقها قوى خفيفة ومستمرة وتوفر زمن العمل حيث يتم تصحيح التورك بشكل مبكر، وتقلل الزيارات للعيادة السنّية لأنّ السلك يبقى فعّالاً لوقت طويل جداً (Fernandes، 2011) (Chen، 2010)، لكنها تملك صلابة منخفضة حيث لا يمكن استخدامها في المراحل الأخيرة من المعالجة التقيومية، وتسبب احتكاكاً عالياً، بالإضافة إلى غلاء ثمنها عند مقارنتها مع الستانلس ستيل (Singh، 2007).

ازداد الاهتمام بشكل كبير مؤخراً بالتقبّل الحيوي للمواد السنّية، حيث جذبت المعادن المتحرّرة من المواد المتقبّلة حيويًا اهتمام الباحثين الذين اعتقدوا أنّ هذه الشوارد تحرّض ردّ فعل في جسم الإنسان، ويدعى بردّ الفعل تجاه الجسم الأجنبي (Kerosuo و Kanerva، 1997).

يُعرّف التآكل بأنّه تفاعل كهربائي كيميائي لمعدن أو خليطة مع المكونات المختلفة للوسط المحيط بها، والذي يُسبّب تخرب في المعدن، ممّا ينتج عنه خسارة مباشرة للذرات المعدنية (Luft وزملاؤه، 2009).

يُسبب التآكل الذي تتعرض له الخلائط السنوية تأثيرات حيوية ووظيفية وجمالية. أيضاً يمكن للشوارد المتحررة من هذه الخلائط نتيجة تآكلها أن تفسد الخلايا الحية، وتخرق الأنسجة الصلبة والرخوة المتاخمة للخليطة، أو تتوزع في أنحاء الجسم عبر القناة الهضمية (Geis وزملاؤه، 1991).

من المعروف أن الخلائط التقويمية تتعرض للتآكل داخل البيئة الفموية، والأجهزة التقويمية تبقى فترة زمنية طويلة نسبياً بتماس مع الأنسجة السنوية والفموية، وهذا يعطي الأهمية الكبيرة لدراسة موضوع تعرضها للتآكل (Bayramoglu وزملاؤه، 2000)، حيث يمكن أن يسبب تعرض الخلائط التقويمية للتآكل إلى الحد من عمر إجهاد هذه المواد Fatigue life ومن القوة Strength الأعظمية لها مؤدياً إلى فشلها ميكانيكياً (Iijima وزملاؤه، 2001)، كما أن لتآكل الخلائط التقويمية تأثيرات أخرى تتمثل في تلون ميناء الأسنان نتيجة امتصاصها لمنتجات تآكل الحاصرات والأسلاك (Smith و Maijer، 1982).

وقد نال كلاً من عنصري النيكل والكروم الاهتمام الأكبر بسبب كثرة تأثيراتها الجانبية، حيث يمكن أن تسبب ردود فعل سمية إذا تجاوزت الحد الأقصى الموصى به (300ug نيكل، 0.2mg كروم) (Barrett وزملاؤه، 1993). فقد أظهرت المركبات التي تحتوي على النيكل والكروم القدرة على إحداث الحساسية، الربو والتهاجات الجلدية (Bishara وزملاؤه، 1993) وبالإضافة إلى موضوع الحساسية، فقد تسببت بعض التغيرات السرطانية والسمية إلى النيكل بالدرجة الأولى، وبشكل أقل إلى الكروم (Savarino وزملاؤه، 2002).

يعد النيكل من الفصيلة السابعة للعناصر الانتقالية، رقمه الذري 28، وبنية الإلكترونات $3d^{10} 4s^0$ ، ويعتبر عنصراً ساماً وغير متقبل حيوياً ومسبباً لردود فعل تحسسية محتملة أكثر من أي معدن آخر، وإن الحد المسموح لتحرر النيكل من الخلائط الحاوية عليه هو $0.5 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ في الأسبوع ولمدة سنتين على الأقل وفق ما حددته قوانين الاتحاد الأوروبي (Arndt وزملاؤه، 2005)، كما أنه المتهم الأكبر بالتسبب بالسمية بين العناصر الداخلة في تركيب الأجهزة التقويمية (Theakston، 2000)، حيث من الممكن أن يدخل إلى الخلايا ويسبب إنقاصاً في الوظائف الخلوية فيها (Wataha وزملاؤه، 1994)، وحتى التراكيز غير السامة للنيكل المسجلة نتيجة تحرره من الخلائط التقويمية قد تسبب إنقاصاً في الحيوية الخلوية وضرراً في تركيب DNA خلايا المخاطية الفموية (Ortiz وزملاؤه، 2011)، ويمكن أن يسبب بعض التأثيرات السريرية مثل التهاب اللثة، حسّ حرقة، طعم معدني، التهاب فم زاوي، والتهاب النسيج حول السنينة (Bishara وزملاؤه، 1993).

يملك الكروم البنية الإلكترونية $3d^5 4s^1$ ومع أن الكروم نفسه غير مسبب للحساسية، إلا أن أملاحه مسؤولة عن الحالات الشائعة من الحساسية تجاه الكروم، ومن الجدير بالذكر أن سوائل الجسم، مثل العرق والبلازما يمكن أن تحوّل الكروم إلى أملاح الكروم المسببة للحساسية (Conti وزملاؤه، 2014).

ولعل الأمر الفريد في التطبيقات التقويمية هو أن الخليطة لا تزرع ضمن النسيج وإنما توضع في تجويف مفتوح، فعندما تزرع الخلائط الحاوية على النيكل ضمن النسيج فإن تفاعلاتها تتخفف بسبب تشكّل محفظة من النسيج الضام تحيط بما تعتبره العضوية جسماً أجنبياً (Shabalovskay، 2002)، وعلى النقيض من ذلك تتعرض المواد الموضوعة داخل الوسط الفموي (الحاصرات التقويمية، الأطواق، الأسلاك التقويمية) لنموذج مستمر من التفاعلات مع العوامل الموجودة ضمن التجويف الفموي المفتوح (Athanasioa و Eliades، 2002).

تبيان المشكلة:

لما كان من الصعب إيجاد مادة تكون مستقرة بشكل كامل في العضوية الحيوية دون أي علائم للتآكل، فقد لقيت الدراسات المتعلقة بتآكل الخلائط التقويمية اهتماماً كبيراً من الباحثين وقد تناولت العديد من الدراسات تقييم تحرر الشوارد المعدنية من الأجهزة

التقويمية وخصوصاً النيكل والكروم لكونهما من العناصر ذات التأثير السمي، وقد كانت نتائج تلك الدراسات تتفق حيناً وتختلف حيناً آخر.

من خلال المراجعة النظرية نلاحظ أهمية دراسة تحرر الشوارد المعدنية من الأسلاك التقويمية التي تبقى فترة طويلة ضمن الفم لكونها تشكل عاملاً مهماً من عوامل التوافق الحيوي، وبما أنّ الوسط الفموي يحوي مجموعة كبيرة من المتغيرات المتعددة التي تؤثر على التآكل المحتمل ونشاط الخليطة (كتفاوت درجات الحموضة، الحرارة، والجهود المطبقة، الخصائص الفيزيائية والكيميائية للأغذية)، فمن هنا جاءت أهمية دراسة تحرر شاردتي النيكل والكروم من الأنواع المختلفة للأسلاك التقويمية دراسة مخبرية بمعزل عن هذه العوامل، وتحديد الأسلاك الأكثر تقبل من الناحية الحيوية، كما درس تأثير تغير درجة الحموضة على تحرر هذه الشوارد.

2- الهدف من البحث Aim of the study:

تقييم تأثير ازدياد درجة حموضة اللعاب الاصطناعي على مقدار تحرر شوارد النيكل والكروم من الأسلاك التقويمية المصنوعة من النيكل تيتانيوم الفائق المرونة والمنشطة حرارياً والفولاذ غير القابل للصدأ والنيكل-كروم-كوبالت الأزرق.

3- المواد والطرق Materials and Methods:

شملت عينة البحث 80 سلكاً قسمت إلى مجموعتين متساويتين تحوي كل مجموعة:

10 أسلاك نيكل تيتانيوم فائق المرونة (Niti Force I).

10 أسلاك نيكل تيتانيوم منشطة حرارياً (Therma-Ti Lite).

10 أسلاك فولاذ غير قابل للصدأ.

10 أسلاك أجليوي.

كل الأسلاك المستخدمة من إنتاج شركة American Orthodontics وبقياس واحد 0.022×0.016 انش.

الأدوات المستخدمة: Materials

1- أسلاك تقويمية إنتاج شركة American Orthodontics وبقياس 22×16 انش.

2- أطباق بلاستيكية معقمة.

3- لعاب اصطناعي وهو محلول fusyama.

4- لاصق parafilm لختم الأطباق.

5- ماصة سحب لمعاملة العينة بحمض الآزوت.

6- أنابيب بندروف.

7- الحاضنة.

8- حمض الآزوت عالي النقاوة 65% إنتاج شركة merk الألمانية.

9- محلول قياسي للنيكل من إنتاج شركة merck الألمانية 1000 ميكروغرام/ل.

10- محلول قياسي للكروم من إنتاج شركة merck الألمانية 1000 ميكروغرام/ل.

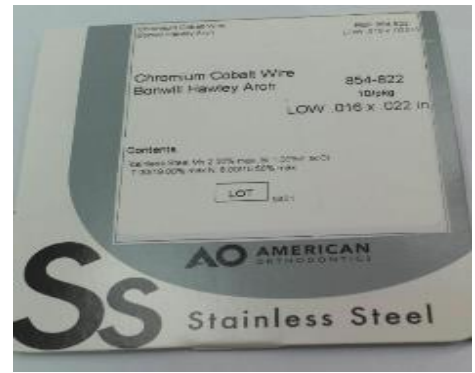
11- جهاز الامتصاص الذري 6800 AA- ياباني الصنع من شركة SHIMADZU الموجود في كلية البيطرة- جامعة حماة.



أسلاك الفولاذ غير القابل للصدأ

أسلاك نيكل تيتانيوم فائقة المرونة (على اليمين)
وحرارية (على اليسار)

جهاز الامتصاص الذري المستخدم في الدراسة



أسلاك النيكل- الكروم- كوبالت أزرق

مراحل العمل:

تمّ تركيب اللعاب الاصطناعي وهو محلول fusayama المعدّل والمكوّن من (جدول رقم 1):

الجدول رقم (1): مكونات محلول اللعاب الاصطناعي

التركيز	المركب
400	كلوريد الصوديوم NaCl
400	كلوريد البوتاسيوم KCl
795	كلوريد الكالسيوم المائي $CaCl_2 \cdot 2H_2O$
690	بيفوسفات الصوديوم الحامضية $NaH_2PO_4 \cdot H_2O$
300	سيو سيانات البوتاسيوم KSCN
5	كبريتيد الصوديوم المائي $NaH_2PO_4 \cdot H_2O$
1000	البولة Urea

وهو اللعاب الاصطناعي المستخدم في عدة دراسات سابقة عن تآكل الأسلاك (2005) وزملاؤه، (Arndt) (Huang، 2005)

تم خلط جميع المكونات ضمن وعاء واحد، ثم عرضت للغليان لمدة نصف ساعة.

قسّم المحلول إلى قسمين متساويين حيث تم تعديل حموضته على الشكل الآتي:

1- القسم الأول عدلت حموضته ليصبح $pH=7$ وهي القيمة الطبيعية لحموضة اللعاب.

2- القسم الثاني عدلت حموضته لتصبح $pH=5$.

تمّ وضع كل سلك من أسلاك المجموعتين ضمن طبق بلاستيكي جديد.

غُمِر كل سلك من أسلاك المجموعة الأولى في 25 مل من المحلول ذو درجة الحموضة 7،

بينما غُمِر كل سلك من أسلاك المجموعة الثانية في 25 مل من المحلول ذو درجة حموضة 5، وختمت الأطباق بشكل جيد

باستخدام ال PARAFILM. تمّ وضع الأطباق في الحاضنة ضمن حرارة 37 درجة مئوية لمدة شهر، ليتم بعدها قياس تركيز

شوارد النيكل والكروم المتحررة في المحلول باستخدام جهاز الامتصاص الذري مقدراً بال $g/L=PPB$ (particle per billion)

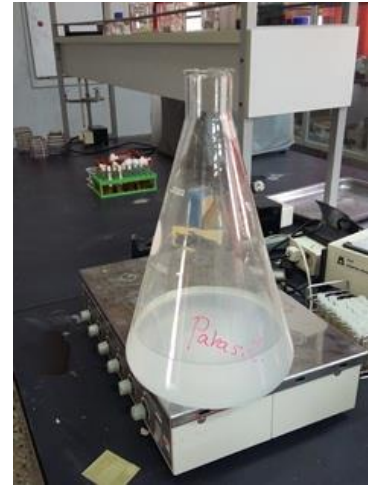
.μ



الأطباق مختومة جيداً بعد وضع
الأسلاك ضمنها وغمرها في 25 مل
من اللعاب الاصطناعي



اللعاب الاصطناعي
ذو درجة الحموضة 5



اللعاب الاصطناعي
ذو درجة الحموضة 7

طريقة قياس الشوارد:

تم تحضير المحاليل القياسية لعنصري النيكل والكروم بتراكيز مختلفة (25-10-5) PPb، حيث تمّ تحديد التراكيز الأدنى والأعلى للتراكيز المختارة على أساس المتوقع لتراكيز القيمة المفحوصة لاحقاً، يقوم بعدها الجهاز بتحديد الامتصاصيات الموافقة لكل تركيز ويرسم مخططاً بيانياً مرجعياً ليستخدم لاحقاً في دراسة العينات، نقوم بسحب 1 مل من عينات اللعاب الاصطناعي من كل طبق ويتم وضعها ضمن أنابيب بندروف وتعامل بحمض الأزوت 5 % لكل عينة، ثم توضع العينات في المكان المخصص لها ضمن جهاز الامتصاص الذري.

يقوم جهاز الامتصاص الذري بسحب المحلول المحضّر والموضوع في مكانه المخصص بالماصة المخصّصة لذلك آلياً (Auto Sampler) وتميريه في القرن الغرافيتي لحساب امتصاصيته وذلك بعد تطبيق البرنامج الحراري على العينات ويتم حساب الامتصاصية وتسقط النتيجة على المخطط البياني المرجعي الخاص بالمحاليل القياسية وذلك اعتماداً على طول الموجة الخاص بالنيكل والذي يبلغ 232,0 nm، وطول الموجة الخاص بالكروم 357,9 nm وبذلك نحصل على تركيز النيكل والكروم في كل عينة مقدراً ب (ppb (particle per billion)

-التحليل الإحصائية:

تم إجراء التحليل الإحصائي للبيانات المسجلة باستخدام البرنامج الإحصائي SPSS-20 (الحزمة الإحصائية للعلوم الاجتماعية - النسخة 20) (Statistical Package for Social Science – version 20)، كما تم استخدام برنامج (Microsoft Excel 2010) وذلك لرسم الأشكال والمخططات البيانية للبيانات المدروسة. حيث تم تطبيق اختبار Kolmogorov-Smirnov-Test على جميع المتغيرات التي ضمتها الدراسة لمعرفة فيما إذا كان توزيع البيانات طبيعياً أم لا. وتم تطبيق اختبار T للعينات المزدوجة (Paired T-Test) في حال كان توزيع البيانات بشكل طبيعي ضمن المجموعة الواحدة، وتم استخدام اختبار T ثنائي العينة (Two-Samples T-Test) في حال كان توزيع البيانات بشكل طبيعي ضمن العينتين. وتم استخدام اختبار تحليل التباين وحيد الاتجاه (One-Way ANOVA Test) وذلك لمقارنة المتوسطات بين مجموعات الدراسة وذلك لتحديد وجود فروق ذات دلالة احصائية بين المتوسطات.

النتائج: Results

يبين الجدول رقم (2) نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم شوارد النيكل المتحررة من الأسلاك ضمن درجتي pH مختلفتين

الجدول رقم (2): نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم شوارد النيكل المتحررة من الأسلاك ضمن درجتي pH مختلفتين

نوع الأسلاك				pH	نوع الشوارد
الجيلوي	SS	NiTi منشطة حرارياً	NiTi فائقة المرونة		
21.70	18.13	17.99	18.88	5	النيكل
15.77	10.14	3.38	4.65	7	
5.92	7.98	14.6	14.23	الفرق بين المتوسطين	
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	قيمة P-value	

يبين الجدول رقم (3) نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم شوارد الكروم المتحررة من الأسلاك ضمن درجتي pH مختلفتين

الجدول رقم (3): نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم شوارد الكروم المتحررة من الأسلاك ضمن درجتي pH مختلفتين

يبين الجدول رقم (4) نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم الشوارد المتحررة من الأسلاك ضمن درجة PH=5

نوع الأسلاك				pH	نوع الشوارد
الجيلوي	SS	NiTi منشطة حرارياً	NiTi فائقة المرونة		
15.56	12.07	0.00	0.00	5	الكروم
8.41	6.24	0.00	0.00	7	
7.14	5.83	0.00	0.00	الفرق بين المتوسطين	
<0.001	<0.001	Ns	Ns	قيمة P-value	

الجدول رقم (4) نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم الشوارد المتحررة من الأسلاك ضمن درجة pH=5

نوع الأسلاك				نوع الشوارد	pH
الجيلوي	SS	NiTi منشطة حرارياً	NiTi فائقة المرونة		
21.70	18.13	17.99	18.88	النيكل	5
15.56	12.07	0.00	0.00	الكروم	
6.14	6.06	17.99	18.88	الفرق بين المتوسطين	
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	قيمة P-value	

يبين الجدول رقم (5) نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم الشوارد المتحررة من الأسلاك ضمن درجة PH=7

الجدول رقم (5): نتائج اختبار Paired-sample t-test وذلك لحساب قيمة الاحتمالية P-value عند المقارنة بين قيم الشوارد المتحررة من الأسلاك ضمن درجة pH=7

نوع الأسلاك				نوع الشوارد	pH
الجيلوي	SS	NiTi منشطة حرارياً	NiTi المرونة فائقة		
15.77	10.14	3.38	4.65	النيكل	7
8.41	6.24	0.00	0.00	الكروم	

7.36	3.9	3.38	4.65	الفرق بين المتوسطين
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	P-value قيمة

4- ال مناقشة: Discussion

تُعد الأسلاك التقيومية من أهم مكونات الجهاز التقيومي الثابت، وتشكل جزءاً لا يتجزأ منه، فهي المسؤولة عن توليد القوى الضرورية لتحريك الأسنان عند ربطها مع الحاصرات. وقد تعددت الخلائط التي تصنع منها هذه الأسلاك (الذهب، الستانلس ستيل، النايتينول)، وقد شهدت صناعة الأسلاك مؤخراً تطورات كبيرة جداً، ورغم هذا لم يتم الوصول إلى السلك التقيومي المثالي، ولهذا كثرت الدراسات المتعلقة بخواص الأسلاك.

يُعد التقبل الحيوي للأسلاك التقيومية، ومقدار تحرر الشوارد منها من أهم العوامل التي يجب دراستها، حيث تبقى هذه الأسلاك لفترة طويلة نسبياً بتماس مع البيئة الفموية مما يثير التساؤل حول التقبل الحيوي لهذه الخلائط، فرغم كل التقنيات المستخدمة في صناعة الخلائط لم يتم التمكن من الحيلولة دون تأكلها فلم توجد مادة كيميائية خاملة تماماً.

على الرغم من أن قياس تحرر الشوارد في الدراسة الحالية وبعض الدراسات الأخرى (Kerosuo et al, 1995)، (kuhta et al, 2009) لم تطابق تماماً الوسط السريري تماماً، لكنها مفيدة في تقييم تأثير كل متغير على تحرر هذه الشوارد على حدة وبدون تأثير العوامل الخارجية.

تأثير اختلاف pH لللعاب الاصطناعي على تحرر الشوارد من الأسلاك التقيومية:

وجدت الدراسة أن تغيير قيمة pH لللعاب الاصطناعي أثر بشكل واضح على تحرر كل من شوارد النيكل والكروم، حيث أدى انخفاض قيمة pH لللعاب الاصطناعي إلى زيادة تحرر كل من نوعي الشوارد من الأنواع المختلفة من الأسلاك التقيومية باستثناء تحرر شوارد الكروم من أسلاك النيكل تيتانيوم بنوعيتها والذي بقي معدوماً في درجتي الحموضة المختلفتين. يمكن أن يُفسر ازدياد تحرر الشوارد بحدوث قيم تآكل أعلى عند انخفاض قيمة pH وخصوصاً على سطح الخليطة، حيث يتم تحريض الكترولونات المدار الخارجي من ذرات النيكل والكروم الموجودة على السطح مما أسهم في تفكك جزء من طبقة الأوكسيد السطحية وتحرر الشوارد. كانت أسلاك النيكل تيتانيوم المنشطة حرارياً أكثر الأسلاك تأثراً بزيادة تحرر شوارد النيكل عند ازدياد درجة حموضة اللعاب الاصطناعي، حيث ازدادت نسبة تحرر شوارد النيكل حوالي خمسة أضعاف، بينما كانت أسلاك الفولاذ اللاصدي الأكثر تأثراً من حيث زيادة تحرر شوارد الكروم حيث ازدادت النسبة ما يقارب 2,5مرة.

تأثر تحرر شوارد النيكل بشكل أكبر من شوارد الكروم بازدياد درجة الحموضة ضمن أسلاك النيكل تيتانيوم بنوعيتها فائق المرونة والمنشطة حرارياً، في حين كان تأثير الكروم أكبر في أسلاك الفولاذ اللاصدي والأجيليوي.

اتفقت هذه الدراسة مع دراسة (Huang وزملاؤه، 2004) الذي وجد أن درجة الحموضة المنخفضة تعزز بقوة تحرر الشوارد المعدنية من الأقواس التقيومية.

أيضاً نفس النتيجة توصل إليها (Chia وزملاؤه، 2007) حيث وجد ازدياد تحرر الشوارد من الأسلاك التقيومية عند انخفاض درجة الحموضة.

المقارنة بين نوع الشوارد المتحررة من الأسلاك:

وجدت الدراسة تحرراً أكبر لشوارد النيكل بالمقارنة مع شوارد الكروم وذلك ضمن الأنواع المختلفة من الأسلاك التقييمية المدروسة (نيكل تيتانيوم فائق المرونة- نيكل تيتانيوم المنشطة حرارياً- الفولاذ اللاصدي- الأليوي) وكانت النتيجة نفسها ضمن درجتي الحموضة المختلفتين (5-7).

تتفق هذه النتائج مع (Kerosuo وزملاؤه، 1995) الذي وجد تحرراً أكبر لشوارد النيكل من الأجهزة التقييمية الثابتة بالمقارنة مع بقية الشوارد وذلك بعد غمرها في محلول 0.9% كلوريد الصوديوم، كما اتفقت النتائج مع في دراسة (Kuhta وزملاؤه، 2009). اختلفت نتائج الدراسة الحالية مع (Souni وزملاؤه، 2003) الذي وجد تحرراً أكبر لشوارد الكروم من أسلاك الكروم- كوبالت الأزرق بالمقارنة مع النيكل، لكن دراسته تمت ضمن محلول رينغر وكانت الأسلاك المستخدمة في دراسته من إنتاج شركة .Ormco, Glendora, CA, USA

تقييم التقبل الحيوي للأنواع المختلفة من الأسلاك التقييمية:

كانت تراكيز كل من شوارد النيكل والكروم المتحررة من الأنواع المختلفة من الأسلاك التقييمية المدروسة والمسجلة في الدراسة الحالية أقل من الحدود السمية لعنصر النيكل وعنصر الكروم، وضمن الحدود التي لا تدعو للقلق من ناحية التقبل الحيوي والمسموح بها عالمياً، على كل حال فإن هذه الكمية الصغيرة من الشوارد المعدنية المتحررة قادرة على أن تسبب ردود فعل تحسسية خصوصاً لأن الأجهزة التقييمية الثابتة تبقى فترة طويلة ضمن الحفرة الفموية (2-3) سنوات. وهو ما اتفقنا به مع العديد من الدراسات السابقة (غزال والصباغ، 2014).

5- الاستنتاجات Conclusions

- 1- يزداد تحرر كلاً من شوارد النيكل والكروم من الأنواع المدروسة من الأسلاك التقييمية (نيكل تيتانيوم فائق المرونة، نيكل تيتانيوم منشطة حرارياً، الفولاذ اللاصدي، نيكل- كروم- كوبالت) عند انخفاض درجة pH اللعاب الاصطناعي.
- 2- تحرر أسلاك النيكل- كروم- كوبالت أكبر كمية من شوارد النيكل والكروم بالمقارنة مع الأنواع الأخرى من الأسلاك المدروسة وبفوارق جوهريّة.
- 3- يتحرر النيكل بمستويات أعلى من الكروم ضمن الأنواع الأربعة من الأسلاك التقييمية وفي درجتي الحموضة المختلفتين.

6- التوصيات Recommendations:

- 1- نوصي باستخدام أسلاك النيكل تيتانيوم عند المرضى الذين لديهم حساسية تجاه شوارد النيكل والكروم نظراً لتقبلها الحيوي العالي وتحريرها كمية قليلة من الشوارد بالمقارنة مع الأنواع الأخرى من الأسلاك المدروسة.
- 2- نوصي بالابتعاد عن المأكولات والمشروبات الحامضية قدر الامكان خلال المعالجة التقييمية نظراً لازدياد مقدار تحرر شوارد النيكل والكروم عند انخفاض درجة الحموضة.

7- References:

- 1- Arndt, M., Brück, A., Scully, T., Jäger, A., and Bourauel, C., (2005). Nickel ion release from orthodontic NiTi wires under simulation of realistic in-situ conditions. Journal of Materials Science, 3659-3667.
- 2- Bayramoglu, G., Alemdaroglu, T., Kedicis, and Aksut, A.A., (2000). The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. J Oral Rehabil, 27: 563-575.

- 3–Barrett, R., Bishara, S., and Quinn, J., (1993). Biodegradation of orthodontic appliances: part 1. Biodegradation of nickel & chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 103: 8–14.
- 4–Bishara, S., Barrett, R., and Selim, M., (1993). Biodegradation of orthodontic appliances. Part II: Changes in the blood level of nickel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 103: 115–119.
- 5–Brantley, W., (2000). Orthodontic wires. In: *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspect*. Brantley, W., and Eliades, T., eds. Stuttgart, Germany: Thieme, 78–100.
- 6–Chen, H., (2010). *Shape Memory Alloys: Manufacture, Properties and Applications*, Nova Science Publishers Inc.
- 7–Chia–Tze, K., Shinn–Jyh, D., Hong, H., Ming, Y., and Tsui–Hsien, H., (2007). Cytotoxicity of Orthodontic Wire Corroded in Fluoride Solution In Vitro. *The Angle Orthodontist*, 349–354.
- 8–Conti Mc, Karl A, Wismayer Ps, Buhagiar J. Biocompatibility and characterization of akolsterised medical grade cobalt–chromium–molybdenum Alloy. *Biomatter*.2014 Jan 17;4(1).Pii:e27713.
- 9–Eliades, T., and Athanasiou, A., (2002). In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod*, 72(3):222–237.
- 10– Eliades, G., and Brantley, W., (2001). Instrumental techniques for study of orthodontic materials. In: Brantley, W., and Eliades, T., eds. *Orthodontic materials. Scientific and Clinical Aspect*, 50–74.
- 11– Fernandes, D., Peres, R., Mendes, A., and Elias, C., (2011). Understanding the shapememory alloys used in orthodontics. *ISRN Dent*.
- 12– Geis–Gerstorfer, J., Suaer, K., and Passlerk. (1991). Ion release for Ni–Cr–Mo and Co–Cr–Mo casting alloys. *Int J Prosthodont*, 4:152–158.
- 13– Huang, H., (2005). Variation in corrosion resistance of nickel–titanium wires from different manufacturers. *Angle Orthod*, 75: 661–665.
- 14– Huang, T., Ding, S., Min, Y., and Kao, C., (2004). Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. *Eur J Orthod*, 26:171–177.
- 15– Iijima, M., Endo, K., Ohno, H., Yonekura, Y., and Mizoguchi, I., (2001). Corrosion behavior and surface structure of orthodontic Ni–Ti alloy wires. *Dent Mater J*, 20(1): 103–113.
- 16– Kerosuo, H., and Kaner, V., (1997). Systemic contact dermatitis caused by nickel in a stainless steel orthodontic appliance. *Contact Dermatitis*, 36: 112–113.
- 17– Kerosuo, H., Moe, G., and Kleven, E., (1995). In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod*, 65:111–116.

- 18- Krishnan, V., and Davidovitch, Z., (2006). Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129, 469.e1-469.e32.
- 19- Kuhta, M., Pavline, D., Slaj, M., Varga, S., Lapter-Varga, M., and Slag, M., (2009). Type of archwire and level of acidity: effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle Orthod*, 79(1):102-110.
- 20- Luft S, Keilig L, Jager K. In-vitro evaluation of the corrosion behavior of orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res* 2009; 12:43-51.
- 21- Maijer, R., and Smith, D., (1982). Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am Orthod Dentofac Orthop*, 81: 43-48.
- 22- Ortiz, A., Fernndes, E., Vicente, A., Calvo, J., and Ortiz, C., (2011). Metallic ions released from stainless steel, nickel-free, and titanium orthodontic alloys: toxicity and DNA damage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 140: 115-122.
- 23- Savarino, L., Granchi, D., and Ciapetti, G., (2002). Ion release in patients with metal-on-metal hip bearings in total joint replacement: a comparison with metal-on-polyethylene bearings. *J Biomed Mater*, 63: 467-474.
- 24- Shabalovskaya, S., (2002). Surface, corrosion and biocompatibility aspects of nitinol as an implant material. *Bio-Med Mater Engin*, 12: 69-109.
- 25- Singh, G., (2007). *Textbook of orthodontic* .Second edition, 325-338.
- 26- Souni, M., Brandies, H., and Souni E., (2003). On the In Vitro Biocompatibility of Elgiloy®, a Co-based Alloy, Compared to Two Titanium Alloys. *J Orofac Orthop*, 64:16-26.
- 27- Theakston, F., (2000). Inorganic pollutants. In: Theakston, F., editor. *Air quality guigelines for Europe*. Copenhagen, Denmark. World Health Organization, 123-73.
- 28- Wataha, J., Hangs C., and Craig, R., (1994). In vitro effects of metal ions on cellular metabolism and correlation between these effects and uptake of ions. *J Biomed Mater Res*, 28:427-433.

- غزال، عبد الرزاق والصباح، رباب (2014). دراسة مقارنة بين نوعين من أسلاك النيكل تيتانيوم من حيث الخواص الشكلية وتحرر شوارد النيكل منها بعد تعرضها لظروف الوسط الفموية. رسالة ماجستير، قسم تقويم الأسنان والفكين، جامعة حماة.