مجلة ديالى
للعلوم
الهندسية

ISSN ١٩٩٩ - ٨٧١٦

المجلد السابع، العدد الاول، صفحات البحث (٢٥-٣٨)، اذار ٢٠١٤

دراسة تحديد أطول فترة صلاحية لأسلاك تقويم الأسنان في أجواء مختلفة

محمد عبد اللطيف أحمد

مدرس مساعد/ هندسة الأنتاج والمعادن/ الجامعة التكنولوجية/ بغداد/ العراق

(الاستلام:-٢٠١٢/٣/٤، القبول:- ٢٠١٣/١/١٣)

الخلاصة

يتلخص البحث بتحديد أطول فترة صلاحية لأسلاك تقويم الأسنان في أربع أجواء أكالة ، الأول جو مماثل لفم الأنسان تقريبا" من حيث الوسط الأكال (اللعاب الصناعي) (Artificial Saliva) و درجة الحرارة والحامضية والتهوية، ومقارنتها بالأسلاك العاملة في نفس الوسط الأكال والتهوية ولكن بدرجة حرارة الغرفة كجو أكال ثاني، ثم الأسلاك المتواجدة في محلول كلوريد الصوديوم (٣,٥٪wt NaCl) بدلا" عن اللعاب الصناعي وبدرجة حرارة الغرفة وبنفس التهوية كجو أكال ثالث وأخيرا" المقارنة مع الأسلاك المتواجدة في محلول كلوريد االصوديوم وبدرجة حرارة جسم الأنسان ومعرضة لنفس التهوية أيضا". وتمت الدراسة بأستخدام منظومة مصممة و مصنعة محليا" حسب المواصفة القياسية الأميركية المعدلة (ASTM G٣١)، وأسلاك تقويم الأسنان المستخدمة من نوع الفولاذ المقاوم للصدأ الأوستنايتي (٣٠١)، وبعد إجراء أختبارات التآكل الأربعة أعلاه و لفترة زمنية مقدارها ستة أشهر متتالية وبأستخدام قانون معدل تغلغل أومعدل نفاذ تنقر التآكل (Corrosion Penetration Rate) وبالطرق الرياضية التقليدية ومن الصور المجهرية للعينات قبل وبعد حالات التآكل نستنتج بأن الأسلاك تكون بفترة صلاحية أطول عند جو مماثل لفم الأنسان وتليها الأسلاك العاملة في اللعاب الصناعي وعند درجة حرارة الغرفة ثم تليها الأسلاك العاملة في كلوريد الصوديوم عند درجة حرارة الغرفة و أقصر فترة صلاحية تكون للأسلاك العاملة في محلول كلوريد الصوديوم عند درجة حرارة جسم الأنسان.

كلمات الدلالة : تقويم الأسنان، المواد البايولوجية، الفولاذ المقاوم للصدأ،الفولاذ الأوستنايتي، اللعاب الصناعي.

١ - المقدمة

جميع المواد المعدنية المستخدمة كزوارع جراحية و تقويمية والتي تتضمن مواد ذات مقاومة جيدة للتآكل تعاني من أنحلال كيميائي أو ألكتروكيميائي وبمعدلات محدودة بسبب الوسط المعقد والأكال للجسم البشري . وسوائل الجسم تتألف من الماء ومركبات معقدة و أوكسجين مذاب وكمية كبيرة جدا"جدا" من كلوريد الصوديوم (NaCl) و محاليل أخرى تحوي وبمقدار كبير على أيونات الكلورايد (Cl^-) ومحاليل ألكتروليتية أخرى مثل البيكاربونات و مقادير قليلة من

البوتاسيوم و الكالسيوم والمغنسيوم و الفوسفات والكبريت والأحماض الأمينية والبروتينات والبلازما والسوائل اللمفية وغيرها[١-٣] .

إن محلول كلوريد الصوديوم يعتبر من الأوساط المؤثرة على الفولاذ المقاوم للصدأ لأحتواءه على هالوجين أو هاليد (Cl^-) والذي يعتبر من الأيونات الأساسية المولدة للتآكل التنقري ، ويستخدم محلول كلوريد الصوديوم في التجارب لكونه المحلول البسيط لدراسة سلوك التآكل في الفولاذ المقاوم للصدأ وأضافة لكونه أحد مكونات اللعاب . ومن المعروف بأن أيون الكلورايد (Cl^-) يسبب تآكل أسرع من أيونات البروميد (Br^-) والفلورايد (F^-) واليوديد(I^-) بسبب حجم الأيون و الترتيب الألكتروني وحركة الأيونات و ألفتها الكيميائية ولهذا يعتبر أيون الكلورايد (Cl^-) مولدا" و محفزا" لأمكانية حصول التآكل التنقري و خصوصا" في الأوساط البطيئة الحركة أو الساكنة والمحتوية على الأوكسجين ومن الأمثلة الشائعة على ذلك هو التآكل الشديد للفولاذ المقاوم للصدأ المحتوي على عناصر سبك مثل الكروم (Cr) عند تعرضه لمحلول كلوريد الصوديوم والذي يولد كلوريد الكروم الذائب في المحلول الأكال وتاركا" نقاط لنضوب الكروم وهي نقاط فعالة وصغيرة الحجم مقارنة" ببقية السطح الكبير المحمي وبالتالي ستتولد النقر نتيجة زيادة سرعة التآكل في هذه النقاط الصغيرة [٤،٥].

ومن المعروف إن أسلاك تقويم الأسنان المصنوعة من الفولاذ المقاوم للصدأ من أفضل الأسلاك أستخداما". وبما إن للتأكل دور مهم في حياتنا اليومية وخصوصا" الصحية والطبية و إن الفولاذ المقاوم للصدأ ليس مقاوما" للصدأ في كل الظروف ؛ لذى ستكون هنالك علاقة بين التآكل وأسلاك تقويم الأسنان داخل فم الأنسان الحاوي على اللعاب (Saliva) والحاوي على نسبة ليست بقليلة من أيون الكلورايد (Cl^-) المحفز لتوليد التآكل التنقري في الفولاذ المقاوم للصدأ[١،٥]. ولهذا سندرس حالات من التآكل في لعاب صناعي وفي محلول كلوريد الصوديوم عند درجة حرارة الجسم مرة وعند درجة حرارة الغرفة مرة أخرى وبوجود التهوية.

وتقويم الأسنان هو فرع تخصصي من علوم طب الأسنان الذي ينصب إهتمامه على تطور الأسنان والفكين والوجه وطرق معالجة التشوهات في كل منها. هدف المعالجة التقويمية هو تحقيق صحة مثالية للفم عن طريق الحصول على إنطباق مثالي للأسنان, و بالتالي تحسين قدرة الأنسجة الفموية والسنية على مقاومة الأمراض والآفات وتحسين المظهر العام للوجه والإبتسامة مما يعزز ثقة المريض بنفسة و بناءا" عليه يمكن تلخيص فوائد المعالجه التقويميه بتحسين الجماليات الوجهيه بشكل عام، والابتسامة تحديدا"، تحسين العمل الوظيفي للأسنان و الأنسجة المحيطة، منع الأذى للأسنان الأمامية البارزة نتيجة للكدمات المفاجئة، معالجة الأسنان المطمورة والغير بازغة، وأخيرا" تحسين مقاومة الأسنان واللثة للآفات والأمراض[١،٢].

وتقويم الأسنان معرف رسميا" من قبل الجمعية الأميركية لتقويم الأسنان بأنها مجال لطب الأسنان المعني بالإشراف والتوجيه والتصحيح لنمو الهياكل والمكونات العظمية للوجه والأسنان، بما في ذلك تلك الظروف التي تتطلب تحريك الأسنان أو تصحيح العلاقة بين الأسنان وعظام الوجه من تطبيق قوى معينة و(أو) تحفيز وتوجيه نمو عظام الوجه والأسنان ،لاحظ الشكل (١) [٣].

يفضل أخصائي التقويم رؤية المريض فيما بين عمر (١٠-٧) سنوات. هذا لايعني بأن المعالجة التقويمية يجب أن تبدأ بهذه السن المبكرة, ولكن الفحص المبكر يمكن أن يبين بعض الحالات التي يفضل فيها التدخل السريع و في سن مبكر لتفادي تفاقم الوضع . والتقدم في العمر لا يشكل مانعا" أساسيا لتلقي معالجة تقويمية تقليدية؛ فالمعالجات التقويمية للبالغين تشكل تقريبا ربع عدد المرضى في عيادات تقويم الأسنان. و تجدر الإشارة هنا الى أن معالجة البالغين قد تأخذ وقتا أطول لسبب إزدياد قسوة عظم الفكين مع تقدم العمر مما يؤخر حركة الأسنان مقارنة بالعمر الأقل[٤،٥].

ومن أكثر ألأدوات التقويمية أستخداما" هي أسلاك تقويم الأسنان وبالأخص الفولاذية المقاومة للصدأ بما تمتاز به من خواص ميكانيكية والتشكيلية وأقتصادية تتفوق بها على الأسلاك البولمرية والسيراميكية. وبما إن الأسلاك الفولاذية هي أسلاك معدنية،إذا" هي تعاني من ظاهرة التآكل ومن النوع التنقري على وجه الخصوص لأن هذه الأسلاك هي أسلاك مقاومة للصدأ ومن نوع (نشط – خامل) (Active–Passive)، فبوجود هذه الأسلاك داخل فم الأنسان ومحاطة باللعاب(Saliva) ستعاني من التآكل ، حيث إن اللعاب يعتبر مادة أكالة بسبب تركيبه الكيميائي الحاوي على نسبة كبيرة من الهاليدات أو الهالوجينات المحفزة للتآكل التنقري وخصوصا" أيون الكلورايد كذلك اليوريا المتواجدة أيضا" ضمن تركيب اللعاب علما" بأن الأس الهيدروجيني للعاب في الظروف الطبيعية هو (pH=٧,٢) أي متعادل بالأضافة لدرجة الحرارة وهي درجة حرارة الجسم (٣٧°C) ووجود العامل المؤكسد وهو الأوكسجين (O_2) والمتواجد أصلا" ضمن تركيب الهواء الجوي الذي يتنفسه الأنسان[٦-٨] .

والتآكل هو أنحلال المعدن أو أندثاره بسبب التفاعل الكيميائي أو الكهروكيميائي بين المعدن و الوسط الأكال المحيط به، والتآكل له أنواع مختلفة أو أشكال مختلفة تعتمد بالشكل الأساس على نوع السبيكة المدروسة أو القطعة المعدنية العاملة في ذلك الوسط الأكال وطبيعة الوسط الأكال نفسه من حيث الحامضية و وجود الهالوجينات أو الهاليدات ودرجة الحرارة وحركة الوسط و نسبة التهوية أو وجود الأوكسجين والضغط المحيط بالعملية وعوامل أخرى[٩-١٢].

٢.الجزء النظري

وبما إن التآكل التنقري لا يمكن تحديد عمقه أو سعته بشكل مضبوط وهذا ما يعطيه صفة التآكل الغادر لذلك التجأنا الى حسابات تقريبية بأستخدام طريقة فرق الوزن التقليدية وبالصيغة الرياضية التالية [١٢،١٣]:-

$$CPR\ (\mu m / yr.) = (KW / \rho\ A\ t)*10^3 \ldots\ldots\ldots(1)\ [12،13]$$

وهي تمثل معدل أختراق التآكل أو معدل نفاذ التنقر في القطعة المعدنية Corrosion Penetration Rate(CPR) ؛ وتكون هذه القيمة مقبولة في معضم التطبيقات عندما تكون أقل من (٠,٥٠ mm / yr.) . حيث إن:-

K ثابت مقداره ٨٧,٦ وليس له وحدات.

W مقدار فرق الوزن بوحدة mg.

ρ الكثافة النوعية للسبيكة أو المعدن بوحدة g/cm^3 .

t زمن التعرض لوسط التآكل بوحدة hr .

A المساحة السطحية للعينة المعرضة للتآكل بوحدة Cm^2. وهنا نأخذ المساحة السطحية للأسطوانة وهي:-

$$A = 2\pi(d/2)h \quad \ldots\ldots\ldots(2)$$

حيث **d** هي قطر السلك و **h** طول السلك.

ولمعرفة عمق التنقر التقريبي (Penetration Depth) بعد فترة الأختبار والتي لا تتجاوز الستة أشهر نقوم بضرب معدل عمق التنقر والمقاس بوحدة (μm/yr.) بفترة الأختبار المذكورة وهي الستة أشهر وهي عملية رياضية و جبرية تقليدية . أي بعد تحديد معدل أختراق التآكل(CPR) نقوم بتخمين عمق التنقر أو عمق الأختراق(PD) رياضيا" بضرب معدل أختراق التآكل (CPR) بفترة تعرضها للوسط الأكال(**t**) :-

$$PD(\mu m) = CPR(\mu m / yr.) * t (yr.) \quad \ldots\ldots\ldots(3)$$

ولتخمين العمر التقريبي الكلي (أو فترة الصلاحية التقريبية) (Piece Life) لسلك تقويم الأسنان في أي وسط من أوساط الأختبار الأربعة يتم بالضرب الرياضي لمقلوب معدل عمق التنقر(١/CPR) بحاصل طرح عمق التنقر (PD) من قطر السلك الكلي (d)، أي قطر السلك مطروحا" منه عمق التنقر أو عمق الأختراق و مقسوم على معدل أختراق التآكل للعينة ذات القطر المحدد؛ أي إن العمر التقريبي للأسلاك المتآكلة(PL) يعتمد بشكل أساسي على قطرها. و بذلك يصبح من اليسير تخمين فترة صلاحية أسلاك تقويم الأسنان المدروسة خلال الفترة الزمنية المحددة و عن طريق العملية الرياضية التقليدية:-

$$PL (yr.) = [d - PD (\mu m)] / CPR (\mu m / yr.) \quad \ldots\ldots\ldots\ldots (4)$$

٣.الجزء العملي

١,٣ تحضير العينات

في هذا البحث سندرس التآكل التنقري الحاصل في أسلاك تقويم الأسنان المصنوعة من الفولاذ الأوستنايتي المقاوم للصدأ(٣٠١) والتي تم الحصول عليها من مختبرات كلية طب الأسنان جامعة بغداد؛ وحسب المواصفة الأميركية (ASTM)، وتركيبها الكيميائي موضح في جدول (١)، وتقطع عينات أسلاك تقويم الأسنان بطول (١Cm.) وهي ذات مقطع دائري و قطرها أصلا" (١ mm.) ومن ثم أيجاد الوزن الأبتدائي لها وكذلك البنية المجهرية قبل حلات التآكل شكل (٢).

٢,٣ تحضير المحاليل

يتم تهيئة و تحضير مادة اللعاب الصناعي (Artificial Saliva) والذي له تركيب كيميائي مبين في جدول (٢) ويعتبر وسط أكال، وهو متعادل الحامضية (pH=٧) وكذلك تهيئة المحلول الأكال الآخر وهو محلول كلوريد الصوديوم

بتركيز (NaCl٪٣,٥) حسب المواصفة الأميركية القياسية (ASTM G٧٣) لأختبار الفولاذ المقاوم للصدأ في محلول ملح كلوريد الصوديوم.

٣,٣ تصنيع منظومة الأختبار

تتكون المنظومة من حاويتين بلاستيكيتين سعة كل واحدة منها (.٢٠ml) توضع فيها العينات مع المحاليل الأكالة (اللعاب الصناعي أومحلول كلوريد الصوديوم) والحاويتين موجودتين داخل حجرة الأختبار الزجاجية المقاومة للحرارة وسعتها (.٧٥٠ml)، والحاويتين البلاستيكيتين متصلتين بأنابيب مضخة الهواء الكهربائية نوع (RS-١٨٠AQUARIUM) صينية المنشأ والتي تعمل بجهد(١٢٠V) وبقدرة (٣Watt) و بتردد(.٥٠Hz) وحجرة الأختبار الزجاجية مطوقة بمسخن شريطي نوع (PILZ M٢٥/٥٠٠) ومنشأه (Heraeus-Wittmann-Heidelberg-Germany) والذي يعمل بجهد(٢٢٠V) وبقدرة (١٠٠Watt) والمسخن مسيطر عليه بمنظم كهربائي نوع (RTR-Reco)وهو أيطالي المنشأ والعامل بـ(٢٠A) و (٢٣٠ V) للحصول على درجة حرارة مماثلة لدرجة حرارة جسم الأنسان (٣٧°C) ؛ وللتأكد من بلوغ تلك الدرجة داخل المحاليل الأكالة نضع محارير طبية نوع (Clinical Thermometer High Precision Pic Indolor – Artsana S.P.A Grandate(co)-ITALY) . أي وضع المحارير الطبية داخل الحاويات الموجودة في حجرة الأختبار الزجاجية المليئة بالماء كوسط ناقل للحرارة من المسخن الشريطي الى الحاويتين المحتويتين على عينات الأختبار والمحاليل الأكالة المذكورة أعلاه وكما موضح في الأشكال(٣a,٣b,٣c) حيث إن (٣a) يعطي الشكل التخطيطي للمنظومة والشكل (٣b) صورة فوتغرافية لمنظومة الأختبار وهي منصوبة و مغلقة، أما الشكل(٣c) فهو صورة فوتغرافية لمنظومة الأختبار وهي مفتوحة. وتوضع أنابيب ضخ الهواء الجوي داخل الحاويات من قاعدتها وذلك للحصول على نسبة كافية من غاز الأوكسجين O_2 المذاب داخل المحاليل الأكالة وبهذا يكون الظرف داخل الحجرة مماثل بعض الشيء لفم الأنسان في حالة أحتوائها على اللعاب الصناعي وبدرجة حرارة جسم الأنسان (٣٧°C). و توضع جميع المفردات المذكورة سابقا" داخل صندوق خشبي مبطن بمادة الفلين و الصوف الحراري لمنع أنتقال الحرارة أو منع التبادل الحراري مع المحيط الخارجي وذلك لكي تبقى درجة الحرارة ثابتة لبضعة ساعات في حالة أنقطاع التيار الكهربائي عن المسخن الحراري الشريطي المسيطر عليه و كذلك يتم ربط مضخة الهواء بوحدة مجهز القدرة الأضافية (UPS) (Maxima Model ١٢٠٠VA) (Input٢٢٠V ac ٥٠Hz. & Output ٢٢٠V ac ٥٠Hz.) صيني المنشأ للحيلولة دون أنقطاع تجهيز المنظومة بالأوكسجين لحين توفير مصدر كهربائي جديد.

٤.أختبارات التآكل

بعد تحضير عينات من سلك تقويم الأسنان المذكور و أيجاد وزنها الأبتدائي، نقوم بغمر العينات في محاليل التآكل لحالات التآكل الأربعة المذكورة, أي بأربع مجاميع وفي كل مجموعة ثلاثة عينات:

المجموعة الأولى: العينات تكون في الجو المماثل لفم الأنسان والمتكون من اللعاب الصناعي (Artificial Saliva) وبدرجة حرارة الجسم (٣٧C°) مع ضخ الهواء الجوي الحاوي على الأوكسجين للعاب، وهذا بعد ماتوضع العينات واللعاب الصناعي في أحد حاويات منظومة الأختبار.

المجموعة الثانية: العينات في اللعاب الصناعي داخل حاوية أخرى غير تابعة للمنظومة أو خارجية ويضخ لها الهواء الجوي بمضخة هواء كهربائية أخرى و بدرجة حرارة الغرفة.

المجموعة الثالثة: العينات في محلول كلوريد الصوديوم (wt ٪٣,٥) وبدرجة حرارة الغرفة داخل حاوية أخرى غير تابعة للمنظومة أو خارجية ويضخ لها الهواء الجوي بمضخة هواء كهربائية.

المجموعة الرابعة: العينات في محلول كلوريد الصوديوم وبدرجة حرارة الجسم داخل أحدى حاويات المنظومة والتي تزود بالهواء الجوي.

وتبدأ التجربة بتوصيل منظومة الأختبار المذكورة بالمصدر الكهربائي لتبقى تحت المراقبة لمدة محددة (٦ أشهر في هذه التجربة)؛ ثم أخراج العينات بعد كل شهر و للأربع مجاميع ونجد فرق الوزن الحاصل بها ؛ أي تكرر عملية أيجاد فرق الوزن ستة مرات متتالية لكل حالة من الحالات الأربعة المذكورة أعلاه. وبعدها أيجاد **(CPR, PD,and PL)** باستخدام الصيغ الرياضية السابقة الذكر وكذلك دراسة البنيات المجهرية لكل حالة من الحالات التآكل الأربعة.

٤.النتائج والمناقشة

من نتائج التجارب و معرفة فرق الوزن للعينات، و بعد أنقضاء ستة أشهر نحصل على الجدول (٣). ومنه يتبين بأن الأسلاك تكون بفترة صلاحية أطول عند جو مماثل لفم الأنسان حيث يكون معدل نفاذية التآكل وعمق التنقر منخفض مقارنة" بالحالات الثلاث الأخرى والسبب يعود الى طبقة الخمودية المثالية المتكونة على سطح السلك عند الجو المماثل لفم الأنسان (من حيث التركيب الكيميائي للعاب ودرجة الحرارة ونسبة الأوكسجين) والتي تكون شديدة الألتصاق وقليلة المسامية جدا" وسميكة ولهذا فهي عائقة لتبادل الأيونات من خلالها بين المحلول الأكال و الأسلاك المتآكلة [٢،٣]. ولهذا كان تآكل السلك في هذا الوسط أقل من بقية الحالات الثلاث أي فترة صلاحية السلك هنا أطول من بقية الحالات لاحظ الشكل (٤a).

وتليها الأسلاك التي تعمل في اللعاب الصناعي وبنفس التهوية وعند درجة حرارة الغرفة ، فتكون فترة صلاحيتها أقصر من الحالة الأولى والسبب يعود الى إن درجة حرارة الغرفة سوف لن تحفز التفاعل لتكوين طبقة خمودية مثالية تعيق تبادل الأيونات بشكل كافي كما في الحالة السابقة[٥،٨] . وبذلك سيكون معدل نفاذية التآكل وعمق التنقر أكبر من الحالة السابقة وهذا ما يولد فترة صلاحية أقصر من الحالة الأولى والشكل (٤b) قد أكد ذلك.

و يعقبها الأسلاك العاملة في محلول كلوريد الصوديوم وبنفس التهوية عند درجة حرارة الغرفة حيث يعطي هذا الوسط معدل تغلغل للتنقر و عمق تنقر أكبر من الحالتين السابقتين وهذا يعود لدور الأيون الهاليدي أو الهالوجيني (Cl^-) الكلورايد العالي التركيز و المحفز للتآكل التنقري ومن ثم تنقرات كثيرة وعميقة تقلل من فترة صلاحية السلك أكثر من الحالتين السابقتين وهذا موضح بالشكل (٤c) [١٠،١١،١٣].

و أقل فترة خدمة تكون للأسلاك العاملة في محلول كلوريد الصوديوم وعند درجة حرارة جسم الأنسان عند توفر الهواء الجوي لعدم تكوين طبقة خمودية جيدة وواقية حيث تكون طبقة الخمودية هنا ضعيفة جدا" وسريعة التكسر و الأنهيار وهذا يعود لنفس السبب السابق أضافة" لدرجة الحرارة التي تكون أعلى من درجة حرارة الغرفة والشكل (٤d) قد عزز ذلك . وعلى كل حال فجميع الحالات تقع ضمن الحد المسموح به للخدمة في جانب الأمان وهو(CPR< ٠,٥ mm/yr.). و الأشكال (٦-٣) توضح ما قد ذكر أعلاه.

٥.الأستنتاجات

١-. نستنتج بأن الأسلاك في كل الأجواء المذكورة تكون ضمن الشروط المقبولة أو جانب الأمان لأن معدل تغلغل التآكل أقل من ٠,٥mm/yr. أو (CPR<٠,٥mm/yr.) ، ولكن فترة الصلاحية الأطول تكون عند جو مماثل لجو الفم الطبيعي وتليها الأسلاك التي تعمل في اللعاب الصناعي وبنفس التهوية و لكن بدرجة حرارة الغرفة ثم تليها الأسلاك العاملة في محلول كلوريد الصوديوم وبنفس التهوية وعند درجة حرارة الغرفة أيضا" و

أقل فترة صلاحية تكون للأسلاك العاملة في محلول كلوريد الصوديوم وعند درجة حرارة جسم الأنسان.وبهذا نتجنب أستخدام هذا النوع من الأسلاك لفترات طويلة وبوجود أرتفاع للأيونات الهليدية في العاب الناتج من الأطعمة والمشروبات .

٢- من خلال الصور المجهرية تبين بأن التآكل يكون تنقري في الحالات الأربع ولكن هناك تباين بالشدة ويكون أشد ما يمكن عندما الأسلاك تعمل في محلول كلوريد الصوديوم وعند درجة حرارة جسم الأنسان وبوجود الهواء الجوي ، والأقل منها شدة الأسلاك العاملة في نفس المحلول وعند درجة حرارة الغرفة، أما الأسلاك العاملة في اللعاب الصناعي وعند درجة حرارة الغرفة فتكون أقل تنقرا" وأقل قطر للتنقر من الحالتين السابقتين الرابعة و الثالثة ولكنها أكثر عددا" و أوسع قطرا" من الحالة الرابعة التي تكون فيها الأسلاك عاملة في ماء البحر عندما تكون الأسلاك تعمل في اللعاب الصناعي وعند درجة حرارة الجسم وبجود الهواء الجوي (الجو المماثل لفم الأنسان).

المصادر

١. Geetha Manivasagam, Durgalakshmi Dhinasekaran and Asokamani Rajamanickam, "Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review, Recent Patents on Corrosion Science", School of Mechanical and Building Sciences, VIT University, Vellore ٦٣٢ ٠١٤, Tamil Nadu, India, ٢٠١٠, ٢, ٤٠-٥٤.

٢. J. E. G González, J.C Mirza-Rosca, " Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications", Original Research Article, Journal of Electro analytical Chemistry, Volume ٤٧١, Issue ٢, Elsevier, ١٣ August ١٩٩٩, Pages ١٠٩-١١٥.

٣. C. Alves Jr., C.L.B. Guerra Neto, G.H.S. Morais, C.F. da Silva, V. Hajek, " Nitriding of titanium disks and industrial dental implants using hollow cathode Original discharge", Research Article, Surface and Coatings Technology, Volume ١٩٤, Issues ٢-٣, Elsevier, ١ May ٢٠٠٥, Pages ١٩٦-٢٠٢.

٤. Carlos Nelson Elias, Yoshiki Oshida, José Henrique Cavalcanti Lima, Carlos Alberto Muller, "Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque , Original Research Article, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Volume ١, Issue ٣, July ٢٠٠٨, Pages ٢٣٤-٢٤٢.

٥. M.H Fathi, M Salehi, A Saatchi, V Mortazavi, S.B Moosavi, In vitro corrosion behavior of bio ceramic, metallic, and bio ceramic–metallic coated stainless steel dental implants, Original Research Article, Dental Materials, Volume ١٩, Issue ٣, May ٢٠٠٣, Pages ١٨٨-١٩٨.

٦. Z. Schwartz, A.L. Raines, B.D. Boyan,"The Effect of Substrate Micro topography on Osseo integration of Titanium Implants", Comprehensive Biomaterials, Volume ٦, ٢٠١١, Pages ٣٤٣-٣٥٢.

٧. P. Layrolle, "Calcium Phosphate Coatings", Comprehensive Biomaterials, Volume ١, ٢٠١١, Pages ٢٢٣-٢٢٩.

٨. L. Reclaru, J.-M. Meyer, "Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys", Journal of Dentistry, Volume ٢٢, Issue ٣, June ١٩٩٤, Pages ١٥٩-١٦٨.

٩. Fontana and Green, "Corrosion Engineering", McGraw-Hill book Co., third edition, (١٩٨١).

١٠. Shrier L. L., "Corrosion Metal / Environment reactions", Volume١, printed and bound in Great Britain, Butterworth Hejne Mann, Third edition, (١٩٩٤), Reprinted (٢٠٠٠).

١١. Kenneth R. & John chamberlain, "Corrosion for Science & Engineering", Addison Wesley London, LONGMAN Group Limited, first and second edition, (١٩٨٨-١٩٩٥), Reprinted (١٩٩٦).

١٢. Denny A. Jones. "Principles and Prevention of Corrosion", Macmillan. Publishing Co. Maxwell Macmillan Canada & Maxwell international Publishing Group, (١٩٩٢).

١٣. Annual Book of ASTM Standards, Vol.٠٣,٠٢, Designation G٣١, (٢٠١٠).

جدول (١): يبين التركيب الكيميائي للفولاذ الأوستنايتي المستخدم كأسلاك لتقويم الأسنان .

Fe	Si	W	V	Mn	Ni	Cr	C	العناصرElements
Rem.	٠,٠٥	٠,٠٠٢	٠,٠٠٩	١,٧٥	٦,٤٤	١٦,٣٨	٠,١٣٥	نسبته المئوية%Wt

جدول (٢): التركيب الكيميائي للعاب الصناعي (Artificial Saliva).

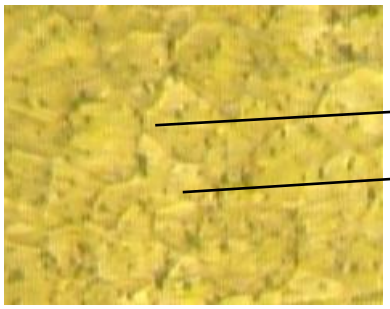
ت	المادة	النسبة بالـ (gr./L)
١	NaCl	٠,٤
٢	KCl	٠,٤
٣	$CaCl_2 . 2H_2O$	٠,٧٩٥

٤	NaH_2PO_4	٠,٦٩
٥	$MgCl_2$	٠,١٩
٦	Urea	١,٠٠
٧	Distilled Water	١٠٠٠ ml.

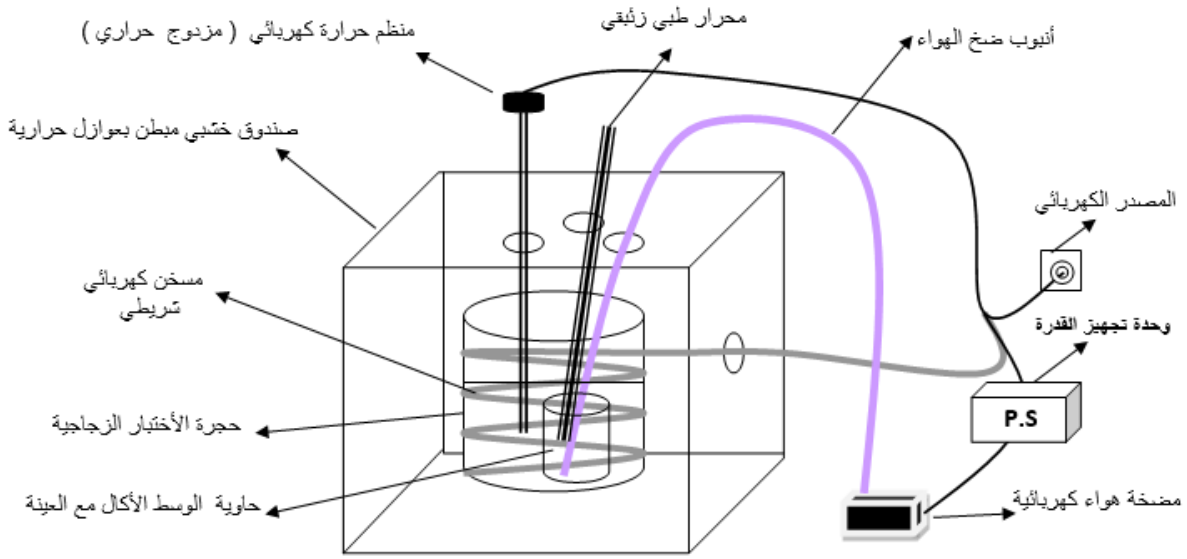
جدول (٣): المقارنة بين حالات التآكل الأربعة من حيث معدل نفاذ التآكل وعمق التنقر وفترة صلاحية السلك.

ت	الحالة	CPR (μm/yr.)	PD (μm.)	PL (yr.)
١	جو مماثل لفم الأنسان	CPR١=١,٤٦٤	PD١=٠,٧٣٢	PL١= ٦٥,٣٢٤
٢	اللعاب الصناعي وعند درجة حرارة الغرفة	CPR٢= ٢,٩٢٨	PD٢= ١,٤٦٤	PL٢= ٣٢,٩٨٢
٣	في محلول كلوريد الصوديوم وعند درجة حرارة الغرفة	CPR٣=٥,٨٥٦	PD٣=٢,٩٢٨	PL٣=١٥,٨٦٣
٤	في محلول كلوريد الصوديوم وعند درجة حرارة الجسم	CPR٤= ٨,٧٨٤	PD٤= ٤,٣٩٢	PL٤= ١٠,٧٧٨

الشكل (١): أسلاك تقويم الأسنان في أماكن مختلفة من الفم [٣].



الشكل (٢): البنية المجهرية لأسلاك تقويم الأسنان المستخدمة ومن نوع (٣٠١) فولاذ أوستنايتي مقاوم للصدأ وبقوة تكبير (٥٠٠X).

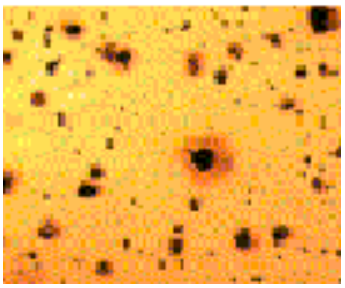


شكل (٣a): مخطط لمنظومة الأختبار المستعملة (المصممة والمصنعة محليا").

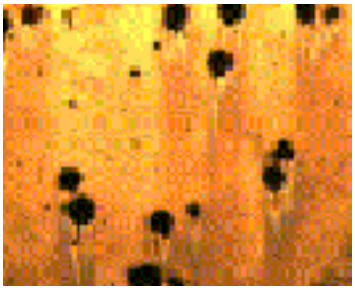
شكل (٣b) صورة فوتغرافية لمنظومة أختبار منصوبة.

شكل (٣c): صورة فوتغرافية لمنظومة أختبار مفتوحة.

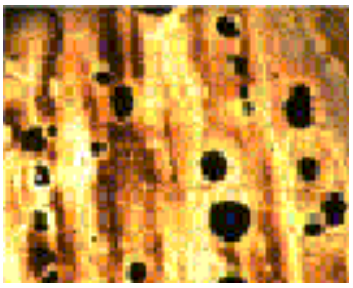
شكل (٣): منظومة الأختبار المصممة والمصنعة محليا" حسب المواصفة الأميركية المعدلة (ASTM G ٣١).



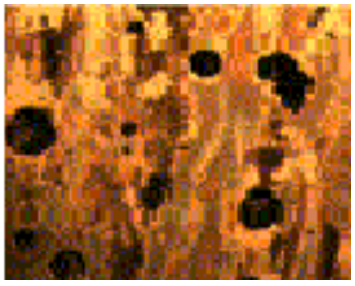
شكل (٤a): التآكل التنقري لأسلاك تقويم الأسنان عند الحالة الأولى بعد ستة أشهر من الأختبار وبقوة تكبير (٥٠٠X).



شكل (٤b): التآكل التنقري لأسلاك تقويم الأسنان عند الحالة الثانية بعد ستة أشهر من الأختبار وبقوة تكبير (٥٠٠X).

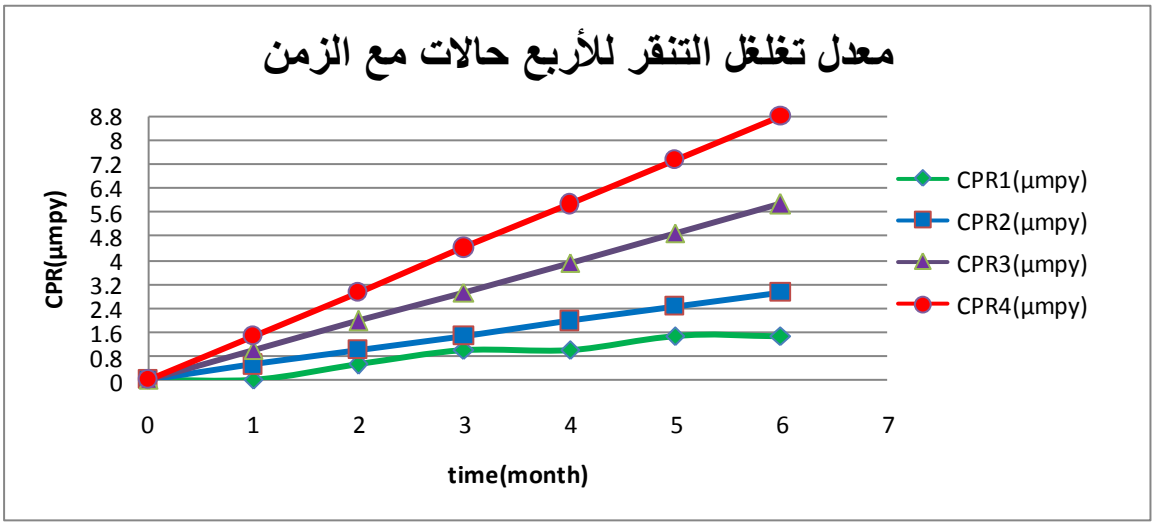


شكل (٤c): التآكل التنقري لأسلاك تقويم الأسنان عند الحالة الثالثة بعد ستة أشهر من الأختبار وبقوة تكبير (٥٠٠X).

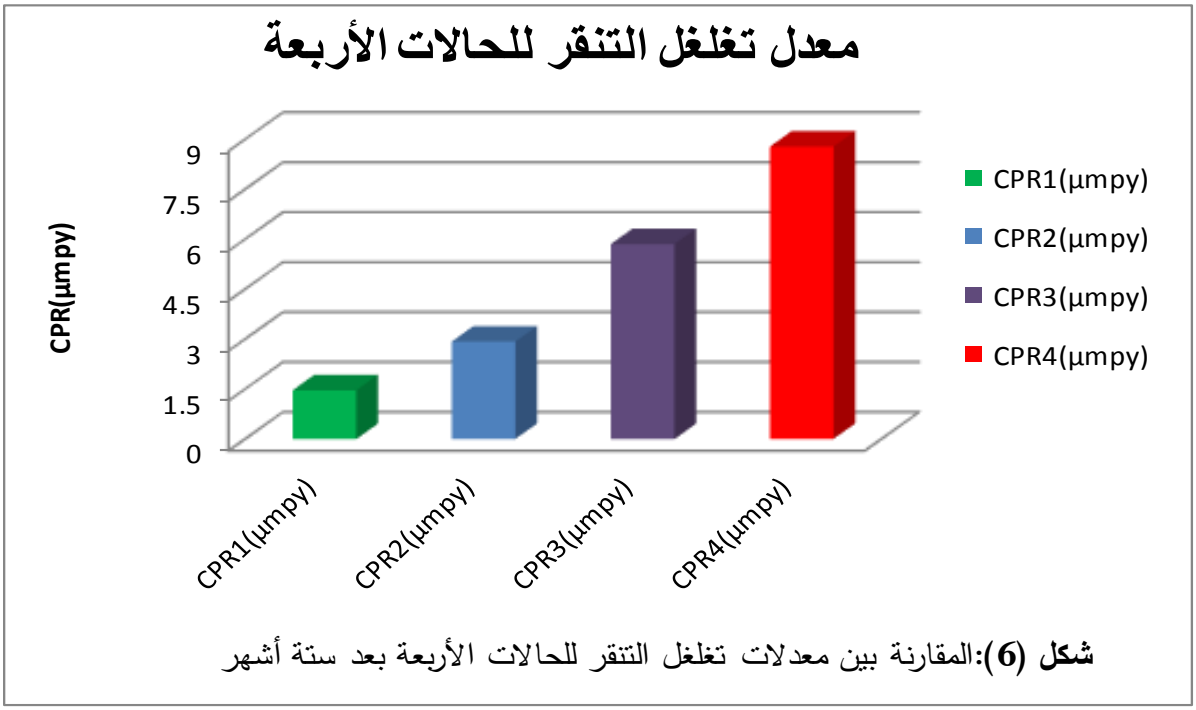


شكل (٤d) التآكل التنقري لأسلاك تقويم الأسنان عند الحالة الرابعة بعد ستة أشهر من الأختبار وبقوة تكبير (٥٠٠X).

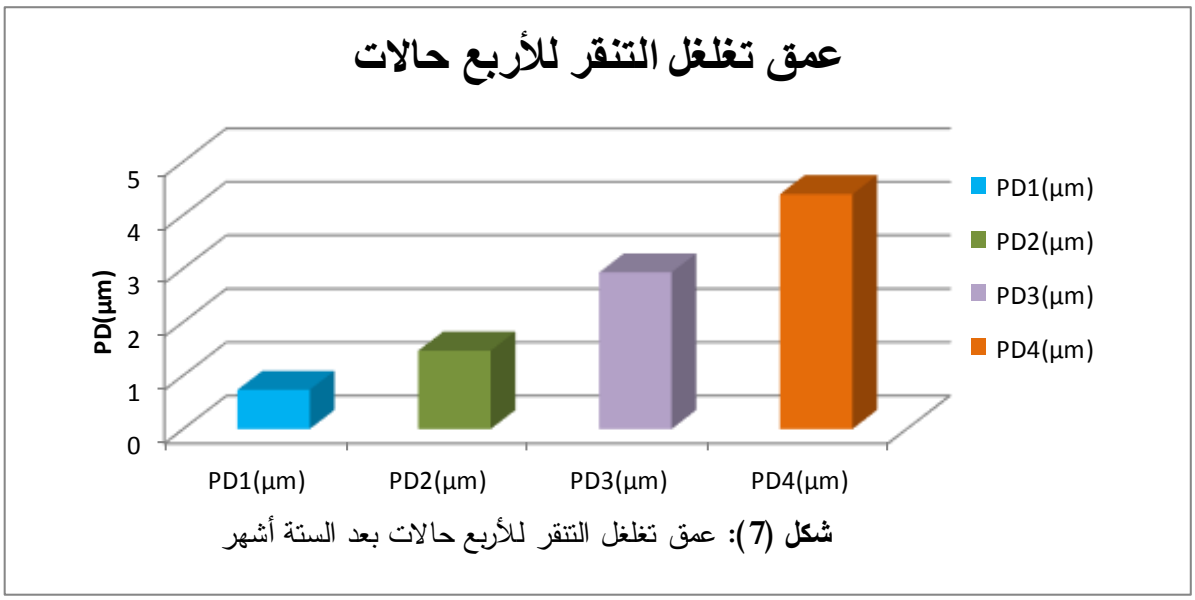
شكل (٤): صور مجهرية لأسلاك تقويم الأسنان بعد ستة أشهر من حالات التآكل الأربع.



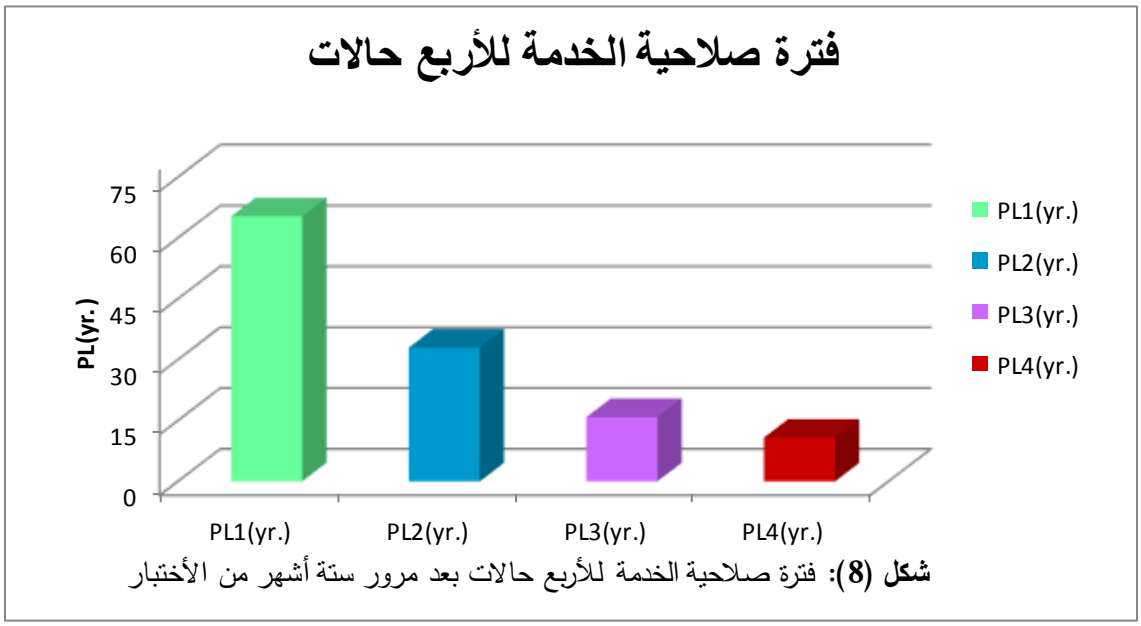
شكل (٥): معدل تغلغل التآكل التنقري في الأربع حالات بعد مرور ستة أشهر.



شكل (6):المقارنة بين معدلات تغلغل التنقر للحالات الأربعة بعد ستة أشهر



شكل (7): عمق تغلغل التنقر للأربع حالات بعد الستة أشهر



شكل (8): فترة صلاحية الخدمة للأربع حالات بعد مرور ستة أشهر من الأختبار

STUDY TO DETERMINE THE LONGEST VALIDITY PERIOD FOR ORTHODONTIC WIRES IN A DIFFERENT ENVIRONMENTS

Mohammed Abdulateef Ahmed

Production and Metallurgy Engineering Department
University of Technology
Metal_metal٤٨@yahoo.com

Abstract:

The research summary to knowing longest period of validity for orthodontic wires in four corrosive media ,the first medium approximately similar to human mouth such as corrosive medium (Artificial Saliva), human body temperature, hydrogen power (pH), and aeration ,and compared with orthodontic wires these serve in same corrosive medium but at room temperature and the identical aeration as a second corrosive medium, and compared to orthodontic wires present or attending in sodium chloride solution instead of artificial saliva at room temperature and the like aeration as a third corrosive medium. The final comparison test with orthodontic wires present in sodium chloride solution at human body temperature and the like aeration too.

The study done by using device or system was native designed and manufactured according to modified American standard specification (ASTM G٣١), the orthodontic wires were from type austenitic stainless steel (٣٠١).

After four mentioned corrosion experiments for serial six months period ,and usage Corrosion Penetration Rate law (CPR) and by traditional mathematical methods addition to the microstructures of samples before and after corrosion experiments ,conclude that ;the longest validity period for orthodontic wires at environment approximately similar to human mouth ,then wires worked in artificial saliva at room temperature, followed by the wires served in sodium chloride solution at room temperature, finally; orthodontic wires were worked in sodium chloride solution at human body temperature had shortest validity period.

Key words: Orthodontic, Biomaterials, stainless steel, Austenitic steel, Artificial saliva.